



**İSKELE YAPILI OMURGA KEMİKLERİ
BİRLEŞTİREN KAFES İMPLANT TASARIMI VE
SONLU ELEMANLARLA ANALİZİ**

**2022
YÜKSEK LİSANS TEZİ
BİYOMEDİKAL MÜHENDİSLİĞİ**

Seher BİÇER

**Tez Danışmanı
Doç. Dr. Daver ALİ**

**İSKELE YAPILI OMURGA KEMİKLERİ BİRLEŞTİREN KAFES
İMLANT TASARIMI VE SONLU ELEMANLARLA ANALİZİ**

Seher BİÇER

**Tez Danışmanı
Doç. Dr. Daver ALİ**

**T.C.
Karabük Üniversitesi
Lisansüstü Eğitim Enstitüsü
Biyomedikal Mühendisliği Anabilim Dalında
Yüksek Lisans Tezi
Olarak HazırlanmıŐtır**

**KARABÜK
Kasım 2022**

Seher BİÇER tarafından hazırlanan “İSKELE YAPILI OMURGA KEMİKLERİ BİRLEŞTİREN KAFES İMPLANT TASARIMI VE SONLU ELEMANLARLA ANALİZİ” başlıklı bu tezin Yüksek Lisans Tezi olarak uygun olduğunu onaylarım.

Dr. Öğr. Üyesi Daver ALİ

Tez Danışmanı, Biyomedikal Mühendisliği Anabilim Dalı

Bu çalışma, jürimiz tarafından Oy Birliği ile Biyomedikal Mühendisliği Anabilim Dalında Yüksek Lisans Tezi olarak kabul edilmiştir. 30/11/2022

Ünvanı, Adı SOYADI (Kurumu)

İmzası

Başkan: Doç. Dr. Hacı Mehmet KAYILI (KBÜ)

Üye: Doç. Dr. Daver ALİ (KBÜ)

Üye: Dr. Öğr. Üyesi Ali AMİNİ (ATÜ)

KBÜ Lisansüstü Eğitim Enstitüsü Yönetim Kurulu, bu tez ile Yüksek Lisans derecesini onaylamıştır.

Doç. Dr. Müslüm KUZU

Lisansüstü Eğitim Enstitüsü Müdürü

“Bu tezdeki tüm bilgilerin akademik kurallara ve etik ilkelere uygun olarak elde edildiğini ve sunulduğunu; ayrıca bu kuralların ve ilkelerin gerektirdiği şekilde, bu çalışmadan kaynaklanmayan bütün atıfları yaptığımı beyan ederim.”

Seher BİÇER

ÖZET

Yüksek Lisans Tezi

İSKELE YAPILI OMURGA KEMİKLERİ BİRLEŞTİREN KAFES İMPLANT TASARIMI VE SONLU ELEMANLARLA ANALİZİ

Seher BİÇER

Karabük Üniversitesi

Lisansüstü Eğitim Enstitüsü

Biyomedikal Mühendisliği Anabilim Dalı

Tez Danışmanı:

Doç. Dr. Daver ALİ

Kasım 2022, 83 sayfa

Ortopedide dejenere olmuş omurlar arası diskin tedavisinde çeşitli yöntemler kullanılmaktadır. Dejenere olmuş disk yerine kafes implant kullanarak iki omuru birleştirip tek parça haline getirmek bu yöntemlerin en yaygın olanıdır. Kullanılan implantın başarılı olması birçok parametreye bağlıdır. Uygulanan implant öncelikle omurların birbirine göre hareketini minimum kılmalıdır ve aynı zamanda biyomekanik yüklerle karşı oldukça dayanıklı olmalıdır. Bu iki önemli kriter büyük oranda implantın geometrisi ve malzemesine bağlıdır. Bu çalışmada, biri geleneksel olarak tanımlanan elips kafes ve oktet, oktahedron ve schwarz olarak tanımlanan gözenekli iskele yapılar kullanılarak dört farklı füzyon implantı tasarlanmıştır. Her implant Ti-6Al-4V, Magnezyum ve PEEK olarak üç farklı malzemeden oluşturulmuş ve toplam 12 implant model elde edilmiştir. Bu implantlar dördüncü ve üçüncü lomberlerin arasına yerleştirilerek iki lomberi birleştirmiştir. Çalışmanın devamında elde edilen modellerin sonlu elemanlar yöntemi kullanılarak çeşitli biyomekanik yükler altında meydana gelen gerilme ve deformasyon değerleri analiz edilmiştir.

Biyomekanik yükler nötr (sadece basınç), fleksiyon, lateral fleksiyon, fleksiyon-lateral fleksiyon, ekstansiyon, rotasyon olarak altı farklı durumda uygulanmıştır. Sonuçlar hem maksimum gerilme hem de maksimum deformasyonun fleksiyon-lateral fleksiyon hareketi için meydana geldiğini göstermiştir. İmplantların başarılı olup olmadıkları malzemelerin akma mukavemetini dikkate alarak değerlendirilmiştir. Sonuçlara göre sadece Ti-6Al-4V'dan oluşan implantlar tüm yükleme senaryolarında akma mukavemetinin altında bir gerilme sergilemiştir ve diğer iki malzemedenden oluşan modeller başarısız olmuştur. Ancak, implant geometrisi açısından bakıldığında Ti-6Al-4V'dan oluşmasına rağmen oktet yapıya sahip implantın malzemenin akma mukavemetinin üzerinde bir gerilme sergileyerek başarısız olduğu gözlenmiştir. Diğer iki iskele tabanlı implant yani schwarz ve oktahedron modellerinin elips model kadar dayanıklı bir yapıya sahip olduğu ortaya çıkmıştır. Schwarz ve oktahedron modellerin gözenekli yapılarıyla biyouyumluluk açısından elips modele göre daha avantajlı olduğundan dolayı bu tür ortopedik uygulamalarda kullanıma uygun olduğu görülmüştür. Dolayısıyla, bu çalışmanın sonuçları yeni füzyon implantların tasarımına ve malzeme seçimine ışık tutmaktadır.

Anahtar Sözcükler : Ortopedi İmplantı, Füzyon Kafes, İskele, Sonlu Elemanlar Yöntemi

Bilim Kodu : 92504

ABSTRACT

M. Sc. Thesis

SCAFFOLD-BASED FUSION CAGE FOR SPINAL IMPLANT; DESIGN AND FINITE ELEMENT ANALYSIS

Seher BİÇER

**Karabük University
Institute of Graduate Programs
Department of Biomedical Engineering**

**Thesis Advisor:
Assoc. Prof. Dr. Daver ALİ
November 2022, 83 pages**

Different methods are used in the treatment of degenerated intervertebral discs in orthopedics. The most common method is the fusion of two vertebrae using a cage implant. The success of such an implant depends on many parameters. The designed implant should minimize the relative movement of the vertebrae and, at the same time, must be highly resistant to biomechanical loads. These two important criteria are highly dependent on the geometry and material of the implant. In this study, four fusion cages were designed using a conventional ellipse lattice and three porous scaffold structures defined as octet, octahedron, and schwarz. Considering that each implant consists of three different materials as, Ti-6Al-4V, Magnesium, and PEEK, a total of 12 implant models were obtained. These implants were placed between the fourth and third lumbar and united two lumbers. Then, the obtained models were analyzed by applying various biomechanical loads using finite elements, and the deformation and the resulting stresses were analyzed. Biomechanical loads were applied for six different situations: neutral (pressure only), flexion, lateral flexion,

flexion-lateral flexion, extension, and rotation. The results showed that both maximum stress and maximum deformation occurred for the flexion-lateral-flexion loading. Then, considering the implant material's yield strength, the implants' success was investigated. To the results, only implants composed of Ti-6Al-4V still exhibited stress below yield strength in all loading scenarios, and models consisting of two other materials failed. In terms of implant geometry, the implant with the octet structure failed despite being composed of Ti-6Al-4V. However, the other two scaffold-based implants, namely schwarz and octahedron models, were durable as the ellipse model. Since they are more advantageous than the ellipse model in terms of biocompatibility with their porous structures, they are suitable for this orthopedic application. Finally, the results of this study shed light on the design and material selection of new fusion implants.

Key Words : Orthopedic Implant, Fusion Cage, Scaffold, Finite Element Method

Science Code : 92504

TEŞEKKÜR

Bu tez alıŐmasının planlanması, yürütölmesi ve tamamlanması sürecinde ilgisini ve desteğini esirgemeyen, bilgi ve tecrübesiyle çalıŐmama yön veren değerli hocam Sayın Doç. Dr. Daver ALİ'ye sonsuz teŐekkürlerimi sunarım.

Her zaman yanımda olan, yardım ve anlayıŐını esirgemeyen, beni hep destekleyen sevgili ailem ve arkadaşlarıma en içten teŐekkürlerimi sunarım.

İÇİNDEKİLER

Sayfa

KABUL.....	ii
ÖZET.....	iv
ABSTRACT.....	vi
TEŞEKKÜR.....	viii
İÇİNDEKİLER	ix
ŞEKİLLER DİZİNİ.....	xi
TABLolar DİZİNİ	xvi
SİMGELER VE KISALTMALAR DİZİNİ	xvii
BÖLÜM 1	1
GİRİŞ	1
BÖLÜM 2	3
2.1 OMURGA ANATOMİSİ.....	3
2.2 OMURGA BİYOMEKANİĞİ	9
2.3 OMURGA HASTALIKLARI VE TEDAVİ YÖNTEMLERİ.....	11
2.4 SPİNAL FÜZYON CERRAHİSİ.....	13
2.5 SPİNAL FÜZYONDA KULLANILAN İMPLANTIN ÖZELLİKLERİ ..	16
2.6 LİTERATÜRDEKİ İMPLANT TASARIM YAKLAŞIMLARI.....	19
BÖLÜM 3	22
MATERYAL VE YÖNTEM	22
3.1 LOMBER VERTEBRA TASARIMI.....	22
3.2 FÜZYON İMPLANT MODELLERİ.....	24
3.3 SONLU ELEMANLAR ANALİZİ.....	25
3.3.1 Modellerin Sonlu Elemanlar Ağ Örgüsü	26
3.3.2 Sınır Şartları ve Biyomekanik Yükler.....	28
3.3.3 Deformasyon (Şekil Değiştirme)	30
3.3.4 Von Mises Gerilmesi	32

Sayfa

BÖLÜM 4	33
SONUÇLAR VE TARTIŞMA	33
4.1 TASARLANMIŞ KAFES İMPLANTLARIN ANALİZLERİ	33
4.2 TOPLAM DEFORMASYON	33
4.2.1 Elips Kafese Sahip Modellerde Deformasyon	34
4.2.2 Oktet Kafese Sahip Modellerde Deformasyon	36
4.2.3 Oktahedron Kafese Sahip Modellerde Deformasyon	38
4.2.4 Schwarz Kafese Sahip Modellerde Deformasyon	40
4.3 VON MİSES GERİLMESİ	42
4.3.1 Elips İmplantı Sahip Modellerin von Mises Gerilmesi	43
4.3.2 Oktet İmplantı Sahip Modellerin von Mises Gerilmesi	49
4.3.3 Oktahedron İmplantı Sahip Modellerin von Mises Gerilmesi	55
4.3.4 Schwarz İmplantı Sahip Modellerin von Mises Gerilmesi	61
4.4 TARTIŞMA	67
4.4.1 Deformasyon	67
4.4.2 von Mises Gerilmesi	70
BÖLÜM 5	73
SONUÇLAR	73
KAYNAKLAR	75
ÖZGEÇMİŞ	83

ŞEKİLLER DİZİNİ

Sayfa

Şekil 2. 1	Vertebral kolonun önden, sol yandan ve arkadan görünümü.....	4
Şekil 2. 2	Vertebral kolan ve omur yapıları.....	5
Şekil 2. 3	Omurun elemanları.....	5
Şekil 2. 4	Omurlar arası diskin görünümü.....	6
Şekil 2. 5	Fasetlerin görünümü.....	7
Şekil 2. 6	Ligamentin anatomik yapısı.....	8
Şekil 2. 7	Omurganın hareket gösterimi.....	10
Şekil 2. 8	Servikal lordoz, Torakal kifoz ve Lomber lordoz ölçümleri.....	12
Şekil 2. 9	ABD spinal füzyon cihazı pazar büyüklüğü.....	13
Şekil 2. 10	Lomber interbody füzyonlarında cerrahi yaklaşımlar.....	15
Şekil 2. 11	a) BAK Kafesi, b) Işın Dışlı Füzyon Kafesi, c) LT-Kafes, d) Inter Fix Cihazı, e) Harms Kafesi, f) PEEK Kafesi, g) Jaguar I/F Kafesi, h) Bumerang 2 Cihazı, ı) Kemik Dübel, j) Femur Halkası.....	16
Şekil 3. 1	Lomber 3, 4 ve birleştirici implant.....	22
Şekil 3. 2	Lomber kemiklerin süngerimsi ve kortikal bölgeleri.....	23
Şekil 3. 3	Lomber 3 ve 4'ü birleştiren faset eklemi.....	23
Şekil 3. 4	Füzyon implantlar ve geometrik parametreleri; a) Elips, b) Schwarz, c) Oktet ve d) Oktahedron model.....	24
Şekil 3. 5	Eleman ve düğüm noktalarının gösterildiği örnek bir sonlu eleman modeli.....	27
Şekil 3. 6	Füzyon implantların ağ örgüsü; a) Elips, b) Oktet ve c) Oktahedron d) Schwarz.....	28
Şekil 3. 7	Oktahedron kafes modeli için a) Nört, b) Fleksiyon, c) Lateral fleksiyon, d) Fleksiyon-lateral fleksiyon, e) Ekstansiyon, f) Rotasyon durumlarında uygulanan sınır şartları.....	29
Şekil 3. 8	Tipik bir gerilme-gerinim eğrisi.....	31
Şekil 3. 9	Von Mises kriteri için güvenli alan.....	32

Sayfa

Şekil 4. 1	Elips kafese sahip ve Mg'dan oluşan modelde a) Nötr, b) Fleksiyon, c) Lateral fleksiyon, d) Fleksiyon-lateral fleksiyon, e) Ekstansiyon, f) Rotasyon hareketi için hesaplanmış toplam deformasyon.....	34
Şekil 4. 2	Üç ayrı malzemeden yapılan elips kafes için tüm modelin toplam deformasyonu.....	35
Şekil 4. 3	Oktet kafese sahip ve Mg'dan oluşan modelde a) Nötr, b) Fleksiyon, c) Lateral fleksiyon, d) Fleksiyon-lateral fleksiyon, e) Ekstansiyon, f) Rotasyon hareketi için hesaplanmış toplam deformasyon.....	36
Şekil 4. 4	Üç ayrı malzemeden yapılan oktet kafes için tüm modelin toplam deformasyonu.....	37
Şekil 4. 5	Oktahedron kafese sahip ve Mg'dan oluşan modelde a) Nötr, b) Fleksiyon, c) Lateral fleksiyon, d) Fleksiyon-lateral fleksiyon, e) Ekstansiyon, f) Rotasyon hareketi için hesaplanmış toplam deformasyon.....	38
Şekil 4. 6	Üç ayrı malzemeden yapılan oktahedron kafes için tüm modelin toplam deformasyonu.....	39
Şekil 4. 7	Schwarz kafese sahip ve Mg'dan oluşan modelde a) Nötr, b) Fleksiyon, c) Lateral fleksiyon, d) Fleksiyon-lateral fleksiyon, e) Ekstansiyon, f) Rotasyon hareketi için hesaplanmış toplam deformasyon.....	40
Şekil 4. 8	Üç ayrı malzemeden yapılan schwarz kafes için tüm modelin toplam deformasyonu.....	41
Şekil 4. 9	Malzeme olarak Mg'dan modellenmiş olan elips kafes implantın a) Nötr, b) Fleksiyon, c) Lateral fleksiyon, d) Fleksiyon-lateral fleksiyon, e) Ekstansiyon, f) Rotasyon hareketi için von Mises gerilme dağılımı.....	43
Şekil 4. 10	Üç ayrı malzemeden yapılan elips kafes için von Mises gerilmeleri.	44

Sayfa

Şekil 4. 11	Malzeme olarak Mg'dan modellenmiş olan elips kafes implant için L4 kortikal kemiğin a) Nötr, b) Fleksiyon, c) Lateral fleksiyon, d) Fleksiyon-lateral fleksiyon, e) Ekstansiyon, f) Rotasyon hareketinde meydana gelen von Mises gerilme dağılımı.....	45
Şekil 4. 12	Üç ayrı malzemeden yapılan elips kafes için alt kortikal kemik yapısında meydana gelen von Mises gerilmeleri.....	46
Şekil 4. 13	Malzeme olarak Mg'dan modellenmiş olan elips kafes implant için L3 kortikal kemiğin a) Nötr, b) Fleksiyon, c) Lateral fleksiyon, d) Fleksiyon-lateral fleksiyon, e) Ekstansiyon, f) Rotasyon hareketinde meydana gelen von Mises gerilmeleri.....	47
Şekil 4. 14	Üç ayrı malzemeden yapılan elips kafes için L3 kortikal kemikte meydana gelen maksimum von Mises gerilmesi.....	48
Şekil 4. 15	Malzeme olarak Mg'dan modellenmiş olan oktet kafes implantın a) Nötr, b) Fleksiyon, c) Lateral fleksiyon, d) Fleksiyon-lateral fleksiyon, e) Ekstansiyon, f) Rotasyon hareketi için von Mises gerilmeleri.....	49
Şekil 4. 16	Üç ayrı malzemeden yapılan oktet kafes için maksimum von Mises gerilmeleri.....	50
Şekil 4. 17	Malzeme olarak Mg'dan modellenmiş olan oktet kafes implant için L4 kortikal kemiğin a) Nötr, b) Fleksiyon, c) Lateral fleksiyon, d) Fleksiyon-lateral fleksiyon, e) Ekstansiyon, f) Rotasyon hareketinde meydana gelen von Mises gerilmeleri.....	51
Şekil 4. 18	Üç ayrı malzemeden yapılan oktet kafes için L4 kortikal kemik yapısında meydana gelen von Mises gerilmeleri.....	52
Şekil 4. 19	Malzeme olarak Mg'dan modellenmiş olan oktet kafes implant için L3 kortikal kemiğin a) Nötr, b) Fleksiyon, c) Lateral fleksiyon, d) Fleksiyon-lateral fleksiyon, e) Ekstansiyon, f) Rotasyon hareketinde meydana gelen von Mises gerilmeleri.....	53

Şekil 4. 20	Üç ayrı malzemeden yapılan oktet kafes için üst kortikal kemik yapısında meydana gelen von Mises gerilmeleri.....54
Şekil 4. 21	Malzeme olarak Mg'dan modellenmiş olan oktahedron kafes implantın a) Nötr, b) Fleksiyon, c) Lateral fleksiyon, d) Fleksiyon-lateral fleksiyon, e) Ekstansiyon, f) Rotasyon hareketi için von Mises gerilmeleri.....55
Şekil 4. 22	Üç ayrı malzemeden yapılan oktahedron kafes için maksimum von Mises gerilmesi.....56
Şekil 4. 23	Malzeme olarak Mg'dan modellenmiş olan oktahedron kafes implant için L4 kortikal kemiğin a) Nötr, b) Fleksiyon, c) Lateral fleksiyon, d) Fleksiyon-lateral fleksiyon, e) Ekstansiyon, f) Rotasyon hareketinde meydana gelen von Mises gerilmeleri.....57
Şekil 4. 24	Üç ayrı malzemeden yapılan oktahedron kafes için L4 kortikal kemik yapısında meydana gelen maksimum von Mises gerilmesi.....58
Şekil 4. 25	Malzeme olarak Mg'dan modellenmiş olan oktahedron kafes implant için L3 kortikal kemiğin a) Nötr, b) Fleksiyon, c) Lateral fleksiyon, d) Fleksiyon-lateral fleksiyon, e) Ekstansiyon, f) Rotasyon hareketinde meydana gelen von Mises gerilmeleri.....59
Şekil 4. 26	Üç ayrı malzemeden yapılan oktahedron kafes için L3 kortikal kemik yapısında meydana gelen maksimum von Mises gerilmeleri.....60
Şekil 4. 27	Malzeme olarak Mg'dan modellenmiş olan schwarz kafes implantın a) Nötr, b) Fleksiyon, c) Lateral fleksiyon, d) Fleksiyon-lateral fleksiyon, e) Ekstansiyon, f) Rotasyon hareketi için von Mises gerilmeleri.....61
Şekil 4. 28	Altı ayrı harekette üç ayrı malzemeden oluşan schwarz kafesi için meydana gelen maksimum von Mises gerilmesi.....62
Şekil 4. 29	Malzeme olarak Mg'dan modellenmiş olan schwarz kafes implant için L4 kortikal kemiğin a) Nötr, b) Fleksiyon, c) Lateral fleksiyon, d) Fleksiyon-lateral fleksiyon, e) Ekstansiyon, f) Rotasyon hareketinde meydana gelen von Mises gerilmeleri.....63
Şekil 4. 30	Üç ayrı malzemeden yapılan schwarz kafes için L4 kortikal kemik yapısında meydana gelen von Mises gerilmeleri.....64

Sayfa

Şekil 4. 31	Malzeme olarak Mg'dan modellenmiş olan schwarz kafes implant için L3 kortikal kemiğin a) Nötr, b) Fleksiyon, c) Lateral fleksiyon, d) Fleksiyon-lateral fleksiyon, e) Ekstansiyon, f) Rotasyon hareketinde meydana gelen von Mises gerilmeleri (MPa).....65
Şekil 4. 32	Üç ayrı malzemeden yapılan schwarz kafes için L3 kortikal kemik yapısında meydana gelen maksimum von Mises gerilmesi.....66
Şekil 4. 33	a) Mg, b) PEEK ve c) Ti-6AL-4V için tüm modelin toplam deformasyonu.....68
Şekil 4. 34	a) Mg, b) PEEK, c) Ti-6AL-4V için implantlarda meydana gelen von Mises gerilmeleri.....71

TABLolar DİZİNİ

Tablo 3. 1 SEA modelleri için malzeme özellikleri.....	26
Tablo 3. 2 SEA modellerinin ağ örgülerinin eleman ve düğüm sayıları.....	27

SİMGELER VE KISALTMALAR DİZİNİ

TUİK	: Türkiye İstatistik Kurumu
CDC	: Centers for Disease Control and Prevention (Hastalık Kontrol ve Korunma Merkezleri)
ALIF	: Anterior Lomber Interbody Füzyon
AxiaLIF	: Aksiyel Lomber Interbody Füzyon
PLIF	: Posterior Lomber Interbody Füzyon
TLIF	: Transforaminal Lomber Interbody Füzyon
XLIF	: Extreme Lateral Interbody Füzyon
PEEK	: Poliariletereterketon
Ti-6Al-4V	: Titanyum Alaşımı
Mg	: Mg
PLA	: Polilaktik Asit
ABS	: Akrilonitril Bütadien Stiren
PC	: Polikarbonat
ASD	: Adjacent Segment Disease (Komşu Segment Hastalığı)
CAD	: Computer Aided Design (Bilgisayar Destekli Tasarım)
FEA/ SEA	: Finite Element Analysis (Sonlu Elemanlar Analizi)
CT/BT	: Computerized Tomography (Bilgisayarlı Tomografi)
MR	: Manyetik Rezonans
GPa	: Giga Paskal
MPa	: Mega Paskal
μm	: Mikrometre
mm	: Milimetre
N	: Newton
N-m	: Newton Metre
σ	: Normal stress

BÖLÜM 1

GİRİŞ

Omurga olarak da bilinen vertebral kolon, vücudun arkası boyunca sıralanan kemikler, kas-iskelet sistemi ve sinir sistemleri de dahil olmak üzere birçok farklı yolu birbirine bağlayan ve vertebralardan oluşan bir yapıdır. Bel bölgesi, omurganın yarı hareketli sırt bölgesi ile hareketsiz sakral bölgesi arasında kalan tam hareketli bölgede bulunmaktadır. Bu nedenle de omurganın en çok yük taşıyan ve çalışan bölümü bel bölgesidir. Buna bağlı olarak, yaralanmaların, dejeneratif değişikliklerin ve ağrıların en çok ortaya çıktığı yer de burasıdır [1]. Bel ağrısı; kasların veya omurgadaki bağların zorlanmasından oluşan kas-iskelet sistemine veya omurilikten çıkan sinir köklerinin basısına-sıkışmasına bağlı oluşan bir rahatsızlıktır [2]. Teknolojinin gelişmesi ve sanayileşme ile birlikte bel ağrısı vakalarında yoğun bir artış yaşanmaktadır [3]. Günlük yaşantıyı kısıtladığı için işte artan devamsızlık ve tıbbi anlamda yoğun bir iş yüküne neden olmasının yanında ciddi ekonomik maliyetlere de sebep olmaktadır. Bel ağrısı, düşük, orta ve yüksek gelirli ülkelerin hemen hepsinde ve her yaş grubunda görülmektedir. Dolayısıyla bel ağrısı, küresel bir halk sağlığı sorunudur [4]. Türkiye İstatistik Kurumu (TÜİK) 2019 verilerine göre: Son 1 yıl içinde 15 yaş ve üstü bireylerde görülen hastalık türleri incelendiğinde; bel bölgesi problemleri 2016 yılında %27,1 ile 2019 yılında da %29,7 ile ilk sırada yer aldığı belirtilmiştir [5].

Bel ağrılarının yaklaşık %95'i belin mekanik nedenlerle zorlanması sonucuyla oluşmaktadır. Konjenital faktörler, dejeneratif hastalıklar, metabolik hastalıklar, enfeksiyonlar, tümörler, travma, toksik nedenler, dolaşım sistemine ait hastalıklar ve psikolojik bel ağrısı diğer ağrı nedenleri arasındadır. Başlangıç aşamasındaki ağrılar ilaç tedavisi, fizik tedavi ve yatak istirahati ile tedavi edilmektedir. İleri seviye bel ağrılarında cerrahi tekniklere başvurulur. Spinal füzyon, bu ağrılarının tedavisinde yıllardır kullanılan; iki veya daha fazla omurun vidalar, plakalar ve farklı kafes tasarımları ile birleştirildiği ortopedik bir cerrahi tekniktir. İlk kez 1980'lerin sonunda kullanılan bu teknik, geliştirilen farklı kafes implant tasarımı ve farklı

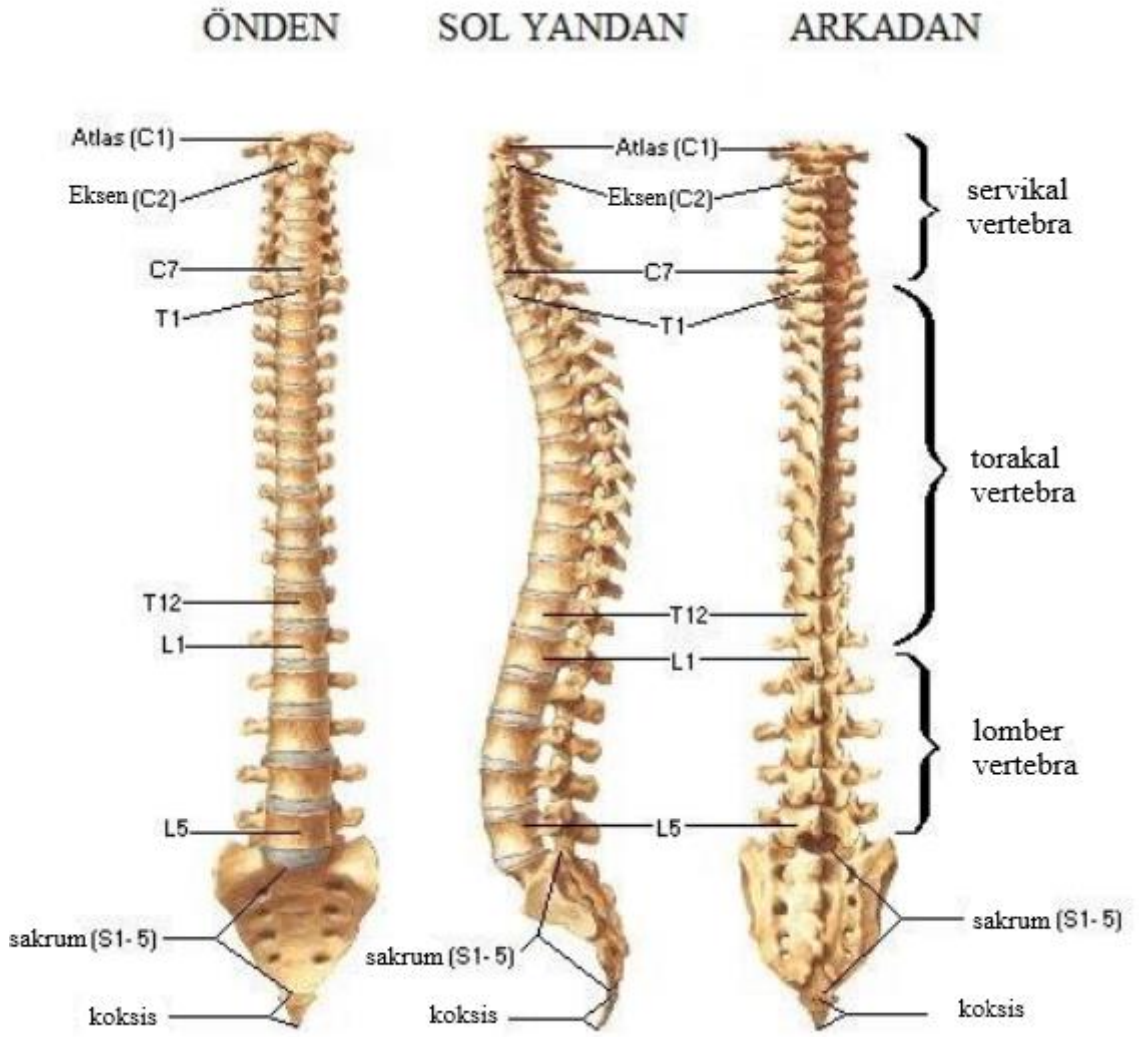
malzemeler ile günümüzde yoğun olarak tercih edilmektedir [3].

Son yıllarda doku mühendisliği ve üç boyutlu eklemeli imalat teknolojisinin gelişmesiyle tıbbi alanda implantlar ve biyobozunur iskeleler de dahil olmak üzere konak dokunun mekanik özelliklerini uyarlamak, biyouyumluluğu artırmak ve üretim maliyetlerini azaltmak için düşük hacimli gözenekli yapılar geliştirilmektedir [6]. Bu yapıların vücuda implante edilmeden önce biyomekanik yüklerden kaynaklanan gerilmelere karşı dayanıklılığı ve uygunluğu test edilmelidir. Sonlu elemanlar yöntemi diğer mühendislik alanlarındaki gibi bu tür analizler için de birçok avantaj sunmaktadır. Sonlu elemanlar analizi doku ve organlarda gerilme analizi yapmak için oldukça faydalı ve gerçeğe yakın bir uygulamadır. Bu tez çalışmasında omurga kemiklerini birleştiren implantlar birisi klasik yapıya sahip üçü ise iskele olarak tanımlanan gözenekli yapılardan oluşan kafesler olarak tasarlanmıştır. Elde edilen geometriler üç ve dört numaralı lomber kemikleri arasında birleştirici (füzyon) kafes olarak kullanılmıştır. Ayrıca, her implant için PEEK, Ti-6Al-4V ve Mg olmak üzere üç farklı malzeme tanımlanmıştır ve böylelikle toplam on iki model elde edilmiştir. Elde edilen modellere biyomekanik yükleri mimik yapacak kuvvetleri uygulayarak sonlu elemanlar yöntemiyle analiz yapılmıştır.

BÖLÜM 2

2.1 OMURGA ANATOMİSİ

Vertebral kolon (omurga), tüm omurgalılarda iskeletin merkezi eksenidir ve kaslara tutunarak, gövdeyi destekler. Omuriliği, göğüs kafesi ile birlikte kalp ve akciğer gibi önemli organları korur. Merkezi sinir sisteminin önemli bir parçası olan omurga; erkeklerde ortalama 71 cm, kadınlarda 61 cm'dir. Omur yani vertebra, omurgayı oluşturan 33 kemikten her birine verilen addır. İnsan omurgası her biri farklı morfolojik ve dolayısıyla işlevsel özelliklere sahip omurlar içeren beş bölgeye ayrılmıştır. Bu bölgeler; yedi adet boyun omuru (servikal vertebra), on iki adet sırt omuru (torakal vertebra), beş adet bel omuru (lomber vertebra), beş adet sakral ve dört adet koksial omurdan oluşmaktadır [1]. İlk 24 vertebra birbirine eklemler aracılığıyla bağlıdır. Kalan beş vertebranın birleşmesiyle sakrum, en altta bulunan küçük ve tam gelişmemiş dört vertebranın birleşmesiyle de koksial denilen yapı meydana gelmektedir. İlk iki servikal vertebra (sırasıyla atlas ve eksen) haricinde servikal, torakal veya lomber bölgelerden gelen tüm hareketli omurlar benzer bir morfolojik tasarıma sahiptirler [7].

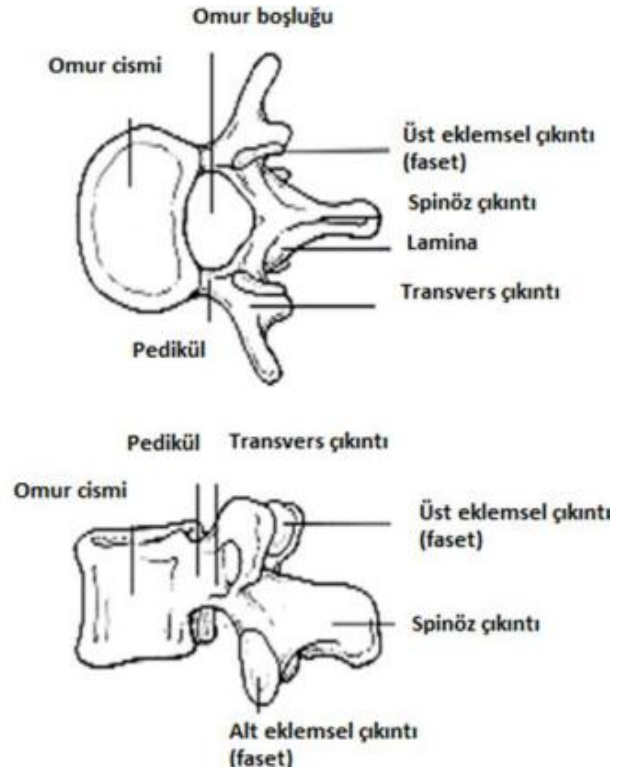
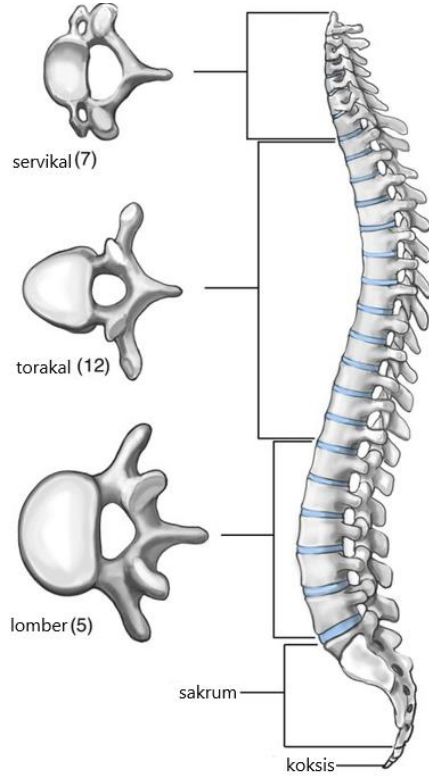


Şekil 2. 1 Vertebral kolonun önden, sol yandan ve arkadan görünümü [8].

2.1.1 Omur (Vertebra)

Omurlar, içte trabeküler (süngerimsi) yapıya sahip olup, dışta kompakt bir kemik tabakasından oluşmaktadır. Vertebralar yer aldığı bölgeye göre büyüklük ve şekil olarak değişiklik göstermektedir. Yukarıdan aşağıya inildikçe hem derinliği hem de genişliği artmaktadır. Genel olarak bir vertebra, ön bölge (omur cismi) ve arka bölge olarak iki kısma ayrılır. Omur cismi genelde elips bir şekildedir ve süngerimsi bölgeyi çevreleyen yoğun kemik içeren korteksten oluşmuştur. Korteksin üst ve alt düzlemlerine vertebral son plak denir. Son plak tabakası hyalin kıkırdaktan oluşur ve disk ile omurun birleşim yeridir. Arka bölge ise pedikül, lamina, transvers çıkıntı, spinöz çıkıntı ve eklem çıkıntı olmak üzere beş bölgeye ayrılır. Vertebraların korpusundan arkaya doğru uzanan kollara pedikül adı verilir. Pediküller arkaya

doğru ilerledikçe yassılaşır ve genişler. Pediküllerin bu kısmına lamina adı verilir. Korpus, pedikül ve lamina birlikte bir forameni çevreler. Buna foramen vertebrale denir. Eklem yapmış kolumna vertebraliste, foramen vertebralelerin üst üste binmesiyle oluşan kanala kanalis vertebralis adı verilmektedir. Bu kanal içerinde medulla spinalis, zarlar ve spinal sinir kokleri yer alır [9].

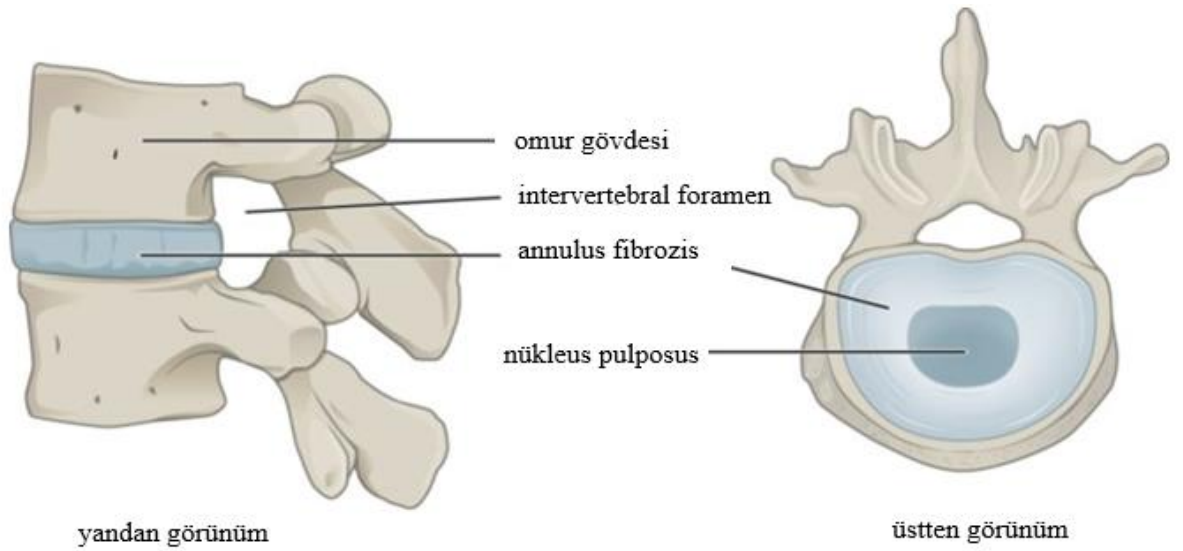


şekil 2. 2 Vertebral kolan ve omur yapıları [10]. şekil 2. 3 Omurun elemanları [11].

2.1.2 Omurlar Arası Diskler

Toplamda 24 adet intervertebral disk vardır. İliki C2 ve C3 vertebra gövdeleri arasında ve sonuncusu lumbosakral (L5/S1) bileşkesinde bulunur. İntervertebral diskler, vertebral kolonun yüksekliğinin yaklaşık üçte birini oluşturur. Diskler, üst torasik bölgede en ince ve vertebral kolonun lomber bölgesinde en kalındır [9]. Omur gövdelerinin bitişik yüzeyleri, ince hiyalin kıkırdak plakaları ile kaplıdır ve bu yüzeyler arasında fibro-kıkırdaklı intervertebral disk yer almaktadır. İntervertebral diskin temel yapısını kollajen, proteoglikan ve su oluşturur. Her bir intervertebral disk çok katmanlı annulus fibrosus adı verilen dış katmanlı fibro-kıkırdaklı halka ve

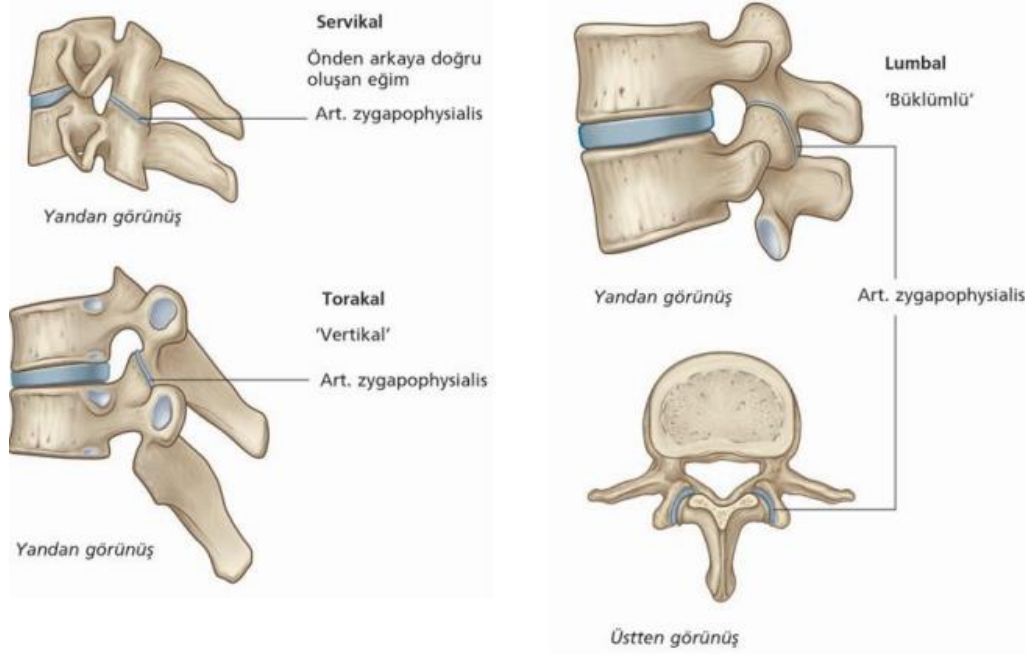
nükleus pulposus adı verilen jelatinimsi iç bölgeden oluşmaktadır. Nükleus pulposus %85, annulus fibrozis ise %78 oranında su içermektedir. Annulus fibrozis ve nükleus pulposus birlikte çalışarak intervertebral diske bir amortisör görevi yükler. Basma, çekme ve kesme kuvvetlerini sönümleyerek omurlara aktarılan kuvvetleri azaltır. Ancak yaşlanma ve dejenerasyonla birlikte annulus fibrozis ve nükleus pulposusdaki su ve proteoglikan oranı azalırken kollajen miktarı artmaktadır. Bu durum birçok farklı disk hastalığına neden olmaktadır [12].



Şekil 2. 4 Omurlar arası diskin görünümü [13].

2.1.3 Faset Eklem

Apofiziyal eklem olarak tanımlanır. İki omuru bağlayan arka kısımdaki bağlantı yerlerine denir. Her omur alt ve üstte toplam 4 faset eklem ile birbirine bağlanır. Bu kilit sistemi omurganın stabilitesini sağlar. Faset eklemlerin dış kısmı kapsül ile kaplıdır ve fibroelastik dokular ile sağlamlık kazanmaktadır. Kapsülün içerisinde sinoviyal sıvı bulunur. Vertebral kolona esnekliğini ve hareket aralığını veren yapıdır. Eklem yüzlerinin şekli ve konturu vertebral bölgeler arasında farklılık gösterir. Eklem yüzlerinin bu farklılığı omurlar arasında mümkün olan hareket tipini belirler. Bununla birlikte, bu hareketler kaburgaların varlığı ile sınırlanır [14].



Şekil 2. 5 Fasetlerin görünümü [8]

2.1.4 Ligament

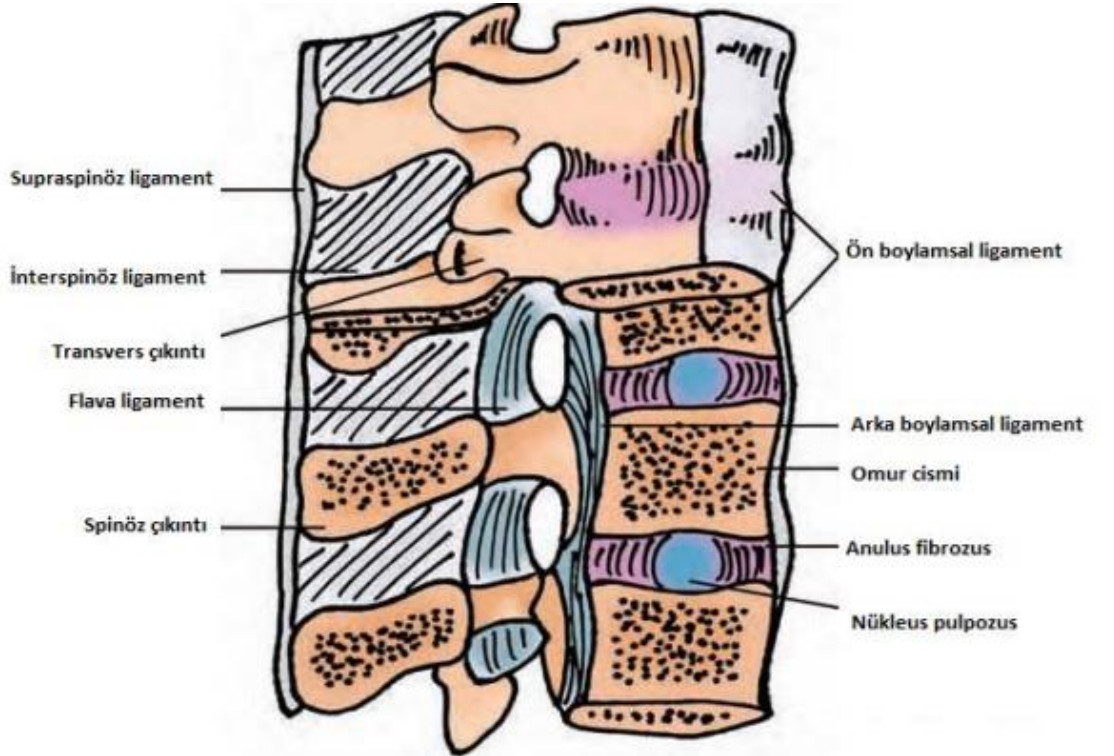
Ligamentler, omurganın hareket aralığını sınırlayarak fizyolojik hareket aralığını belirler. Kaslarla birlikte çalışarak stabiliteyi sağlar. Travma ve ani hareket sırasında zarar verici olan yüksek orandaki enerjiyi emer, omurga ve omuriliğin zarar görmesine engel olur. Eklem kapsülleri aracılığı ile hareket ve postürle ilgili bilgileri santral sinir sistemine iletir. Vertebra ligamentleri üç ana gruba ayrılır:

- 1- Eksternal kranioservikal ligamentler: Kafatası hareketlerinin rahat yapılabilmesi için oldukça gevşek yapıda bağlanmış olan bu yapılar kafatasını atlas ve aksise bağlamaktan sorumludur. Üst servikal bölgede anterior atlanto-oksipital membran, posterior atlanto-oksipital membran, eklem kapsülü, anterior longitudinal ligament ve ligamentum nuchae adında farklı konum ve görevde özelleşmiş ligamentler bulunmaktadır.
- 2- İnternal kranioservikal ligamentler: Bu ligamanlar vertebra cisimlerinin arka yüzünde yer alır. Kranioservikal bölgenin güçlenmesine katkıda bulunur ve aşırı hareketin yapılmasını önler. Tektorial membran, atlasın transvers ligamentleri, apikal ligament, alar ligament, ligamentum accessorium adında

farklı konum ve görevde özelleşmiş ligamentler bulunmaktadır.

3- Vertebra ligamentler

- a. Anterior longitudinal ligament: Omurganın atlasından başlayarak koksik bölgesine kadar uzanan her omur ve diskten geçen fibroz yapılı ligamenttir ve ekstansiyon hareketini sınırlar.
- b. Posterior longitudinal ligament: Arka kısımda her omuru kaplayarak koksike kadar iner, fleksiyon hareketini sınırlar.
- c. Ligamentum flava: İki komşu vertebra laminası arasında uzanır.
- d. Supraspinal ligament: Atlasan başlar ve lomber bölgenin beşinci (L5) omuruna kadar ilerler, omurgayı destekler.
- e. İnterspinöz ligament: İki vertebra'nın birbirine bakan spinöz proseslerin arasındaki boşluğu dolduran ligamanlardır.
- f. İntertransvers ligament: Transvers çıkıntıları birleştirir ve yana eğilme ile rotasyonu sınırlar [15].



Şekil 2. 6 Ligamentin anatomik yapısı [16].

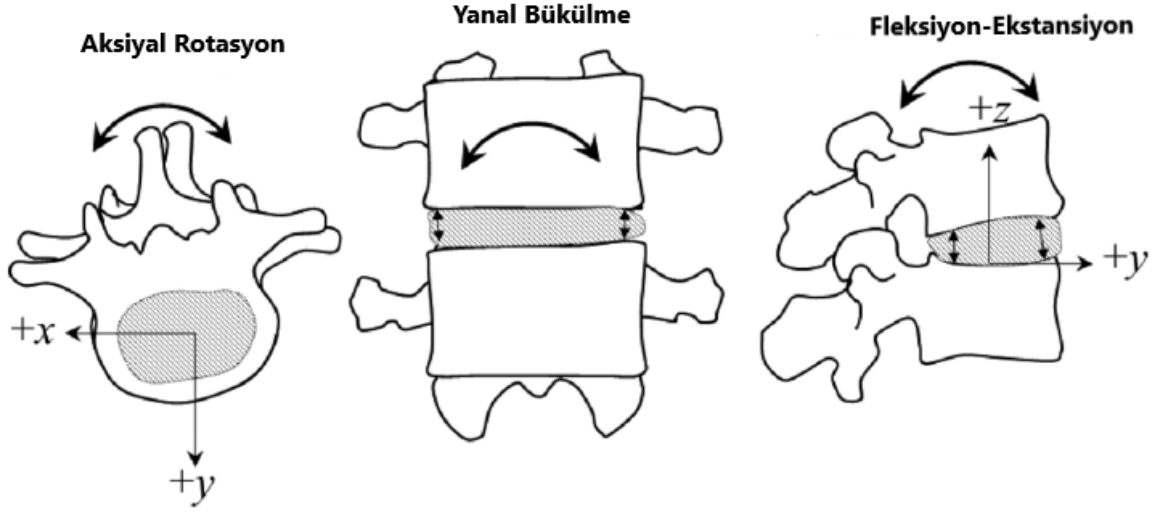
2.2 OMURGA BİYOMEKANİĞİ

Biyomekanik; anatomi, fizyoloji ve mekanik bilimin birleşmesinden oluşan, canlıların dinamik ve statik yapısını inceleyen bir alandır. Kan akışının akışkanlar mekaniği analizinden balıkların yüzmeye tekniklerine, kuş ve böceklerin uçuş özelliklerinden kemiklerin, liflerin ve eklemlerin yapısal mekanik analizine kadar çok geniş bir çalışma alanına sahiptir [17]. Omurganın biyomekanik özelliklerinin daha iyi bilinmesi, omurga rahatsızlıklarına yol açan dış etkenlerin daha iyi anlaşılmasını sağlamaktadır. Bu durum, hem tanı koyma hem de tedavi aşamasında hastaya en uygun yöntemin uygulanmasına olanak sağlamaktadır.

Esnek ve kararlı bir yapıda olan vertebral kolon vücudun önemli bir biyomekanik bölgesidir. Omurga kolonu koronal düzlemde düz ve simetrik olmasına karşın, sagittal düzlemde 4 tane doğal eğime sahiptir. Normal bir yetişkindeki bu fizyolojik eğrilikler; servikal bölgede 30°-50° lordoz, torakal bölgede 20°-50° kifoz, lomber bölgede 40°-80° lordoz ve sakral bölgede 40°-60° kifoz şeklindedir. Bu doğal eğimler vertebra biyomekaniğinde önemli rol oynamaktadır. Bu olağan fizyolojik eğriliklerin omurgaya daha çok eğilebilme yeteneği vermelerinin yanı sıra oluşabilecek şokun etkilerini azaltma fonksiyonu da vardır. Omurganın morfolojik yapısı, statik ve dinamik bölümler olmak üzere iki grupta incelenmektedir. Statik yapılar; omur cismi, pedikül, lamina, transfer ve spinöz çıkıntılar ve faset eklemlerdir. Dinamik yapılar ise; intervertebral disk, anterior ve posterior longitudinal ligament, interspinöz ligament, ligamentum flavum, faset kapsül ligament ve supraspinal ligamenttir.

Omurganın hareketi; fleksiyon, ekstansiyon, rotasyon ve lateral fleksiyon şeklindedir. Omurga hareketlerinde en çok değişiklik servikal ve lomber bölgede olur. Özellikle vertikal ekseninde rotasyon hareketi en çok servikal bölgede olur ve aşağıya indikçe azalır. Lomber vertebralar ise daha kalın disk yapıları sayesinde fleksiyon-ekstansiyon hareketlerinde daha geniş esnekliğe sahiptirler ama rotasyonu kısıtlıdır. Ekstansiyon hareketinde oluşan eğilme açısı, fleksiyon hareketindekinden daha azdır. Ekstansiyon yönünde omurganın esnekliğinin az olmasının nedeni omurun arka elemanları özellikle de fasetlerdir. Omurganın yana eğilme serbestliği ekstansiyona göre daha fazladır. Yana eğilmeyi sınırlayan etkenler intertransvers

ligamentler, fasetler ve annulusun fibrozusdur [16].



Şekil 2. 7 Omurganın hareket gösterimi [18].

Omurga etkili bir yük taşıma kapasitesine sahiptir. Omurgaya binen yükler, vücut bölümlerinin kütlesi, fiziksel aktivite ile ortaya çıkan dış kuvvetler ve momentler ile kas gerginliği tarafından üretilir. Omurganın, basma (“kompresif”) ve çekme (“distraktif”) yüklerle dayanımı önemlidir. Statik yüklenmeye karşı en fazla direncin L4 omurga gövdesinde olduğu belirtilmiştir. Lomber omurga kemiklerinin, basma yüklerle direnci 5500-8000 N aralığındadır. Bu direnç, daha sert yapıda olan korteks sayesinde gerçekleşmektedir. Süngerimsi (“spongiöz”) kemiğin, basma yüklenmelere direnci daha azdır. Ancak, daha önemlisi direncin omurga cismi içerisinde lokalizasyona göre farklılık göstermesidir. En yüksek direnç, merkezde bulunan süngerimsi kemikte görülmektedir. Çekme (“distraktif”) yüklenmelerde ise, en zayıf bölge omurga-son plak birleşiminde görülmektedir [12]. Fazla yükler omurganın disk yapısına zarar verir. Meydana gelen bu zararlar ve tedavi yaklaşımları sonraki bölümde ele alınacaktır.

2.3 OMURGA HASTALIKLARI VE TEDAVİ YÖNTEMLERİ

Omurga hastalıkları travma, tümör, enfeksiyon, deformite ve dejeneratif başlıkları altında incelenmektedir [19].

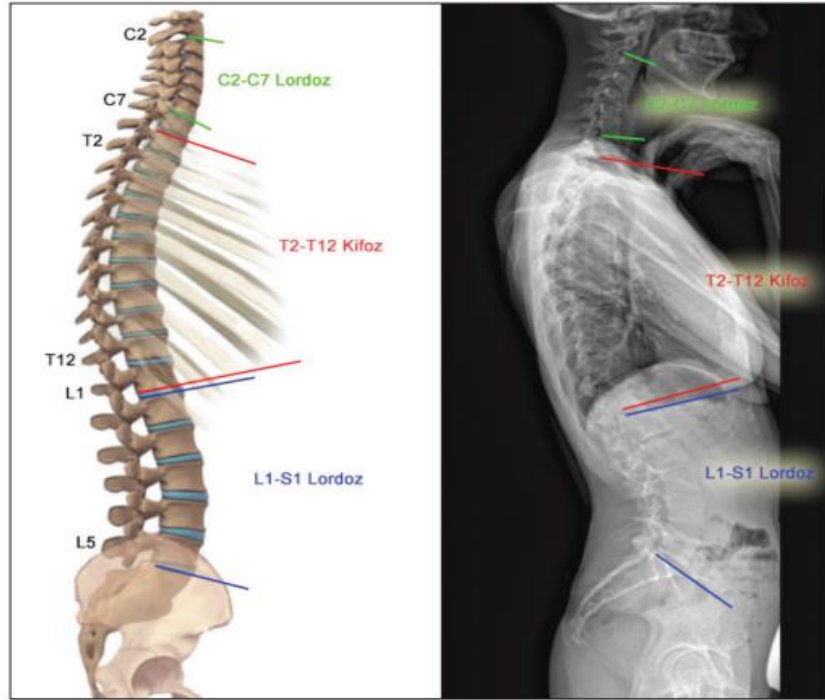
Omurga hastalıkları travmaya bağlı olarak ya da travma dışı nedenlere bağlı olarak gelişebilir. Travmalara en çok maruz kalan bölge torakolomber (T10-L2 arası) bölgedir ve omurga kırıklarının %96'sını oluşturur. Bu bölge anatomik ve biyomekanik olarak geçiş bölgesi olduğu için, tüm omurga kırıkları içerisinde en sık görüleni olup ciddi morbidite ve mortaliteye neden olmaktadır. Omurga kırıkları genellikle yüksekten düşme, trafik kazası, spor yaralanmaları ya da nadiren de olsa ateşli silah yaralanmaları gibi penetran yaralanmalar sonucu oluşmaktadır. Travma sonrası oluşan kırıklar, oluşum mekanizmalarına göre kompresyon kırıklar, burst (patlama) kırıkları, fleksiyon-distraksiyon yaralanmaları ve kırıklar-çıkıklar olmak üzere dört alt başlıkta incelenir [20]. Omurga travmaları genel olarak cerrahi yöntemlerle tedavi edilir. Bunu fizik tedavi süreci takip eder.

Omurga, akciğer ve karaciğerden sonra iç organların en çok metastaz yaptığı üçüncü bölgedir. Kanserden ölen hastaların otopsilerinde %70'e varan oranda omurga metastazına rastlanmaktadır. Omurga bölgeleri arasında en çok metastaz torokal bölgede (%70) gözlenmektedir. Bunu lomber (% 20) ve servikal (% 10) bölge takip etmektedir [21]. Metastatik omurga hastalığının tedavisi genellikle palyetiftir. Tedavideki ilk amaç ağrıyı azaltmak ve nörolojik bozuklukları engellemektir. Bu tümörler ilaç, cerrahi, konvasiyonel radyoterapi veya radyocerrahi yöntemler ile tedavi edilebilmektedir [22].

Omurga enfeksiyonları, nadir olmasına rağmen son zamanlarda yapılan perkutan işlemlerin ve spinal ameliyatlara sayısının artması nedeniyle artış göstermektedir ve geç kalındığında yıkıcı sonuçlara neden olmaktadır. Omurga enfeksiyonları konağın bağışıklık yanıtı, enfeksiyonun anatomik lokalizasyonu, yayılma yolu ve konağın yaşı dikkate alınarak sınıflandırılmaktadır. Etken patojen ve patolojik görünüme göre yapılan sınıflandırma; piyojenik enfeksiyonlar (piyojenik spondilit, diskitis, postoperatif piyojenik spondilit, travmatize omurgadaki piyojenik spondilit), spesifik enfeksiyonlar (tüberküloz spondilit, brusellozis), diğer nadir enfeksiyonlar (mantar enfeksiyonları, kist hidatid), intraspinal enfeksiyonlar (epidural apse, subdural apse,

menenjit ve myelit) ve immüsuprese omurgada görülen enfeksiyonlar olmak üzere beş kategoride incelenir. Bu enfeksiyon hastalıkları çoğunlukla antibiyotik ile tedavi edilirken; nörolojik, mekanik stabilitenin sağlanması, deformasyonun düzeltilmesi ve antibiyotik tedavisine yanıtı artırmak için cerrahi işlemlerde uygulanmaktadır [23].

Spinal deformite, omurganın çeşitli nedenlerle fizyolojik eğimindeki bozulmalardır. Omurga yapısı gereği boyunda, sırtta ve belde fizyolojik eğriliklere sahiptir. Bu eğrilikler, travma, postural bozukluklar, nöromusküler hastalıklar, doğum öncesi veya hızlı büyüme dönemi omurga deformitesi, dejeneratif hastalıklar ya da kökeni bilinmeyen nedenlerden dolayı olması gereken derece değerini kaybeder. Sonuç olarak da skolyoz, kifoz, lordoz ve omurga kayması gibi hastalıklar oluşur. Skolyoz, omurganın yatay düzlemde 10°'den fazla eğri olması durumudur. Kifoz, omurganın 20°-50° derece olması gereken öne eğrilik değerlerinin aşması ve kamburluk oluşması durumudur. Lordoz, lomber bölgedeki doğal eğrilik değerinin artması ve bölgenin C şeklinde görülmesidir. Omurga kayması ise omurların birinin öne kayması durumudur. Omurga deformitesi için fizik tedavi ve cerrahi yöntem olmak üzere iki tür tedavi yaklaşımı vardır.

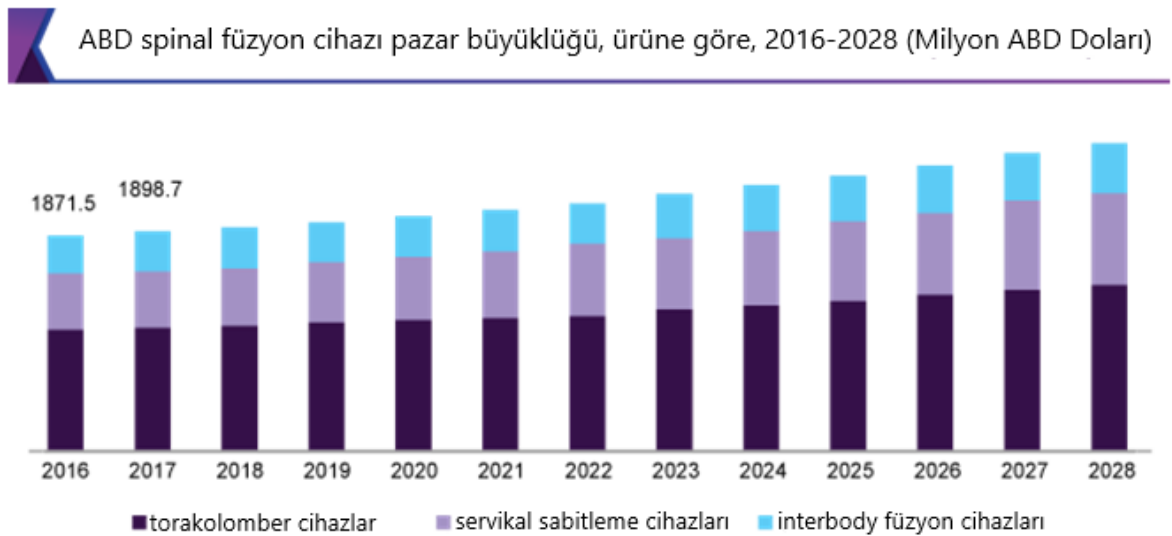


Şekil 2. 8 Servikal lordoz, Torakal kifoz ve Lomber lordoz ölçümleri [24].

Dejeneratif omurga hastalığı, hareket segmentinin tüm yapılarının, intervertebral disklerin, vertebra cisimlerinin, faset eklemlerin ve ligamanların progresif dejeneratif değişiklikleri sonucu oluşmuş klinik bir patolojidir. Ortalama yaşam süresinin uzamasıyla birlikte daha önemli hale gelmiştir. Dejeneratif omurga hastalıkları; dejeneratif disk hastalığı, disk hernisyonu, dejeneratif lomber spinal stenoz, dejeneratif spondilolistezis ve dejeneratif skolyoz olarak incelenmektedir. Dejeneratif omurga hastalıklarında, açık cerrahi uygulamalarının yanı sıra endoskopik yöntemlerle minimal invaziv uygulamalara giderek daha da çok başvurulmaktadır [19].

2.4 SPİNAL FÜZYON CERRAHİSİ

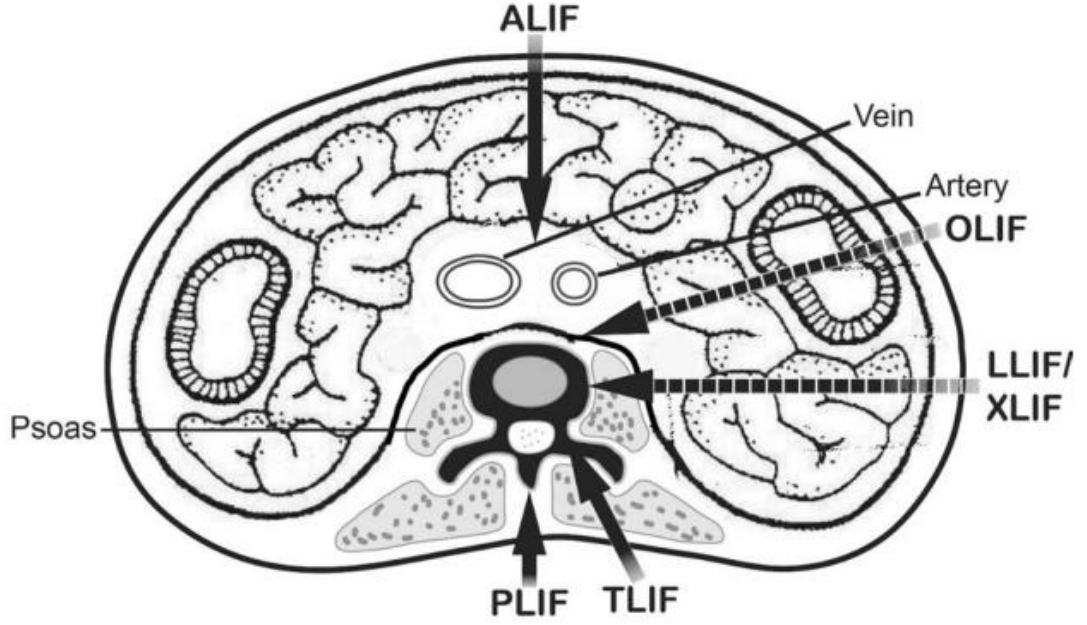
Spinal füzyon; travma, tümör, enfeksiyon, deformite ve dejeneratif hastalıklarda kullanılan cerrahi bir tekniktir [25]. Küresel spinal füzyon cihazı pazar büyüklüğü 2020'de 6,3 milyar ABD doları değerindeyken, 2021'den 2028'e kadar %4,4'lük bir yıllık büyüme hızında genişlemesi beklenmektedir. ABD Hastalık Kontrol ve Korunma Merkezleri (CDC) raporuna göre 2019 itibariyle yetişkin nüfusun yaklaşık %34'ü ve yaşlı nüfusun %62'si omurga deformitelerinden etkilenmiştir [26]. Dolayısıyla spinal füzyon cerrahisi büyük ve önemli bir pazar haline gelmiştir.



Şekil 2. 9 ABD spinal füzyon cihazı pazar büyüklüğü [26].

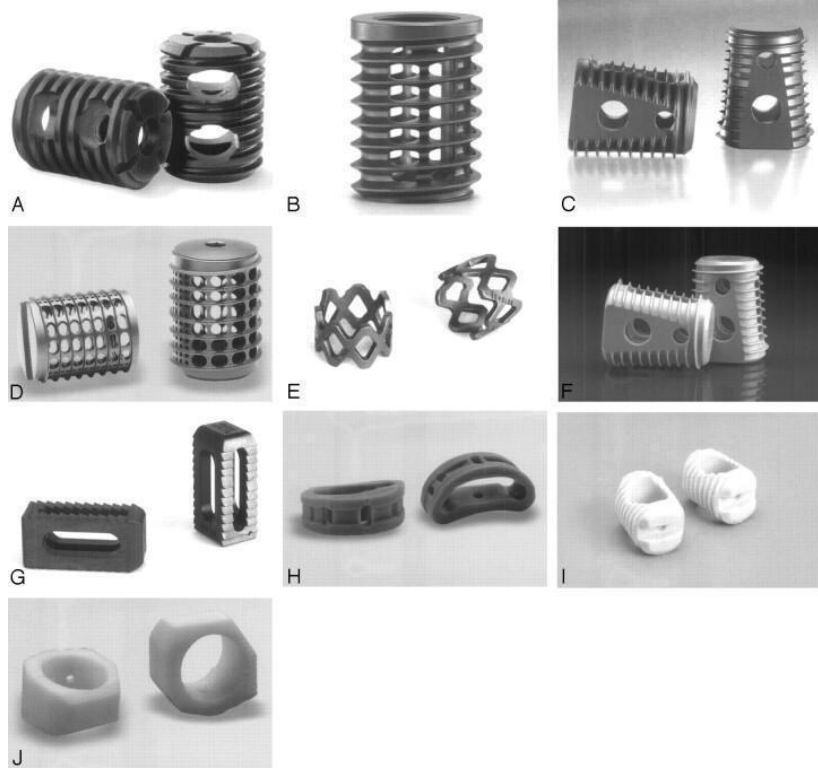
Omurga cerrahisinin en sık yapılan işlemlerinden olan spinal füzyon uygulamasında amaç, omurları, insan vücudundan alınan kemik parçası ya da farklı özelliklerde tasarlanan yapay kemik materyalleri kullanılarak hareketsiz hale getirmek ve yük dağılımını dengelemektir [27]. Omurganın servikal, torokal ve lomber bölgelerinde uygulanan önemli bir tekniktir [3]. Omurga, spinal kanala göre anterior ve posterior olmak üzere ikiye ayrılır. Spinal füzyon işlemi de ön, arka, yan veya kombine olarak yapılmaktadır. Yandan yapılan işleme lateral denir ve stabilizasyon işlemi spinal kanalın önünden yapıldığı için anterior stabilizasyonun bir türü olarak kabul edilir. Ayrıca ilgili omurga segmentine göre de yapılan işlemler sınıflandırılmaktadır. Servikal, torasik, lomber, serviko-torasik, torako-lomber, kranio- servikal füzyon türleri vardır.

İki vertebra korpusu arasında intervertebral disk aralığına yapılan füzyon işlemine interbody füzyon denir. Amerika Birleşik Devletleri'nde her yıl 400.000'den fazla vakanın gerçekleştirildiği interbody füzyon, en sık uygulanan spinal cerrahidir [28]. İnterbody füzyon tekniklerinde amaç yükün en fazla bindiği anterior kolonda yük taşıma prensiplerine uygun en geniş füzyon alanını sağlamak, disk yüksekliğini, spinal aks dizilimini ve lomber lordozu restore etmektir. Greftin yerleştiriliş şekli, kafes kullanımı ve şekli, allogreft ve otogreftlerin çeşitliliği ve kullanımı ile ilgili pek çok değişik interbody füzyon tekniği mevcuttur. Anterior lomber interbody füzyon (ALIF), aksiyel lomber interbody füzyon (AxiaLIF), posterior lomber interbody füzyon (PLIF), transforaminal lomber interbody füzyon (TLIF) ve extreme lateral interbody füzyon (XLIF) cerrahi pratikte kullanılan interbody füzyon teknikleridir [29].



Şekil 2. 10 Lomber interbody füzyonlarında cerrahi yaklaşımlar [30].

Omurga füzyonu, yaklaşık yüzyıla yakın zamandır yaygın olarak kullanılmaktadır [31]. İlk kez 1933 yılında Burns tarafından spondilolistezis tedavisi için uygulanmıştır. Posterior interbody füzyon (PLIF) ilk olarak 1940 yılında Cloward tarafından uygulanmış olup, daha sonra Lin tarafından revize edilmiştir. Ayrıca Jaslow 1946'da tüberküloz tedavisi için posteriordan girişimle lomber interbody füzyon yaparken 1956'da yine tüberküloz tedavisi için Hodgson ve Stock anterior yaklaşımla interbody füzyon yapmışlardır. 1958'de Humpries ve arkadaşları ALIF ve anteriordan plak uygulamasıyla ilgili sonuçlarını yayınlamışlardır. Dejeneratif disk hastalığı için interbody füzyon ilk olarak 1963 yılında Harmon tarafından uygulanmıştır. TLIF tekniği ise ilk olarak 1982 yılında Harms ve Rolinger tarafından uygulanmıştır. Bu işlemlerde otolog kemik grefti kullanılmaktaydı ancak daha iyi kararlılık ve yüksek füzyon oranı sağlamak için çalışmalar devam etti. 1980'li yıllarda veteriner hekim Bagby, wobbler sendromu olan atlarda servikal omurga stabilizasyonu amacıyla içi boş, silindirik, paslanmaz çelikten, üzerinde açık pencereler olan kafesler kullandı. 1988 yılında ise Bagby ve Kuslich, BAK (Bagby and Kuslich) denilen içi boş, pencereci, titanyum kafesi insanlar için kullanıma tanıtmışlardır [32].



Şekil 2. 11 a) BAK Kafesi, b) Işın Dişli Füzyon Kafesi, c) LT-Kafes, d) Inter Fix Cihazı, e) Harms Kafesi, f) PEEK Kafesi, g) Jaguar I/F Kafesi, h) Bumerang 2 Cihazı, ı) Kemik Dübel, j) Femur Halkası [33].

2.5 SPİNAL FÜZYONDA KULLANILAN İMPLANTIN ÖZELLİKLERİ

Günümüzde spinal enstrümantasyon, spinal cerrahinin en önemli kısmını oluşturmaktadır. Spinal stabilizasyon amacıyla uygulamada çeşitli tiplerde ve boyutlarda tel, vida, çubuk, kanca, plak ve kafesler kullanılmaktadır. Kullanılan bu implantların malzeme seçiminde ve tasarımında dikkat edilmesi gereken bazı biyolojik, fiziksel ve mekanik özellikleri vardır.

Biyolojik özellikler; biyouyumluluk (bitmiş ve sterilize edilmiş bir tıbbi cihazın klinik bir uygulamada kabul edilebilir bir biyolojik reaksiyon içinde performans gösterme yeteneği), biyo inertlik (implantın doku ile etkileşime girdiğinde fiziksel ve mekanik özelliklerini koruması), biyoaktif (malzemenin biyolojik sistem ile reaksiyona girerek bağlar oluşturması), biyokararlılık (malzemenin vücut ortamında korozyona ve hidrasyona direnç gösterme kabiliyeti) ve biyobozunur (malzemenin

zamanla vücutta çözülerek emilmesi) şeklinde sıralanabilir.

Seçilen malzemenin yoğunluk (malzemenin birim hacimdeki kütlesi) ve yüzey topografyası (malzeme yüzeyindeki geometrik özellikler) dikkat edilmesi gereken fiziksel özelliklerdendir.

Elastisite modülü, Poisson oranı, akma mukavemeti ve çekme dayanımı, basma dayanımı, sertlik, kayma modülü, kayma dayanımı, eğilme modülü, eğilme dayanımı, rijitlik, kırılma tokluğu, yorulma dayanımı, darbe dayanımı, aşınma direnci gibi özellikler ise tasarımda dikkat edilmesi gereken mekanik özelliklerdendir [34].

Elastisite Modülü (Young Modülü) : İmplantın yük uygulandığında şekil değişimi meydana gelir, gerilmeyi oluşturan yükü kaldırdıktan sonra implantın ilk şekline geri dönme isteği Young modülüdür. İnsan kortikal kemiğinin elastik modülünün değeri 10 ila 30 GPa arasında değişmektedir. Spinal füzyon cerrahisinde kullanılan implant kemiğe mümkün olduğunca benzer Young modülüne sahip olmalıdır.

Yorulma Mukavemeti: Bu özellik bir implantın bozulmadan ne kadar süre çalışabileceğini tanımlar. Omurganın günlük aktiviteleri sırasında ortaya çıkan döngüsel yüklenmesi, spinal enstrümantasyon üzerinde salınımlı stresler oluşturur ve zamanla implant materyalinde çatlaklara neden olabilir. Çatlak kritik bir boyuta ulaştığında, materyalde yorulma kırılması meydana gelir ve bu da implantın başarısız olmasına ve çökmesine neden olur. İmplantın biyomekanik performansı ve yorulma mukavemeti, önemli ölçüde yapıldığı malzemenin mikro yapısına bağlıdır.

Korozyon Direnci: Sodyum, kalsiyum, potasyum, Mg, klorür, fosfat gibi aşındırıcı faktörler içeren vücut ortamı ile etkileşime giren implant aşamalı olarak bozunur. Korozyon olumsuz bir etkiye sahiptir ve yalnızca implantın çökmesine neden olmaz, aynı zamanda çevre dokuya zararlı olabilecek artıkları ve metal iyonları da sızdırabilir [35].

Spinal füzyonda kullanılan ideal kafes implant yukarıda bahsedilen biyolojik özelliklerle birlikte, yüksek çekme ve yorulma mukavemetine, kemik yapısına benzer Young modülüne sahip olmalı ve mekanik sorunları önlemek için korozyona karşı

direnç gösterebilmelidir [36].

Spinal cerrahide kullanılan enstrümantasyon malzemeleri metaller, polimerler, seramikler ve kompozitler olarak dört grupta sınıflandırmak mümkündür [34]. Metaller (titanyum ve titanyum alaşımları, kobalt-krom alaşımları ve paslanmaz çelik), yüksek korozyon direnci, üstün mukavemet-ağırlık oranı, mükemmel biyouyumluluğu, diğer metallere göre düşük elastik modülü, yüksek dayanıklılığı ve osseointegrasyon kabiliyeti gibi özelliklerinden dolayı son on yıldır yoğun olarak tercih edilmektedir [6]. Mevcut klinik uygulamalarda en sık kullanılan metal füzyon kafesi titanyum ve titanyum alaşımlardır (Ti-6Al-4V). Bu alaşımın biyouyumluluğuna, mükemmel korozyon ve mekanik direncine rağmen, insan kemiğine kıyasla daha yüksek olan elastik modülü (~110 GPa), bir gerilme yığılımı oluşturabilir ve konuk olduğu kemiğe zarar verebilir. Ancak, omurga füzyon sistemlerinde kullanılan diğer titanyum olmayan metalik alaşımlarla karşılaştırıldığında, Ti-6Al-4V nispeten düşük bir elastisite modülüne sahiptir ve gerilme yığılımı etkisi o kadar fazla değildir, günümüzde yoğun olarak tercih edilmektedir. Titanyum kafeslere alternatif olarak poliariletereterketon (PEEK) kafesler giderek daha fazla kullanılmaktadır. PEEK kafesler metalik kafeslere benzer stabilite sağlar ve kortikal kemiğe daha yakın bir elastisite modülü sayesinde vertebral uç plaklardaki stresi azaltır. Ancak PEEK kafeslerin biyouyumluluğunu ve osseointegrasyonunu iyileştirmek için yeni stratejiler geliştirilmelidir [37]. Mevcut klinik uygulamada en sık kullanılan füzyon kafesi malzemeleri titanyum alaşımları ve PEEK'tir. Titanyum alaşımının elastik modülü diğer metallere oranla düşük olmasına rağmen, insan kortikal kemiğinden (18 GPa) yüksek olduğu için kemik ve kafes arasında oluşan stres farkını en aza indirecek, kemiğe benzer özelliklere sahip bozunabilir bir malzeme arayışlarına girilmiştir. Ortopedik bir implant malzemesi olan Mg alaşımını bu amaçla spinal füzyon uygulamaları için araştırılmaktadır. Mg alaşımının yoğunluğu ve elastik modülü, geleneksel metallere göre normal kemik dokusuna çok daha yakındır. Şu anda Mg alaşımlı kafesler üzerindeki mekanik araştırmalar esas olarak vida ve plakalara odaklanmaktadır ve kafes hakkında çok az çalışma vardır. Dolayısıyla stres kalkanı etkisini önleyip önleyemeyeceği ve anında stabilite sağlayıp sağlayamayacakları belirsizdir [38].

2.6 LİTERATÜRDEKİ İMPLANT TASARIM YAKLAŞIMLARI

Tsuang ve diğerleri (2009), uygulanan spinal füzyon cerrahisinden sonra meydana gelen çökme ve mekanik arıza vakalarını azaltmak amacıyla sonlu elemanlar analiz yönteminin kullanıldığı bir çalışma yapmıştır. L2-L3 omur yapısı modellenmiş ve tasarlanan kafes implant bilinenin dışında farklı sayıda ve konumda yerleştirilmiştir. Ayrıca omur arkasına bir enstrümantasyon ilave edilerek stabiliteye etkisi araştırılmıştır. Sonuç olarak enstrümantasyonlu lumber spinal füzyonun klasik yöntemle göre daha stabil olduğu, yerleştirilen implant sayısının analiz sonuçlarında değişikliğe neden olmadığı bulunarak literatüre ve gelecek çalışmalara katkı sağlanmıştır [39].

Chen ve diğerleri (2013), spinal füzyon cerrahisinde kullanılan vida ve plakaların lomber yapı üzerindeki kinematik ve mekanik etkilerini incelemiştir. Bir lomber modeli geliştirmişler ve L3-L4 omurları arasına tasarladıkları üç kafes implantı yerleştirmişlerdir. Kafeslerin fleksiyon, ekstansiyon, rotasyon ve lateral fleksiyon durumlarında stabilize yeterliliklerini sonlu elemanlar yöntemi ile analiz ederek karşılaştırmışlardır [40].

Serra ve diğerleri (2016), lomber interbody füzyon için yeni bir kafes tasarlamış ve 3 boyutlu baskı ile üretmiştir. Sonlu elemanlar yöntemi ve deneysel işlemlerle analiz edilen örnek, kafes implant üretimi için daha hızlı, ölçeklenebilir ve ucuz bir yöntem olan baskı teknolojisini ön plana çıkarmıştır [37].

Hsieh ve diğerleri (2017), spinal füzyon cerrahisinde kafes implantı sabitleme için kullanılan fiksator ve benzeri yapıların cerrahi işlemin ardından belirli bir süre sonra çıkarılmasının daha uygun olduğu üzerine bir çalışma yapmıştır. İmplantın çökmesini engelleyen bu yapılar çevre yumuşak dokulara zarar vermekte, komşu segment hastalığına (ASD) neden olmakta ve kemiklerin yeniden şekillenmesine engel olmaktadır. L4-L5 omurları arasına yerleştirilen implantın fiksatorlerinin omur yapısına ve çevresine olan mekanik etkileri sonlu elemanlar analizi ile incelenmiş ve öneri niteliğinde bir çalışma ortaya konmuştur [41].

Zhang ve diğerleri (2017), L4-L5 omurlarını Solid Works CAD yazılımında modellemiş ve üç farklı gözenekli implant tasarımı ile sonlu elemanlar yöntemini

kullanarak çeşitli yükleme koşullarında biyomekanik analiz üzerinde çalışmıştır. Sonuç olarak farklı tasarlanmış gözenekli kafeslerin interbody füzyonunun biyomekaniğini belirgin şekilde etkileyebileceğini göstermiştir. Klinikte kullanılan PEEK kafesi ile karşılaştırıldığında, gözenekli kafesin biyomekanikte bazı avantajlarının olduğu ve klinik uygulamada daha iyi füzyon iyileşmesine imkan sağlayacağı vurgulanmıştır [42].

Guo ve Fan (2018), L1-S1 omur modelini kullanarak, intervertebral disk bileşenlerinin (annulus zemin maddesi, annulus lifleri, nükleus pulposus) malzeme özelliklerindeki değişikliklerin insan lomber omurgasının çıkış dinamik tepkisi üzerindeki etkisini belirlemek amaçlı bir çalışma yapmıştır. Sonlu elemanlar yöntemi kullanılarak yapılan bu çalışmada titreşim altındaki disk bileşenlerinin malzeme özelliği hassasiyeti analiz edilmiştir. Bulgular, titreşim analizi için kullanılan lomber omurganın sonlu elemanlar modelinde disk için uygun malzeme parametrelerinin benimsenmesine katkı sağlamıştır [43].

Takahashi ve diğerleri (2019), koyun omurga yapısına uygun Ti-6Al-4V'dan oluşan bir kafes implant tasarımı yapmıştır. Çalışmasındaki amaç otojen kemik greftinin osseointegrasyon üzerindeki etkisini gözlemek ve kafes implant içine yerleştirilebilecek tasarımlar üzerinde yoğunlaşmaktır. Çalışmasında iki boşluklu olarak tasarladığı implantın bir bölümünü boş bırakırken, diğer bölümüne otojen iliak kemik grefti yerleştirmiştir. Koyunlara implante edilen ve bir süre sonra çıkarılan kafesler incelenmiş, sonuç olarak otojen kemik greftinin kemik kütlesini ve trabeküler yapının anizotropisini artırabileceği gözlenmiştir [44].

Provaggi ve diğerleri (2019), bir dış kabuk içine farklı dolgu deseni ve dolgu yoğunluğuna sahip, üç ayrı malzemenin (polikarbonat (PC), akrilonitril bütadien stiren (ABS) ve polilaktik asit (PLA)) kullanıldığı bir çalışma yapmış ve bu kafesleri 3 boyutlu baskı teknolojisi ile üretmiştir. Sonlu elemanlar yöntemi ile ayakta durma pozisyonuna karşılık gelen yükü simüle ederek implantın kütle merkezine 1000 N'luk bir yük uygulamıştır. Yine fleksiyon, ekstansiyon, rotasyon ve lateral fleksiyon pozisyonlarının simülesi için değişen yönlerde 15 Nm'lik moment uygulanmıştır ve mekanik analiz yapılmıştır. Kullanılan malzemelerin ve seçilen dolgu desenlerinin farklılığı literatüre katkı sağlamıştır [6].

Wandra (2021), gözenekli ve gözeneksiz iki farklı kafes implant tasarlamış ve 3 boyutlu baskı teknolojisi ile bu kafeslerin üretimini yapmıştır. Sonlu elemanlar analizi (FEA) yardımıyla simüle edilmiş ortamda sıkıştırma ve yorulma testi uygulamış, elde ettiği sonuçları fiziksel sonuçlarla karşılaştırmıştır. Beklediği gibi gözenekli kafes mimarisinin katı kafese oranla stres koruyucu etkisinin daha az olduğunu ispatlamıştır [45].

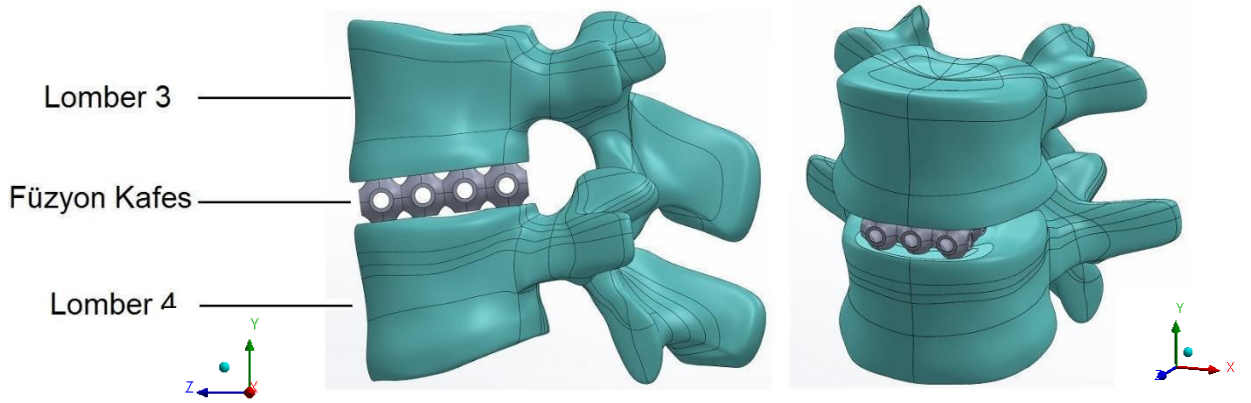
Singh ve diğerleri (2022) tarafından yapılan bir araştırma, füzyon implant cihazların tasarımındaki son gelişmeleri ve eğilimleri incelemiştir. Ticari olarak birçok yenilikçi implant tasarımları mevcutken, bunlar arasında üstün implantı belirlemek için klinik bilgi elde etmenin hala zor olduğu vurgulanmıştır. Ayrıca tasarım modifikasyonu, kemik grefti alternatifleri, malzeme ve kaplama alanındaki yeniliklerin ve araştırmaların, cerrahların kişiye özel vakalar için en uygun füzyon cihazını seçmesine avantaj sağladığı belirtilmiştir [46].

BÖLÜM 3

MATERYAL VE YÖNTEM

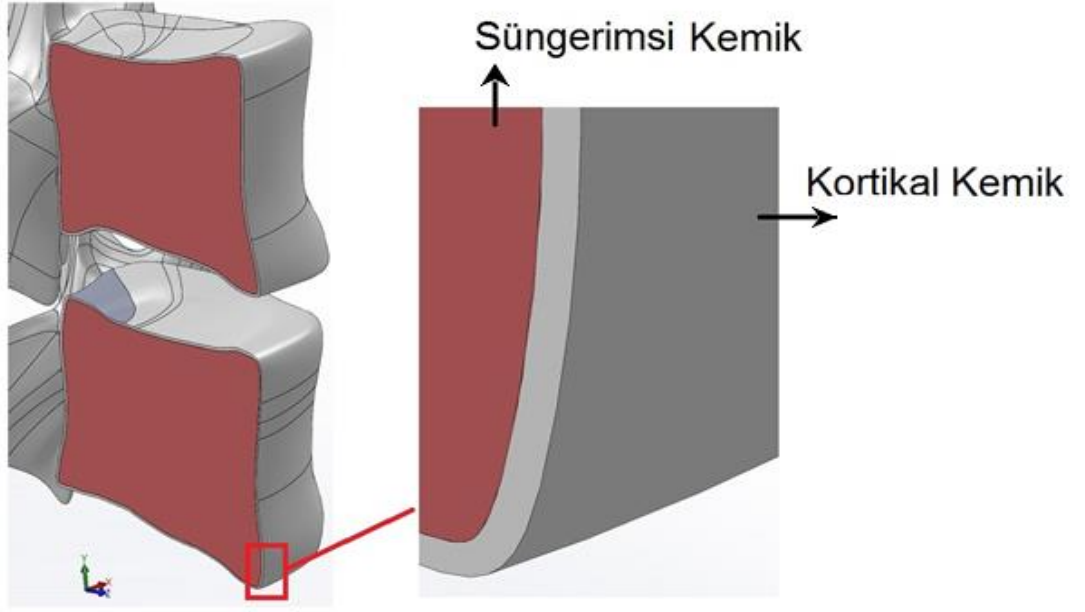
3.1 LOMBER VERTEBRA TASARIMI

Bu çalışmada sonlu elemanlar analizinde kullanılacak model, lomber 3 ve 4 kemikleri ve onların arasında yerleşen interbody füzyon kafesten oluşmaktadır. Lomber kemiklerin modeli açık kaynaklı bir kadavra CT tarama verilerinden elde edilmiştir (Şekil 3.1) [47].



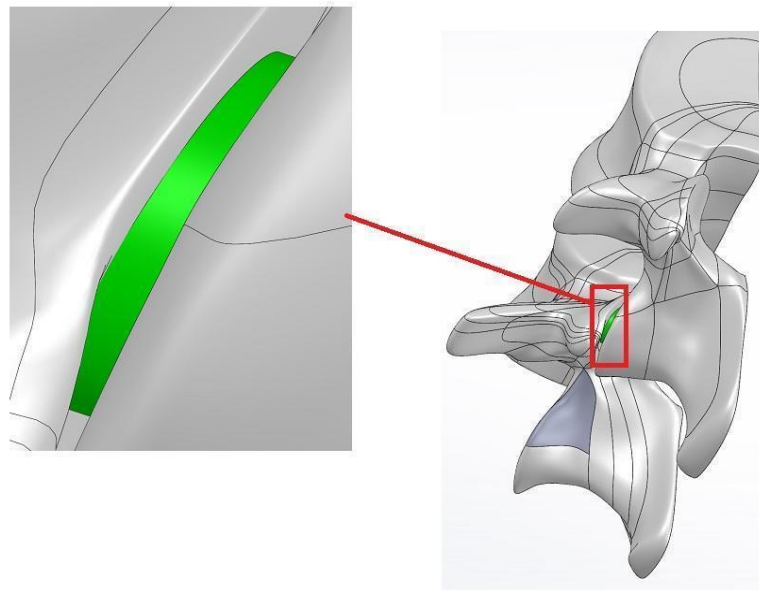
Şekil 3. 1 Lomber 3, 4 ve birleştirici implant.

Açık kaynakta lomber kemiklerin modeli katı ve içi dolu geometriler olarak paylaşılmıştır. Ancak bilindiği üzere lomber kemikler vücudun diğer kemikleri gibi süngerimsi ve kortikal olmak üzere iki farklı bölgeden oluşmaktadır. Dolayısıyla, lomber kemiklerin omur kısımlarının içi boşaltılarak 400 μm kalınlığında bir kortikal bölgesi [48] ve kalan kısmı ise süngerimsi kemik olarak oluşturulmuştur (Şekil 3.2).



Şekil 3. 2 Lomber kemiklerin süngerimsi ve kortikal bölgeleri.

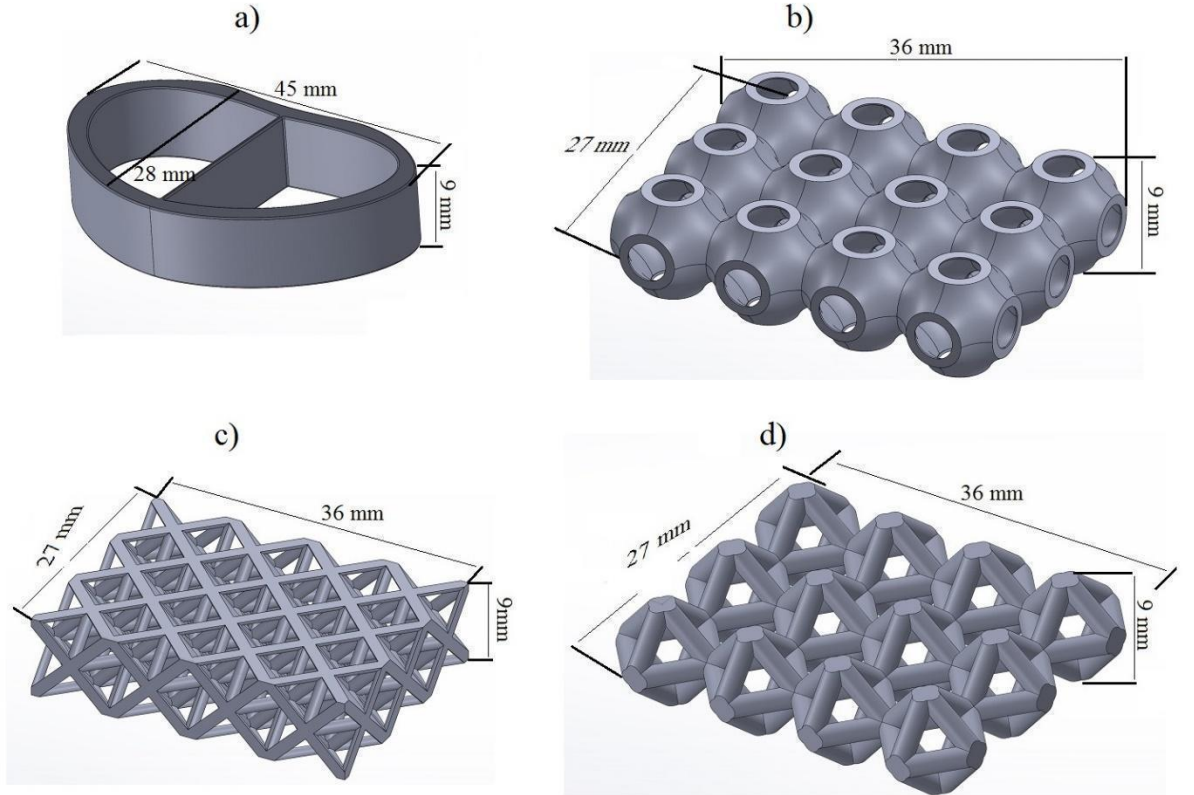
Omurga kemiklerinde disk eklemi yanı sıra kemikler faset olarak adlandırılan eklemlerle de birbirine bağlanmaktadır. Dolayısıyla, sonlu elemanlar analizinde kullanılacak modellerde faset eklem de dikkate alınmalıdır. Ancak açık kaynaktan elde edilmiş modelde bu parça bulunmadığı için lomber 3 ve 4 arasını bağlayacak şekilde sağ ve sol tarafa iki ayrı parça çizilmiştir (Şekil 3.3).



Şekil 3. 3 Lomber 3 ve 4'ü birleştiren faset eklemi.

3.2 FÜZYON İMPLANT MODELLERİ

Bu çalışmada, biri klasik üçü iskele olarak tanımlanan gözenekli yapılardan oluşan dört intervertebral füzyon implantı tasarlanmıştır. Omurların morfolojisine benzeyen kavisli bir yapıda olan ilk tasarımın boyutları benzer bir çalışmada kullanılan modelden elde edilmiştir [49]. Bu model iki yarı elips benzeri loptan oluştuğu için çalışma boyunca elips model olarak isimlendirilmiştir. Diğer üç implant modeli schwarz [50], oktet (octet) ve oktahedron (octahedron) [51] birim hücrelerin tekrarlanmasından elde edilmiştir. Oktet ve oktahedron model kafes yapıya sahiptirler ve uçlarından birbirleriyle bağlanan ince çubuklardan oluşmuş modellerdir. Schwarz model ise ince yüzeylere sahip füm iskeleler olarak tanımlanan üçlü periyodik minimal yüzey geometriye sahiptir [52]. Hem elips model hem de diğer kafes yapıları modellerin gözenekliliği (boşluk kısmın toplam hacime göre oranı) %80 olarak seçilmiştir.



Şekil 3. 4 Füzyon implantlar ve geometrik parametreleri; a) Elips, b) Schwarz, c) Oktet ve d) Oktahedron model.

Şekil 3.4'te görüldüğü gibi modellerin yüksekliği lomber 3 ve 4 arasındaki boşluğa eşit şekilde ve 9 mm olarak seçilmiştir. Her üç iskele tasarıma sahip implant aynı boyutlarda tasarlanmıştır. Schwarz modelin yüzeyleri 1.06 mm et kalınlığına sahipken oktet ve oktahedron modelleri oluşturan yuvarlak çubukların çapı sırasıyla 1.3 ve 1.8 mm olarak seçilmiştir.

3.3 SONLU ELEMANLAR ANALİZİ

Herhangi bir mühendislik problemini çözmek için üç yöntem vardır. Bunlar analitik yöntem, deneysel yöntem ve sayısal yöntemdir. Analitik yöntemle çözülemeyen, deneysel ortamda çözümü zor olan ileri düzey teoremler sayısal yöntemlerle çözülmektedir [53]. Malzemelerin veya sistemlerin dış etkenlere karşı davranışlarının analizinde kullanılan sayısal bir yöntem olan sonlu elemanlar analizi (SEA), 1943 yılında Courant tarafından çalışılmış, 1956 yılında Turner, Clough, Martin ve Top tarafından bir makalede sunulmuş ve yıllar içinde geliştirilmiştir [54]. Kısmi diferansiyel denklemlerin sınır değer problemlerine yaklaşık çözümler bulmak için sayısal teknikler olarak oluşturulan SEA, bir problem alanının sonlu elemanlar adı verilen daha basit parçalara bölünmesine ve ilişkili bir hata fonksiyonunu en aza indirmek için varyasyon yöntemlerinin hesabına dayanmaktadır. Sonlu elemanlar analizi, modellerin istenilen sınır koşullarında çalışmasını inceleyerek değerlendirme imkanı sağlar. Aynı zamanda tasarım yapılırken ürünlerin kontrolünü yaparak en uygun tasarımı oluşturma ve farklı malzeme türleri ile analiz yapma imkanı sağlamaktadır. Problemleri tasarım aşamasında ve daha kısa sürede çözen bu yöntemin en büyük faydalarından biri de maliyeti düşürerek verimi arttırmasıdır. İlk olarak uçak tasarımında gerilme analizinde kullanılan SEA, yapı statikliği, ısı aktarımı, akışkanlar mekaniği, kütle aktarımı, elektrik potansiyeli gibi birçok farklı uygulamada; makine, elektrik, uçak, inşaat, hidrodinamik, atom gibi çeşitli mühendislik alanlarının yanı sıra, tıpta ortopedi, kalp ve damar cerrahisi, estetik cerrahi dallarında kullanılmaktadır. Sonlu elemanlar analizi uygulanacak olan deney parçasının üç boyutlu katı modelinin oluşturulması için bilgisayarlı tomografi (BT) ve manyetik rezonans (MR) yardımıyla elde edilen görüntü bilgileri, 2 veya 3 boyutlu olarak bilgisayar ortamına aktarılmaktadır. Geometrik şekli oluşturan tüm elemanların malzeme özelliklerini belirleyen, Poisson oranı ve elastisite modül

değerleri bilgisayar programına tanıtılmaktadır. Piyasada sonlu elemanlar yöntemi ile çözüm yapan birçok paket program bulunmaktadır. Ansys en yaygın kullanılan programlardan biridir. Bu program model üzerinde analiz yapılırken en yüksek gerilmelerin elde edilmesine izin verdiği gibi, gerilmelerin yoğunlaşmasını, bulunduğu yerleri ve sebep olduğu yer değişikliklerinin grafiksel olarak gösterilmesini de sağlamaktadır [55].

Bu çalışmada, vertebra arasına farklı yapılarda olan dört ayrı implant yerleştirilmiş, belirli bir yük ve moment karşısında davranışları Ansys programı ile analiz edilmiştir. Vertebra gövdesinin, süngerimsi kemik, kortikal kemik ve ligamentlerin hepsinin izotropik, lineer elastik malzemeler olduğunu varsayılmıştır. Tablo 3.1’de lomber vertebra bileşenlerinin ve kullanılan üç ayrı malzemenin elastisite modülü ve Poisson oranları gösterilmiştir.

Tablo 3. 1 SEA modelleri için malzeme özellikleri.

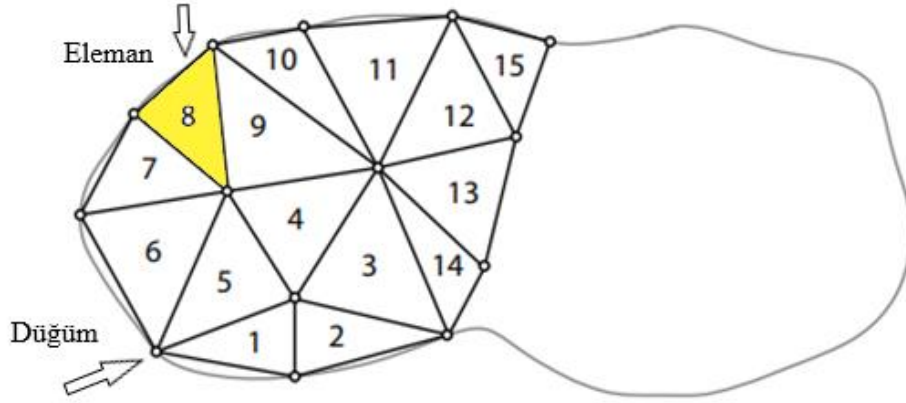
Model	Elastisite Modülü (MPa)	Poisson Oranı
Kortikal Kemik	12000	0,3 [43]
Süngerimsi Kemik	100	0,2 [43]
Ligament	10	0,4 [38]
Mg Kafes	43000	0,3 [38]
PEEK Kafes	3500	0,3 [42]
Ti-6Al-4V Kafes	110000	0,3 [56] [57]

3.3.1 Modellerin Sonlu Elemanlar Ağ Örgüsü

Sonlu elemanlar analizi ile parça modellenirken, model küçük parçalardan oluşan temel elemanlara (element) ayrılır ve buna mesh işlemi (ağ örgüsü) denir. Her elemanın köşelerinde düğümler (node) bulunur ve bir düğüm bir matrise karşılık gelir. Hesaplamalar bu düğüm noktaları üzerinde gerçekleştirilir. Her düğümde denklemler oluşturulur ve hesaplama yapılır. Sonlu elemanlar analizinde elde edilen sonucun doğruluğu ağın boyutuna göre belirlenir. Küçük eleman boyutuna sahip

model, büyük eleman boyutuna sahip modele göre yüksek doğruluk değeri sağlarken analiz süresinin de uzamasına neden olmaktadır [58].

Sonlu elemanlar modelinin oluşturulabilmesi için öncelikle geometrik modeli oluşturmak gerekir. Ardından mesh işlemi ile eleman ve düğüm noktaları oluşturulur. En uygun ağ boyutunu seçerek doğru sonuca ulaşmak en kritik aşamadır.

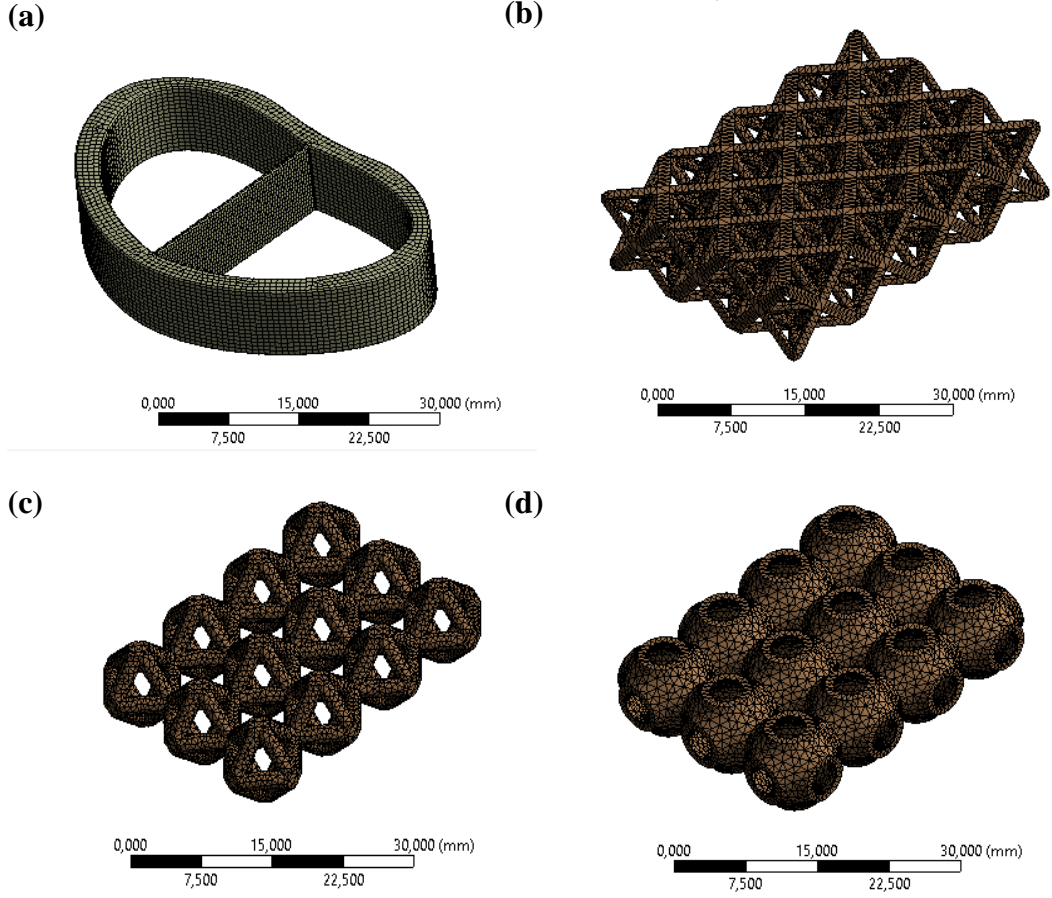


Şekil 3. 5 Eleman ve düğüm noktalarının gösterildiği örnek bir sonlu eleman modeli [59].

Bu tez çalışmasında sonlu eleman analiz sonuçlarının ağ bağımsızlığını sağlamak için en uygun ağ eleman boyutu seçilmiştir. Tablo 3.2’de tüm modeller için ağ örgülerin eleman ve düğüm sayıları gösterilmektedir.

Tablo 3. 2 SEA modellerinin ağ örgülerinin eleman ve düğüm sayıları.

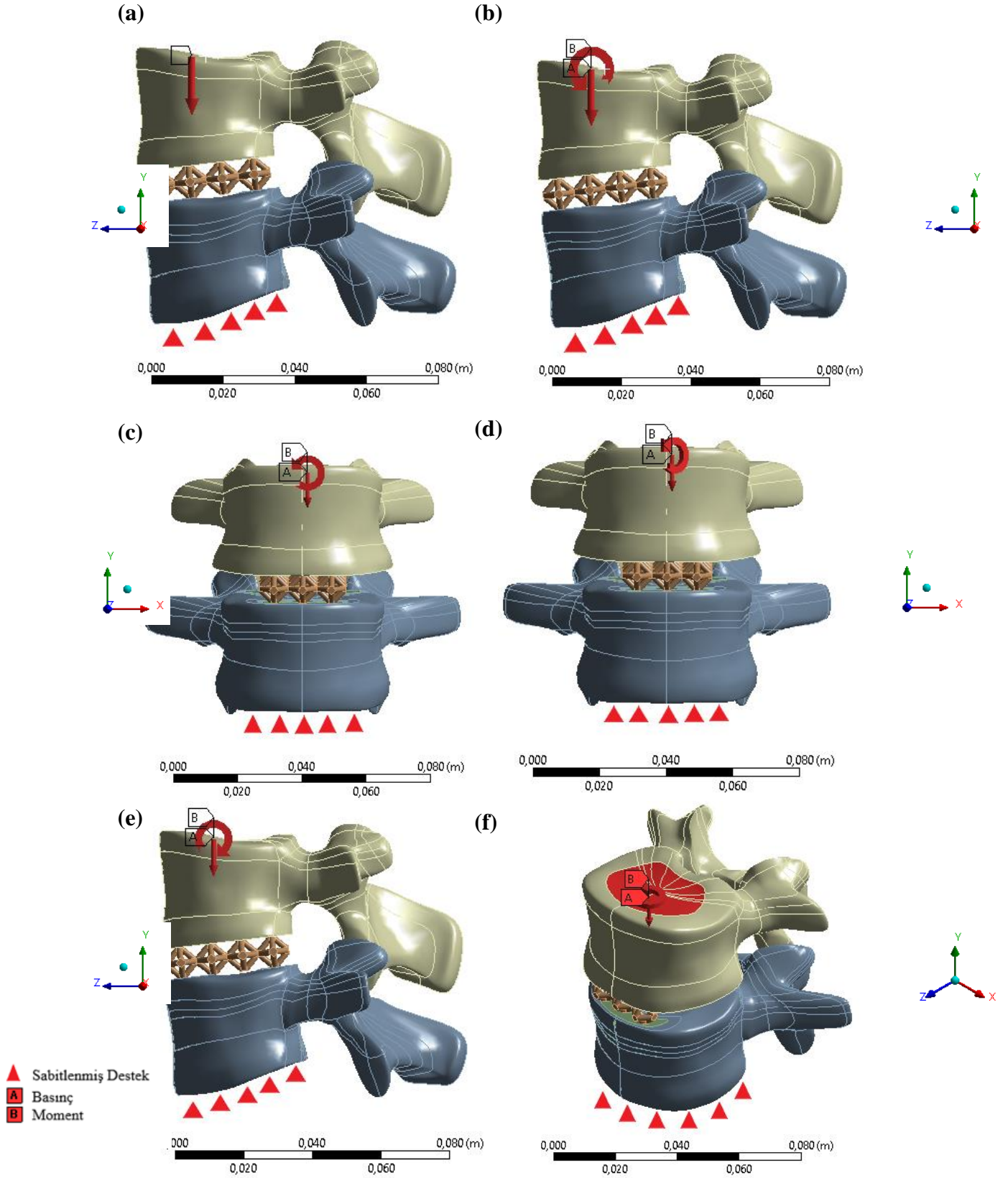
Kafes Model	Elips	Oktet	Oktahedron	Schwarz
Eleman Sayısı	389630	388517	520514	446312
Düğüm Sayısı	726936	693274	912928	787572



Şekil 3. 6 Füzyon implantların ağ örgüsü; a) Elips, b) Oktet ve c) Oktahedron d) Schwarz.

3.3.2 Sınır Şartları ve Biyomekanik Yükler

Bu çalışmada normal bir yetişkinin üst gövdesine karşılık gelen ağırlık 400 N olarak alınmış ve L3 vertebra üzerine uygulanmıştır. Ek olarak fleksiyon (bükülme), ekstansiyon (esneme), rotasyon (dönme) ve sağ veya sol yanal eğilmeyi (lateral bending) simüle etmek için 10 Nm'lik burulma momenti uygulanmıştır [39] . L4 vertebra ise alt bölgeden sabitlenmiştir.

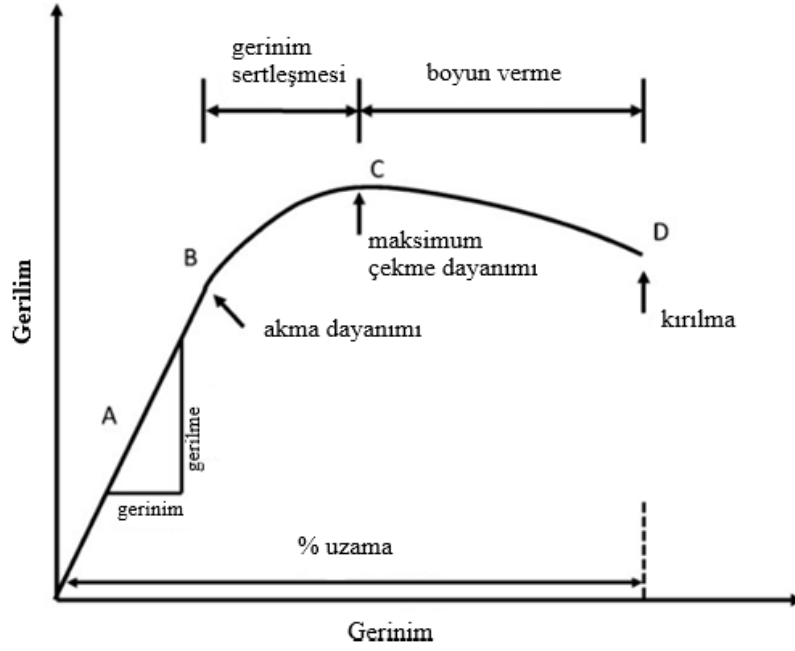


Şekil 3. 7 Oktahedron kafes modeli için a) Nört, b) Fleksiyon, c) Lateral fleksiyon, d) Fleksiyon-lateral fleksiyon, e) Ekstansiyon, f) Rotasyon durumlarında uygulanan sınır şartları.

3.3.3 Deformasyon (Şekil Değiştirme)

Dayanaklık ve direnç anlamlarına gelen mukavemet, esnek cisimlerin mekanik özelliklerinden en önemlisidir. Kuvvet veya moment etkisi altında cisimlerde ortaya çıkan gerilme ve uzamaları incelemektedir. Cisim üzerine gelen yük çeki, bası, eğilme, kesme, kayma ve burulma şeklinde olabilir. Yük çeşitliliğine göre cisim üzerinde oluşan gerilmeler de farklılık gösterir. Gerilme (stress), dış yükler etkisinde malzemenin içyapısında meydana gelen kuvvet yoğunluğu olarak ifade edilir. Gerilim kuvveti denilen bu iç kuvvet malzemede deformasyon denilen bazı şekil ve hacim değişikliklerine neden olmaktadır. Uygulanan kuvvet yönündeki deformasyonun malzemenin başlangıç uzunluğuna oranı gerinim (strain) olarak adlandırılır.

Yükün uygulanma öncesi ve sonrası durumlarında cisim üzerindeki şekil değiştirmeler malzeme özelliklerine göre farklılık gösterir. Bir malzemeye uygulanan dış yükler ortadan kaldırıldığında cisim eski haline geri dönüyorsa elastik cisim, kalıcı şekil değişikliği olmuş ve eski haline geri dönmüyorsa plastik cisim olarak adlandırılır [60]. Elastik ve plastik özellik gösteren malzemenin davranış grafiği mukavemet değeri için oldukça önemli olan gerilme-gerinim diyagramları ile gösterilmektedir. Diyagramın ilk bölümü Hooke yasasının geçerli olduğu bölümdür, kuvvet ile şekil değiştirme doğru orantılıdır ve B noktasına kadar cisme etki eden kuvvet kaldırıldığında cisim eski haline geri döner. Elastiklik sınırı (akma dayanımı) olan B noktasından sonra ise cisim artık plastik özellik göstermeye başlar ve yapısında kalıcı değişiklikler meydana gelir. Akma sınırı olan C noktasından sonra ise yük artırılmasa bile cismin boyunda uzamalar, kesitinde incelmeler görülür ve bu bölgeye boyun verme denir. D noktasında cisim kesit azalmasından dolayı kopmuştur ve bu noktaya kopma noktası denmektedir.



Şekil 3. 8 Tipik bir gerilme-gerinim eğrisi [61].

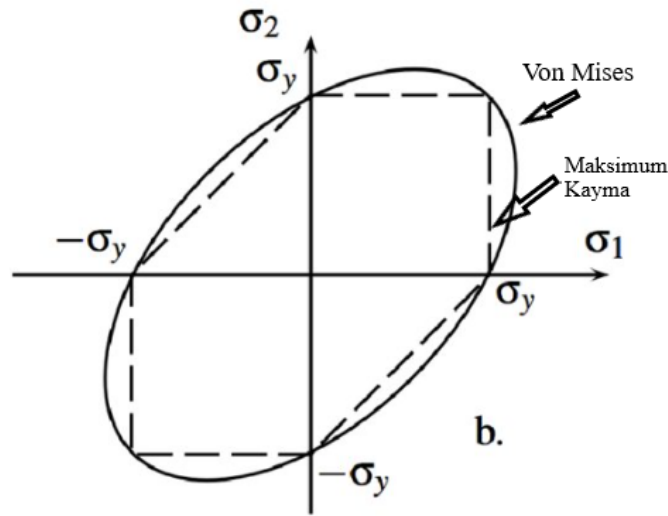
Mukavemetin amacı, cismin hangi zorlanmalarla kırılacağını veya tehlikeli duruma düşeceğini önceden bilmek ve tasarımı bu sınırlamalar üzerinden yapmaktır. Cisim üzerine tek eksenli yük uygulanırsa basit deneyler ile kırılma noktası bulunabilir. Ancak iki ya da üç eksenli gerilmeler uygulanırsa kırılma noktasını bulabilmek için geliştirilmiş kırılma hipotezleri olarak adlandırılan hipotezler kullanılır. Malzeme türüne ve zorlanma tipine göre farklı kırılma hipotezleri mevcuttur. Bu hipotezler gerilme hipotezleri, şekil değiştirme hipotezleri ve enerji hipotezleri olarak üç gruba ayrılır. Gerilme hipotezlerinde kırılmaya neden olan esas parametre gerilme olarak alınır ve gerilmelerden biri sınır değere ulaştınca kırılmanın olduğu kabul edilir. Şekil değiştirme hipotezlerinde ise kırılmanın, maksimum uzama ya da maksimum açı değişimi belirli bir sınıra ulaştığında gerçekleştiği kabul edilir. Enerji hipotezine göre ise, cisimde şekil değiştirme enerjisi belirli bir sınır değere ulaştığında sünek malzemede akma, gevrek malzemede kırılma olayı başlar.

3.3.4 Von Mises Gerilmesi

Malzemelerin mekanik davranışları termodinamiğin enerji kanununa uygun olarak gerçekleşir. Buna göre enerji yoktan var edilemez ve var olan enerji yok edilemez, sadece bir formdan diğerine dönüşebilir. Dolayısıyla bir cisme kuvvet uygulandığında cisim üzerinde gerilme enerjisi depolanır. Toplam enerjinin bir kısmı cismin hacmini (volümetrik), bir kısmı ise şeklini (deviatorik) değiştirir. Enerji hipotezlerinden biri olan von Mises gerilmesi cismin şeklinde meydana gelen gerilme bileşeni ile ilgili olan ve günümüzde sünek malzemelerden yapılan parçaların akıp akmadıklarını değerlendirmek için en iyi sonuç veren kriterdir. İzotropik bir malzemenin birim hacmi başına bozulma enerjisi gerilimi aşağıdaki gibidir.

$$\sigma_v = \sqrt{\frac{1}{2}[(\sigma_{11} - \sigma_{22})^2 + (\sigma_{22} - \sigma_{33})^2 + (\sigma_{33} - \sigma_{11})^2 + 6(\sigma_{12}^2 + \sigma_{23}^2 + \sigma_{31}^2)]}$$

Herhangi bir gerilme durumu, üç asal gerilmeye dönüştürülebilir. Bu durum eğer üç koordinat olarak düşünülürse, farklı kombinasyonlar için von Mises gerilmesi çizilebilir. Herhangi bir noktadaki gerilme durumu silindir dışında bulunuyorsa, yapıdaki bu noktada plastik şekil değiştirme başlamıştır. Gerilme sadece iki eksen üzerinde meydana gelirse von Mises gerilmesine göre güvenilir bölge elips içinde kalan bölge olacaktır (Şekil 3.9).



Şekil 3. 9 Von Mises kriteri için güvenli alan [62].

BÖLÜM 4

SONUÇLAR VE TARTIŞMA

4.1 TASARLANMIŞ KAFES İMPLANTLARIN ANALİZLERİ

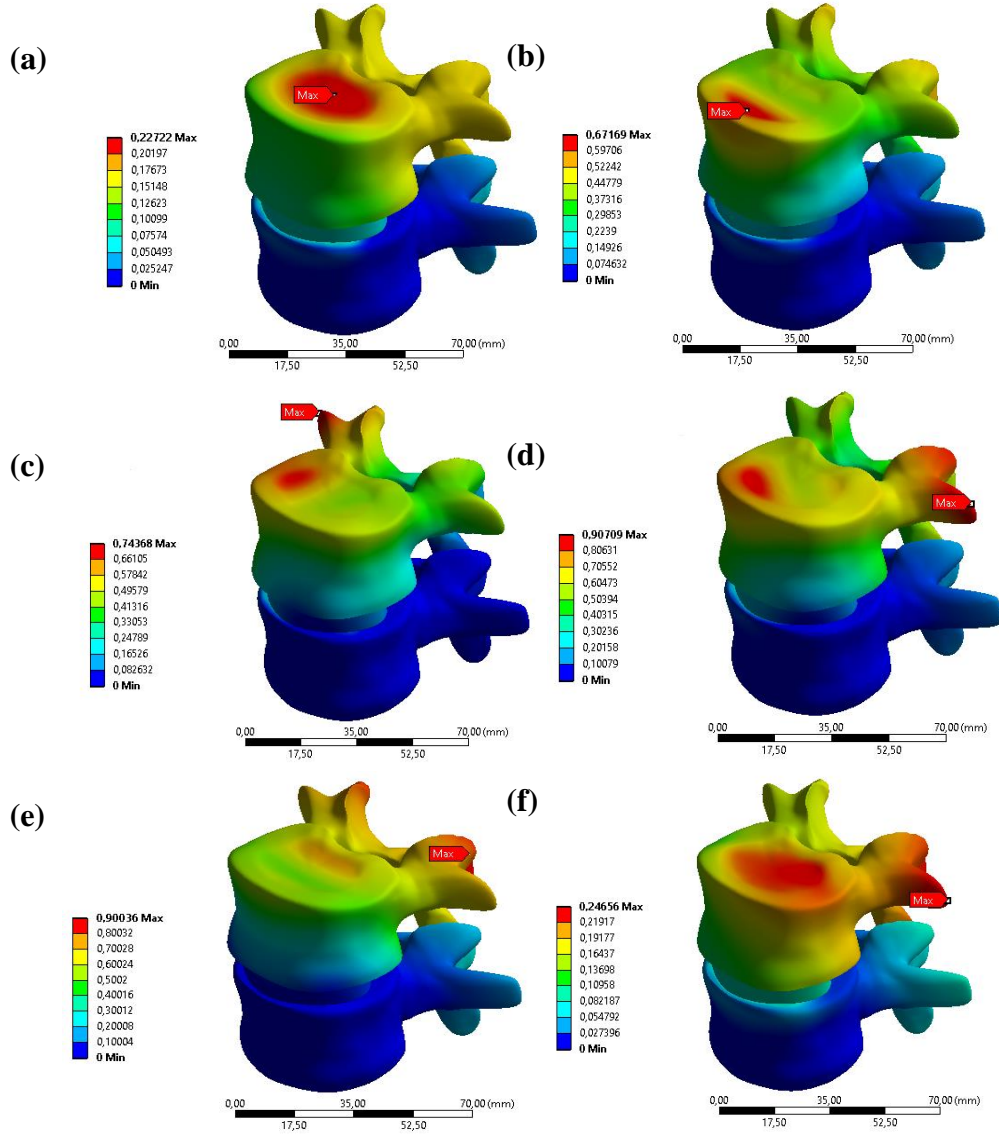
Omur birleştirici kafes implantın en önemli özelliklerinden biri deformasyona karşı yeterince dirençli olmasıdır. Çünkü belirli bir miktardan fazla deformasyon omur kemiklerinin hizadan çıkmasına ve dolayısıyla bel ağrısının yeniden başlamasına sebep olabilir [63]. Bu nedenle tasarlanmış implantların deformasyonu önemli bir tasarım kriteridir. Omur implantlarında biyomekanik yüklere karşı meydana gelen deformasyon hem onların geometrisine hem de yapıldıkları malzemeye bağlıdır. Deformasyonun kısıtlı olma zorunluğuyla birlikte kafes implantlarda meydana gelen gerilme değeri akma mukavemet değerini aşmamalıdır, çünkü kalıcı bir deformasyon veya herhangi bir kırılma hasta için felç olma ve yeniden ameliyat geçirme riskini beraberinde getirmektedir [64]. Bu tür analizlerde von Mises gerilmesi hesaplanmakta ve gerilme değerinin akma mukavemetini geçmediğini belirlemek için çok iyi bir kriter olduğu bilinmektedir. Bu çalışmada tasarlanan elips, oktet, oktahedron ve schwarz kafes modelleri için malzeme olarak Ti-6AL-4V, Mg ve PEEK seçilmiştir. Altı ayrı biyomekanik yük için kafes yapıları ve kemiklerde meydana gelen toplam deformasyon ve von Mises gerilmesi hesaplanmıştır. Hesaplanan deformasyon ve von Mises gerilmeler hem kontur olarak hem de modelleri daha kolay karşılaştırmak için çubuk grafiklerde sunulmuştur.

4.2 TOPLAM DEFORMASYON

Çalışmada analizi gerçekleştirilen dört ayrı kafes ve altı ayrı biyomekanik yük için modellerde meydana gelen toplam deformasyon hesaplanmıştır.

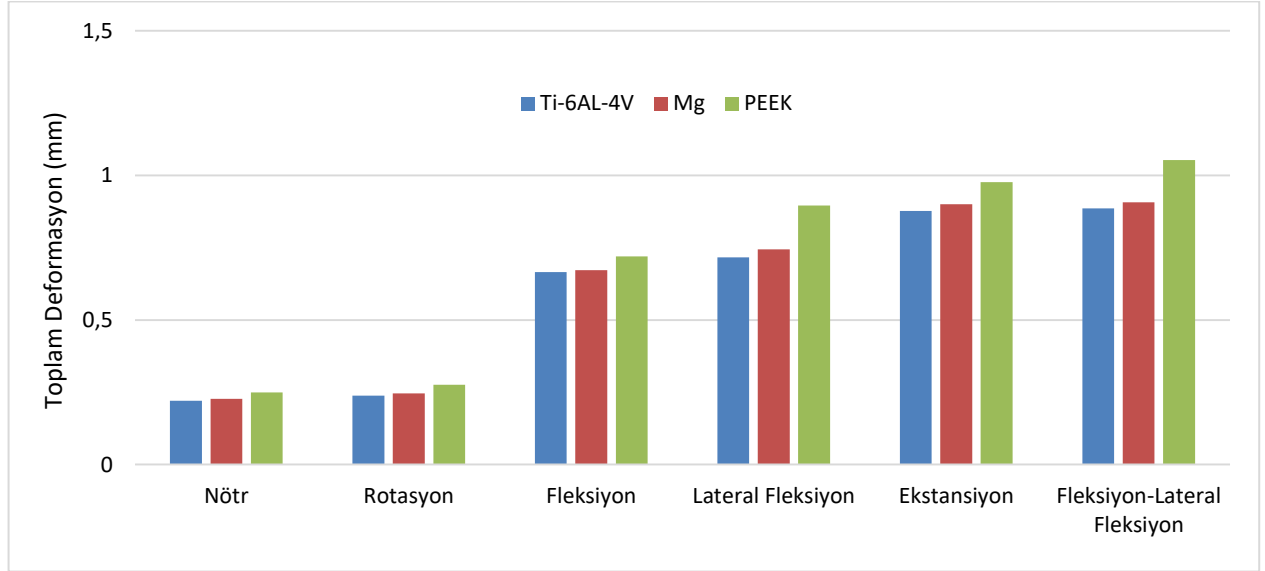
4.2.1 Elips Kafese Sahip Modellerde Deformasyon

Şekil 4.1, elips kafese sahip ve Mg'dan oluşan modellerde altı farklı hareket için meydana gelen toplam deformasyon konturunu göstermektedir.



Şekil 4. 1 Elips kafese sahip ve Mg'dan oluşan modelde a) Nötr, b) Fleksiyon, c) Lateral fleksiyon, d) Fleksiyon-lateral fleksiyon, e) Ekstansiyon, f) Rotasyon hareketi için hesaplanmış toplam deformasyon (mm).

Şekil 4.2, elips kafese sahip ve üç farklı malzemeden oluşan modellerde altı ayrı hareket için meydana gelen toplam deformasyonu göstermektedir.

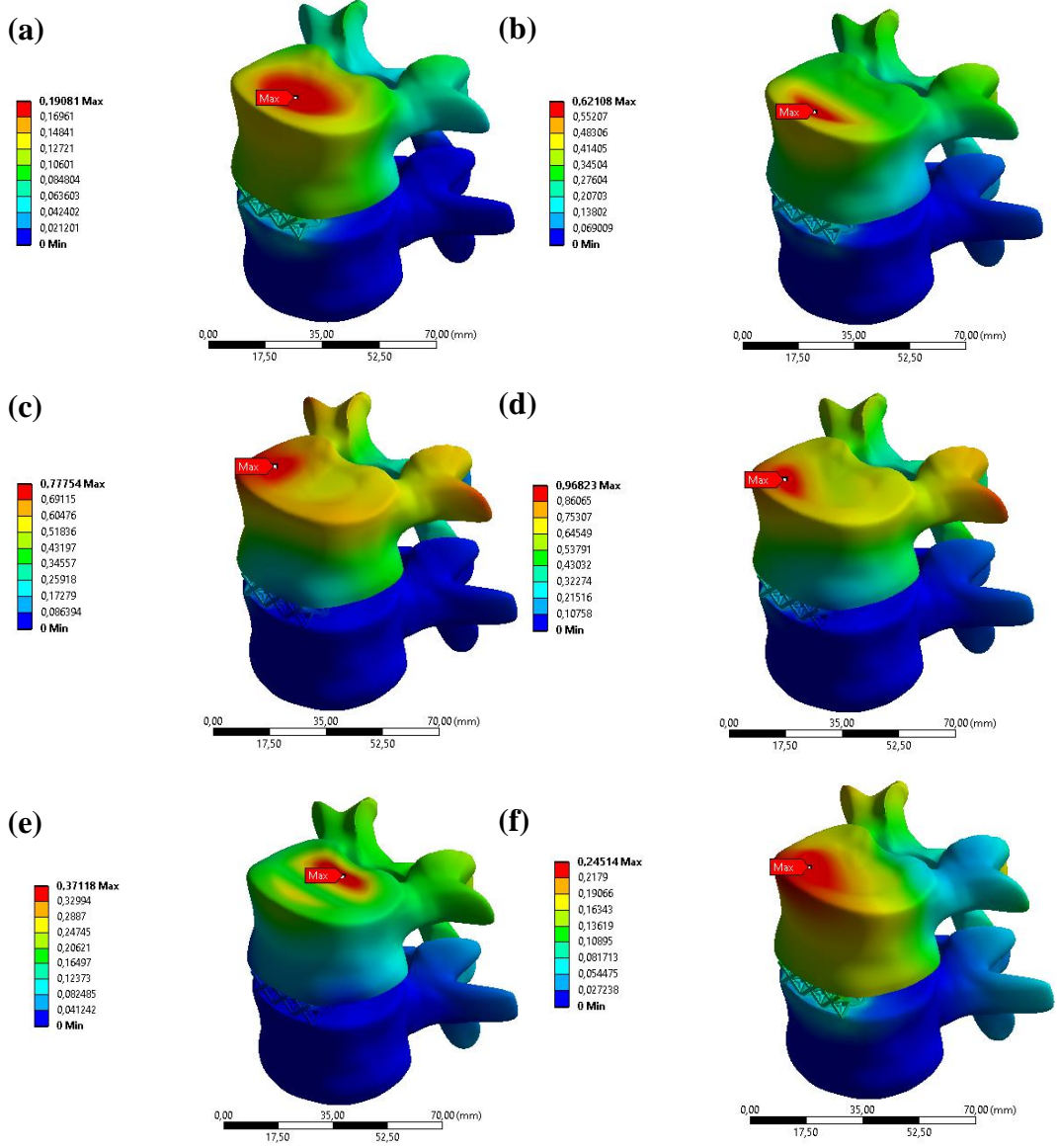


Şekil 4. 2 Üç ayrı malzemeden yapılan elips kafes için tüm modelin toplam deformasyonu.

Şekil 4.2’de görüldüğü gibi en küçük deformasyon nötr ve en büyük deformasyon fleksiyon-lateral fleksiyon hareketi için hesaplanmıştır. Malzeme olarak PEEK’ten oluşan modeller en fazla esneklik gösterirken, Ti-6Al-4V’dan oluşan modeller daha küçük deformasyon sergilemişlerdir.

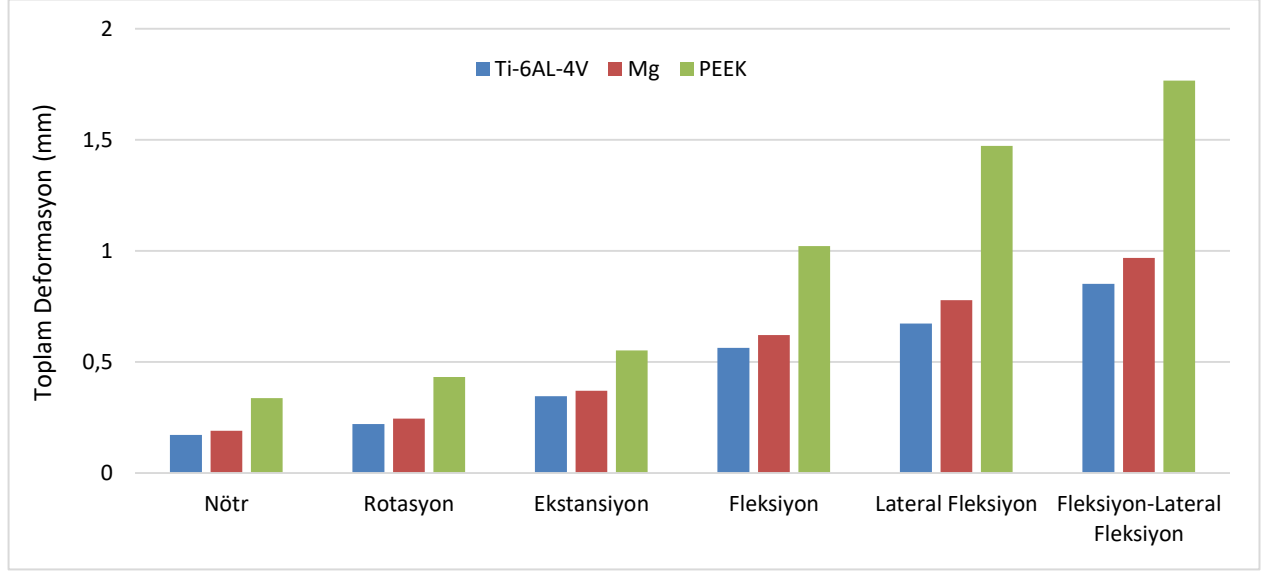
4.2.2 Oktet Kafese Sahip Modellerde Deformasyon

Şekil 4.3, oktet kafese sahip ve Mg'dan oluşan modellerde altı farklı hareket için meydana gelen toplam deformasyon konturunu göstermektedir.



Şekil 4. 3 Oktet kafese sahip ve Mg'dan oluşan modelde a) Nötr, b) Fleksiyon, c) Lateral fleksiyon, d) Fleksiyon-lateral fleksiyon, e) Ekstansiyon, f) Rotasyon hareketi için hesaplanmış toplam deformasyon (mm).

Şekil 4.4, oktet kafese sahip ve üç farklı malzemeden oluşan modellerde altı farklı hareket için meydana gelen toplam deformasyonu göstermektedir.

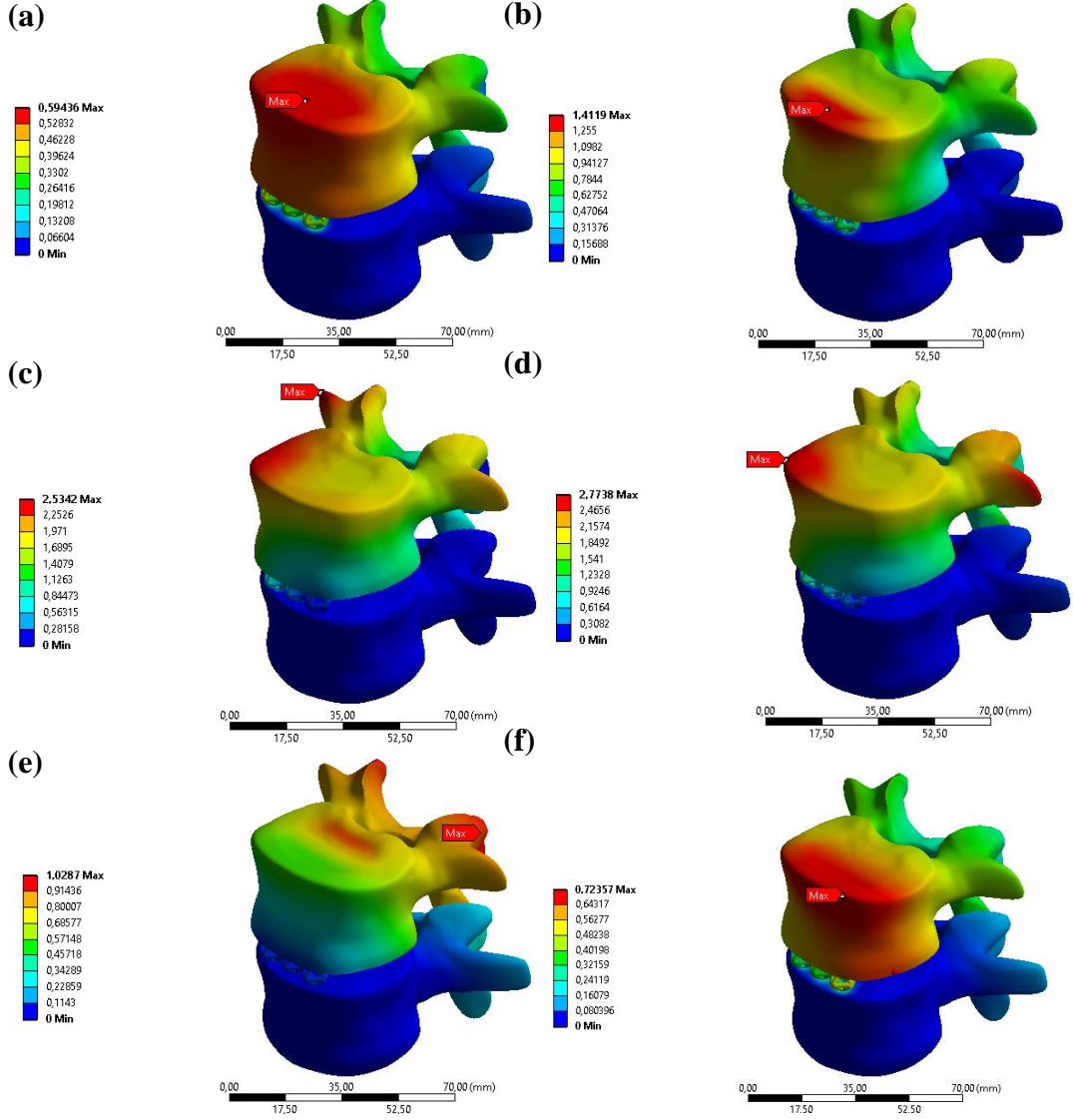


Şekil 4. 4 Üç ayrı malzemeden yapılan oktet kafes için tüm modelin toplam deformasyonu.

Şekil 4.4'te görüldüğü gibi en küçük deformasyon yine nötr ve en büyük deformasyon fleksiyon-lateral fleksiyon hareketi için hesaplanmıştır. Malzeme olarak PEEK'ten oluşan modeller en fazla esneklik gösterirken, Ti-6Al-4V'dan oluşan modeller daha küçük deformasyon sergilemişlerdir. Malzeme etkisi fleksiyon, lateral fleksiyon ve fleksiyon-lateral fleksiyon hareketi için daha belirgindir ve PEEK malzemeye sahip modeller Ti-6Al-4V malzemeden oluşan modellere göre yaklaşık iki kat daha fazla deforme olmuşlardır.

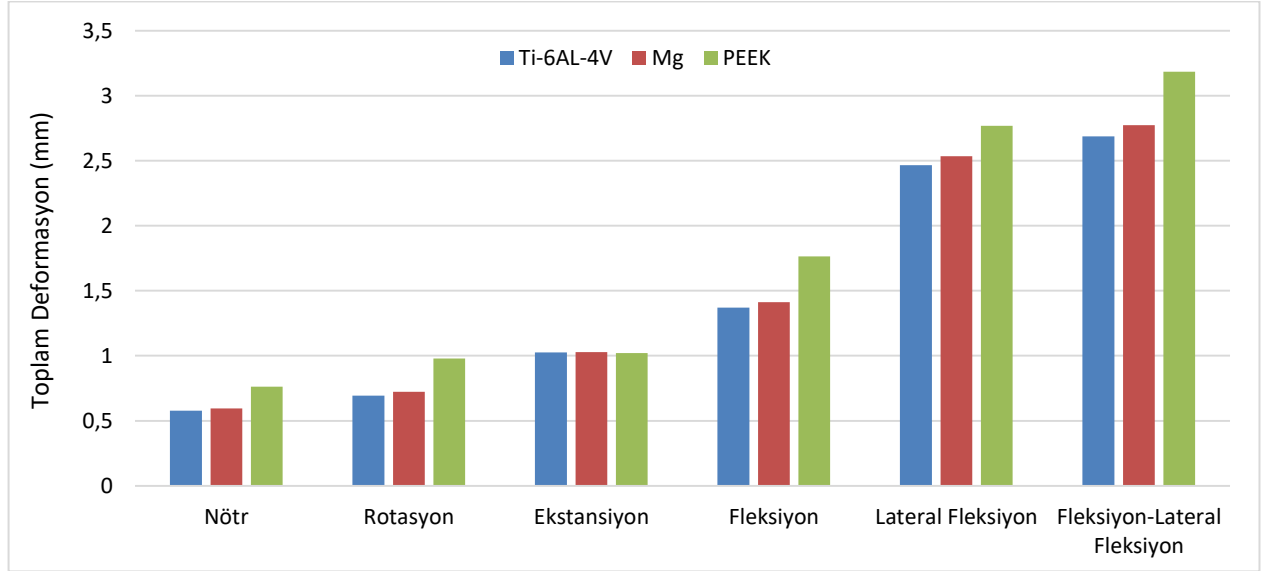
4.2.3 Oktahedron Kafese Sahip Modellerde Deformasyon

Şekil 4.5, oktahedron kafese sahip ve Mg'dan oluşan modellerde altı farklı hareket için meydana gelen toplam deformasyonu göstermektedir.



Şekil 4. 5 Oktahedron kafese sahip ve Mg'dan oluşan modelde a) Nötr, b) Fleksiyon, c) Lateral fleksiyon, d) Fleksiyon-lateral fleksiyon, e) Ekstansiyon, f) Rotasyon hareketi için hesaplanmış toplam deformasyon (mm).

Şekil 4.6’da, oktahedron kafese sahip ve üç farklı malzemeden oluşan modellerde altı farklı hareket için meydana gelen toplam deformasyon gösterilmiştir.

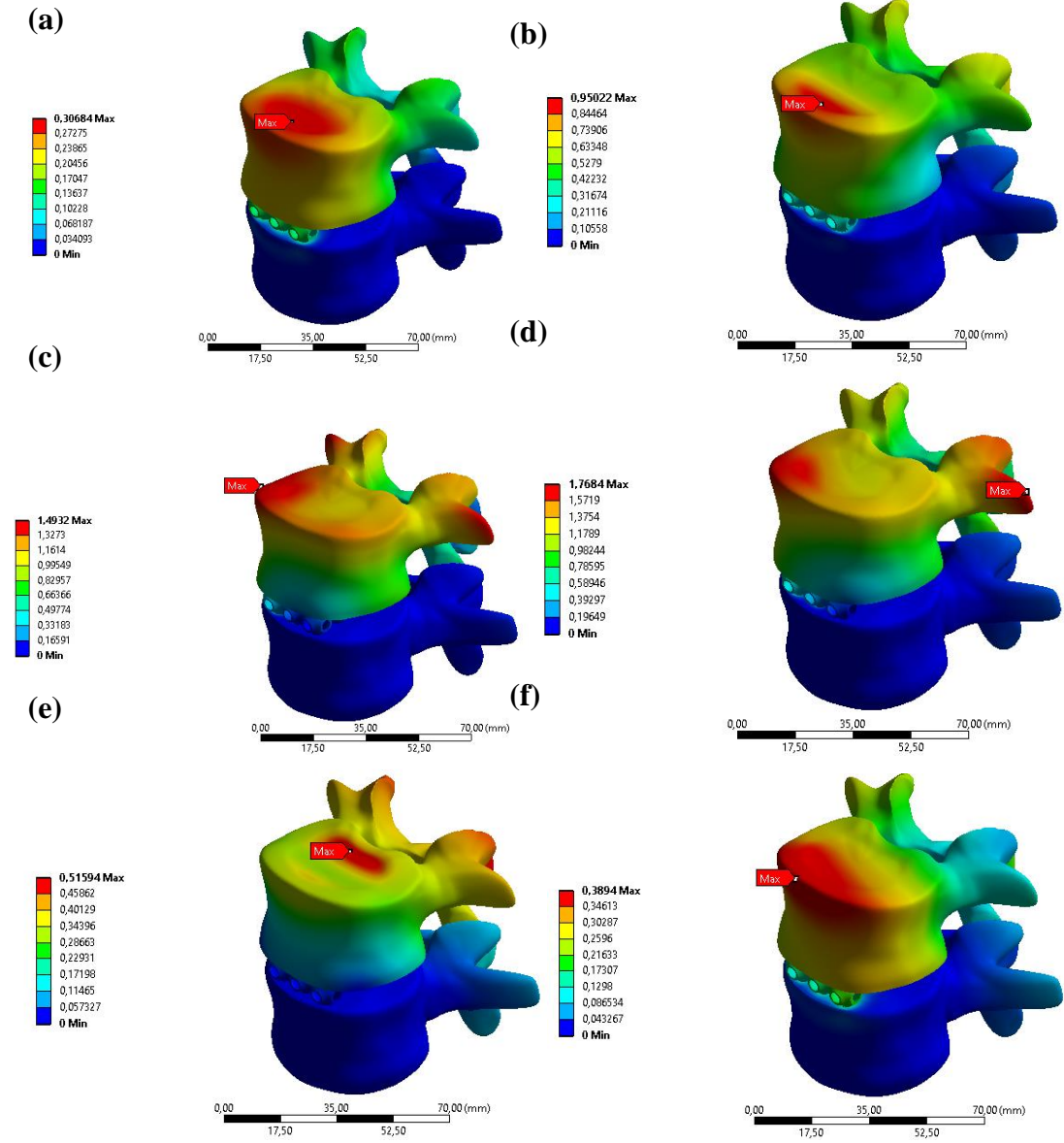


Şekil 4. 6 Üç ayrı malzemeden yapılan oktahedron kafes için tüm modelin toplam deformasyonu.

Şekil 4.6’da görüldüğü gibi en küçük deformasyon nötr ve en büyük deformasyon yine fleksiyon-lateral fleksiyon hareketi için ortaya çıkmıştır. Malzeme olarak incelendiğinde her üç malzemeden oluşan modeller tüm hareketler için çok yakın deformasyon göstermişlerdir.

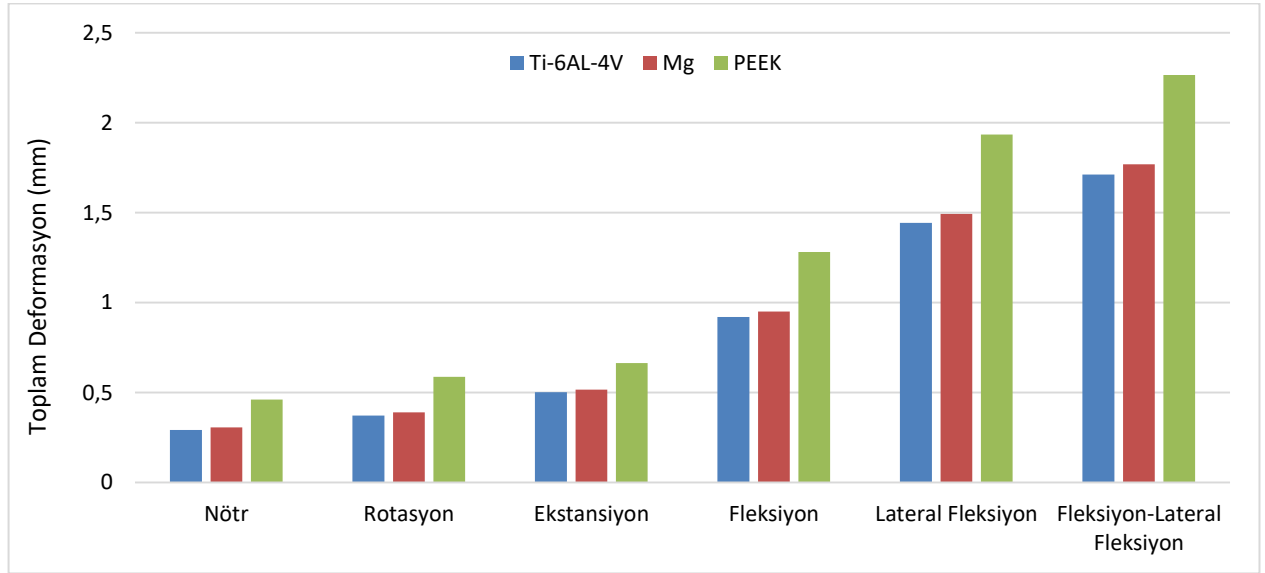
4.2.4 Schwarz Kafese Sahip Modellerde Deformasyon

Şekil 4.7, schwarz kafese sahip ve Mg'dan oluşan modellerde altı farklı hareket için meydana gelen toplam deformasyon konturunu göstermektedir.



Şekil 4. 7 Schwarz kafese sahip ve Mg'dan oluşan modelde a) Nötr, b) Fleksiyon, c) Lateral fleksiyon, d) Fleksiyon-lateral fleksiyon, e) Ekstansiyon, f) Rotasyon hareketi için hesaplanmış toplam deformasyon (mm).

Şekil 4.8’de, schwarz kafese sahip ve üç farklı malzemeden oluşan modellerde altı farklı hareket için meydana gelen toplam deformasyon gösterilmiştir.



Şekil 4. 8 Üç ayrı malzemeden yapılan schwarz kafes için tüm modelin toplam deformasyonu.

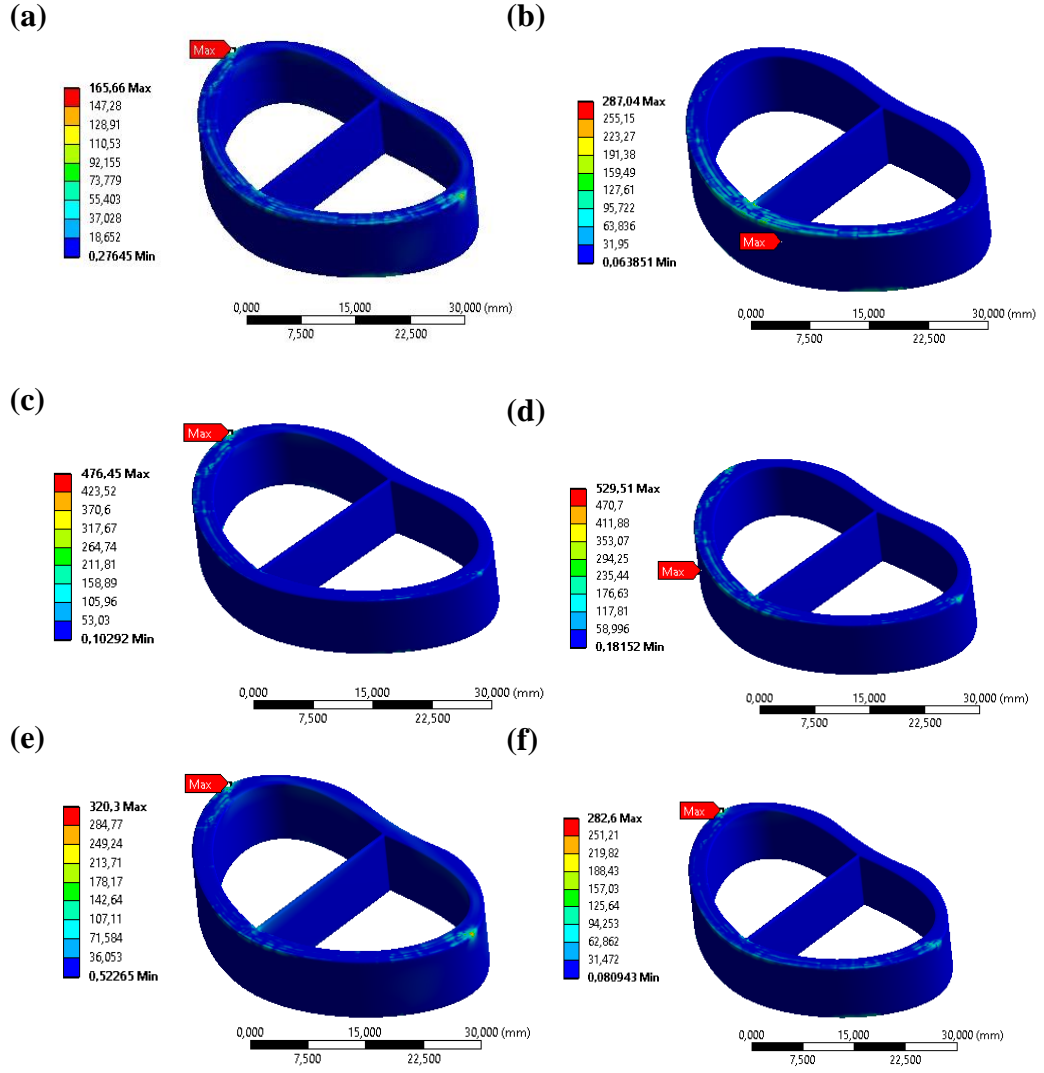
Şekil 4.8’de görüldüğü gibi en küçük deformasyon nötr ve en büyük deformasyon ise yine fleksiyon-lateral fleksiyon hareketi için ortaya çıkmıştır. Malzeme olarak Mg ve Ti-6Al-4V’den oluşan modeller çok yakın deformasyon sergilerken, PEEK malzemeden oluşan modeller daha büyük deformasyon göstererek farklı davranmışlardır.

4.3 VON MİSES GERİLMESİ

Bu tarz implant tasarımlarında deformasyona direncin yanı sıra dayanaklık, implantın fonksiyonunu sürdürülebilmesi açısından önemli bir husustur. Diğer mühendislik dallarında karmaşık modellerin analizi için von Mises gerilmesi önemli bir kriter olarak incelenmektedir. Bu çalışmada da kullanılan implantlar ve analiz edilen modeller karmaşık geometriler oldukları için akıp akmama durumunu analiz etmek amacıyla von Mises gerilmesi kullanılmıştır. İmplantta meydana gelen gerilme analizi sadece onun akıp akmayacağını gösterebilir. Ancak, implantın temasta olduğu veya birleştiği kemik üzerinde ne kadar gerilme meydana getirdiği diğer önemli husustur. Ortaya çıkan gerilme herhangi bir nedenle kemiğin mukavemetinin üzerine çıkarsa gerilme yığını gibi olumsuz etkiler ortaya çıkabilir [65]. Gerilme yığını olayı implant uygulamasını başarısızlığa uğratabilir. Dolayısıyla implantın birlikte olduğu parçalarında da meydana gelen gerilmelerin hesaplanması gerekmektedir. Çalışmada analizi gerçekleştirilen tüm modellerde hem implant hem de L3 ve L4 kortikal kemiklerin altı ayrı hareket için von Mises gerilmeleri hesaplanmıştır. Mg için von Mises gerilme dağılımı verilirken, PEEK ve Ti-6AL-4V malzemeden oluşan modeller için maksimum değerler sütun grafiğinde gösterilmiş ve karşılaştırılması yapılmıştır.

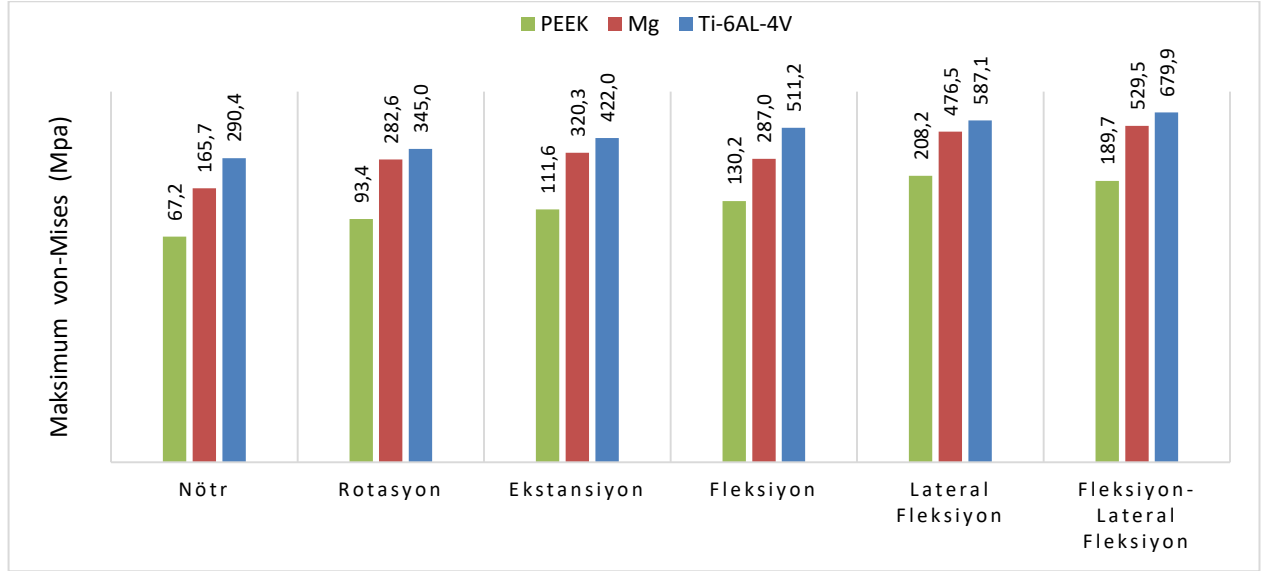
4.3.1 Elips İmplanta Sahip Modellerin von Mises Gerilmesi

Şekli 4.9, Mg'dan oluşan elips implantta altı ayrı hareket için meydana gelen von Mises gerilme dağılımını göstermektedir.



Şekil 4. 9 Malzeme olarak Mg'dan modellenmiş olan elips kafes implantın a) Nötr, b) Fleksiyon, c) Lateral fleksiyon, d) Fleksiyon-lateral fleksiyon, e) Ekstansiyon, f) Rotasyon hareketi için von Mises gerilme dağılımı (MPa).

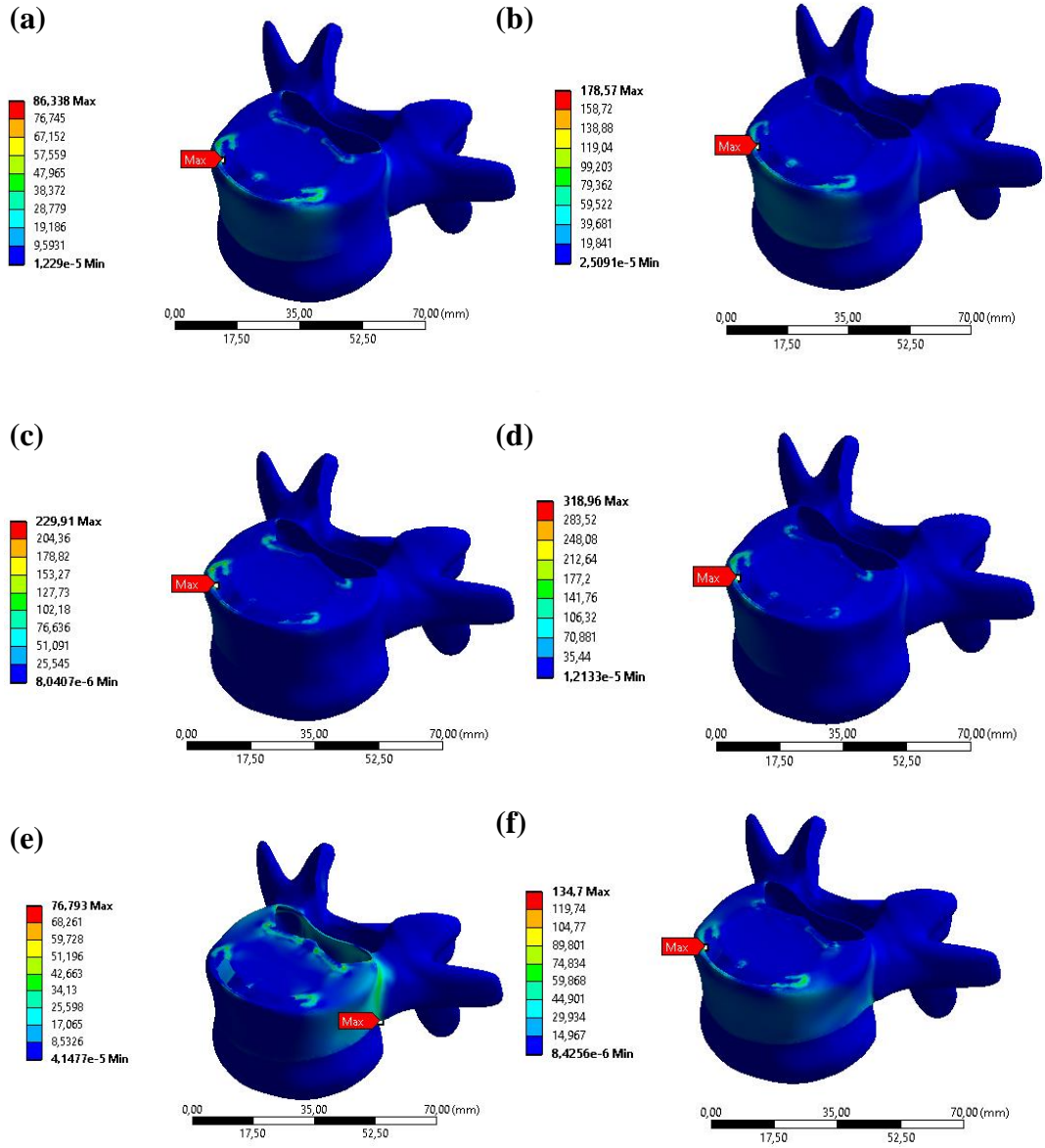
Şekil 4.10, üç farklı malzemedan oluşan elips implantta altı ayrı hareket için meydana gelen maksimum von Mises gerilme dağılımını göstermektedir.



Şekil 4. 10 Üç ayrı malzemedan yapılan elips kafes için von Mises gerilmeleri.

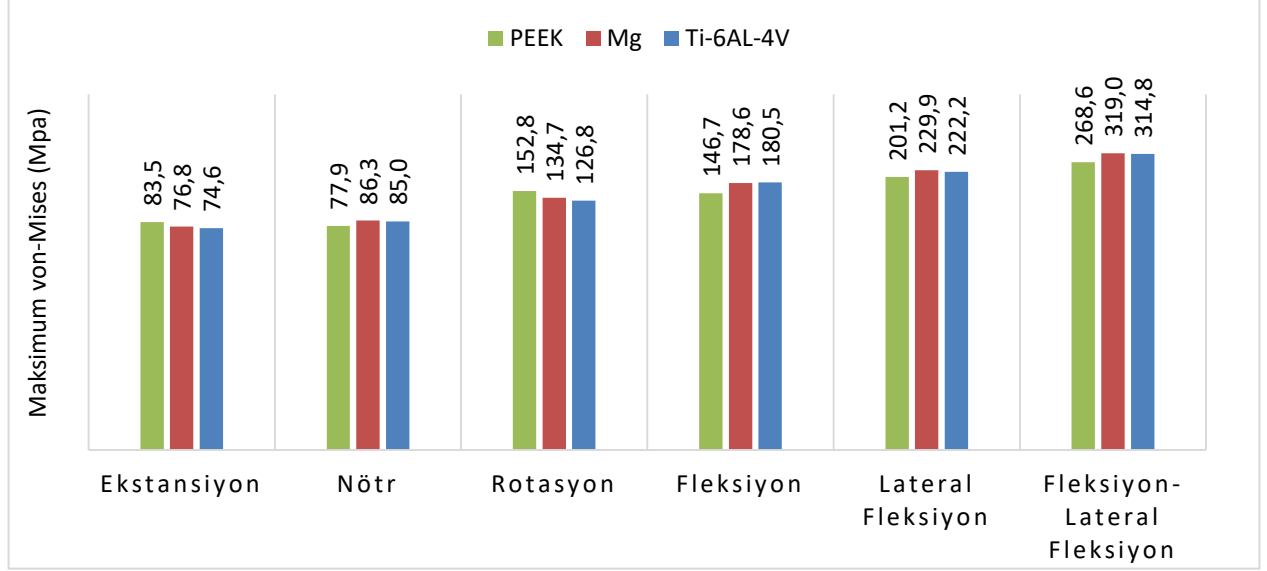
Şekli 4.10'da görüldüğü gibi maksimum von Mises gerilmesi fleksiyon-lateral fleksiyon hareketi için meydana gelirken en düşük gerilme değerleri nötr hareketi için hesaplanmıştır. Ayrıca, PEEK malzeme olarak deformasyonun aksine diğer iki malzemeye göre daha az gerilme göstermiştir. Ti-6Al-4V alaşımından oluşan modellerin ise diğer iki malzemeye göre daha fazla gerildiği görülmektedir.

Şekil 4.11, elips kafese sahip Mg'dan oluşan modelde L4 kortikal kemiğinde meydana gelen von Mises gerilme dağılımını altı ayrı hareket için göstermektedir.



Şekil 4. 11 Malzeme olarak Mg'dan modellenmiş olan elips kafes implant için L4 kortikal kemiğin a) Nötr, b) Fleksiyon, c) Lateral fleksiyon, d) Fleksiyon-lateral fleksiyon, e) Ekstansiyon, f) Rotasyon hareketinde meydana gelen von Mises gerilmeleri (MPa).

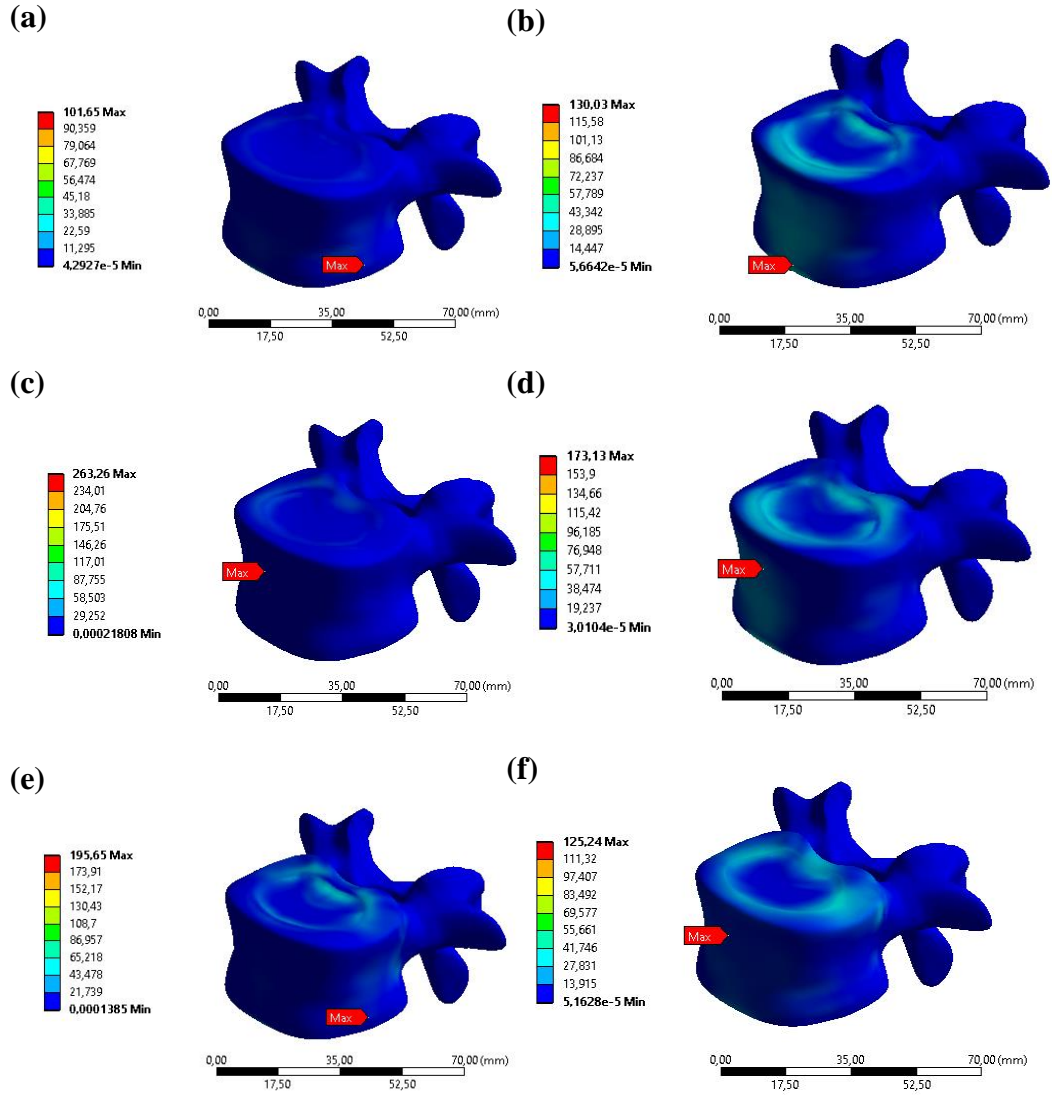
Şekil 4.12, üç farklı malzemeden oluşan elips implantına sahip modellerde altı ayrı hareket için L4 kortikal kemikte meydana gelen maksimum von Mises gerilmeyi göstermektedir.



Şekil 4. 12 Üç ayrı malzemeden yapılan elips kafes için L4 kortikal kemikte meydana gelen von Mises gerilmeleri.

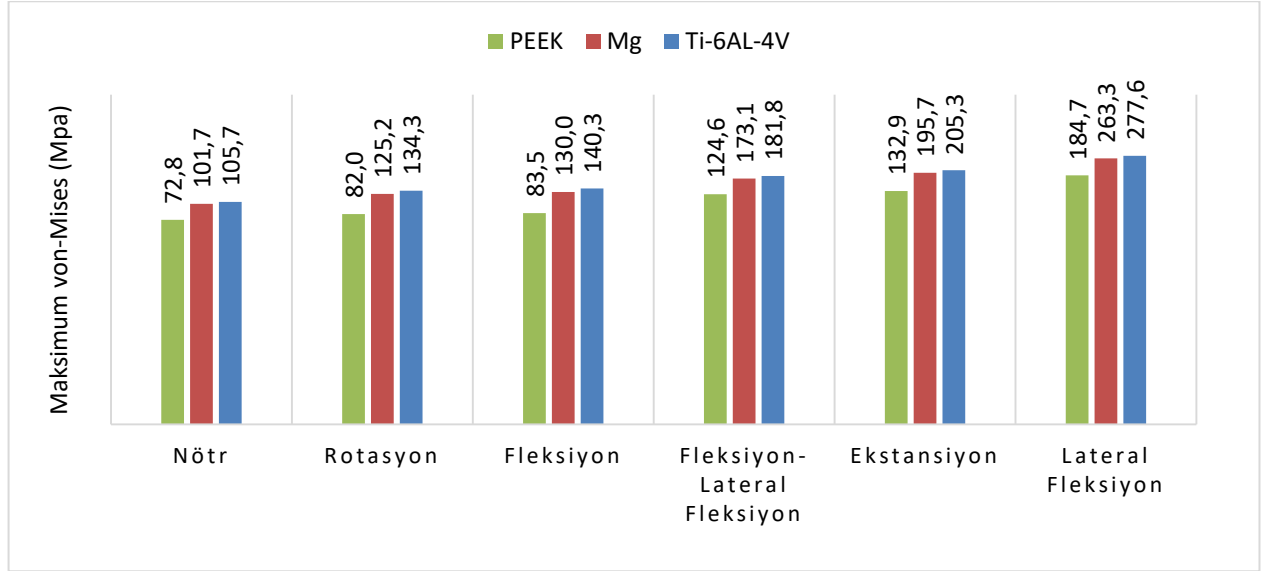
Şekil 4.12’de görüldüğü gibi L4 kemiği üzerinde meydana gelen von Mises gerilme değeri diğer hareketlere göre fleksiyon-lateral fleksiyon hareketinde daha fazladır. Nötr ve ekstansiyon hareketinde L4 üzerinde meydana gelen gerilme diğer hareketlere göre daha düşüktür. Malzeme etkisinin L4’te meydana gelen von Mises gerilmesi üzerinde implanttaki kadar belirgin olmadığı görülmektedir.

Şekil 4.13, elips kafese sahip Mg'dan oluşan modellerde L3 kortikal kemiğinde meydana gelen von Mises gerilmesinin dağılımını altı farklı hareket için göstermektedir.



Şekil 4. 13 Malzeme olarak Mg'dan modellenmiş olan elips kafes implant için L3 kortikal kemiğin a) Nötr, b) Fleksiyon, c) Lateral fleksiyon, d) Fleksiyon-lateral fleksiyon, e) Ekstansiyon, f) Rotasyon hareketinde meydana gelen von Mises gerilmeleri (MPa).

Şekil 4.14, üç farklı malzemeden oluşan elips implantına sahip modellerde altı ayrı hareket için L3 kortikal kemikte meydana gelen maksimum von Mises gerilmeyi göstermektedir.

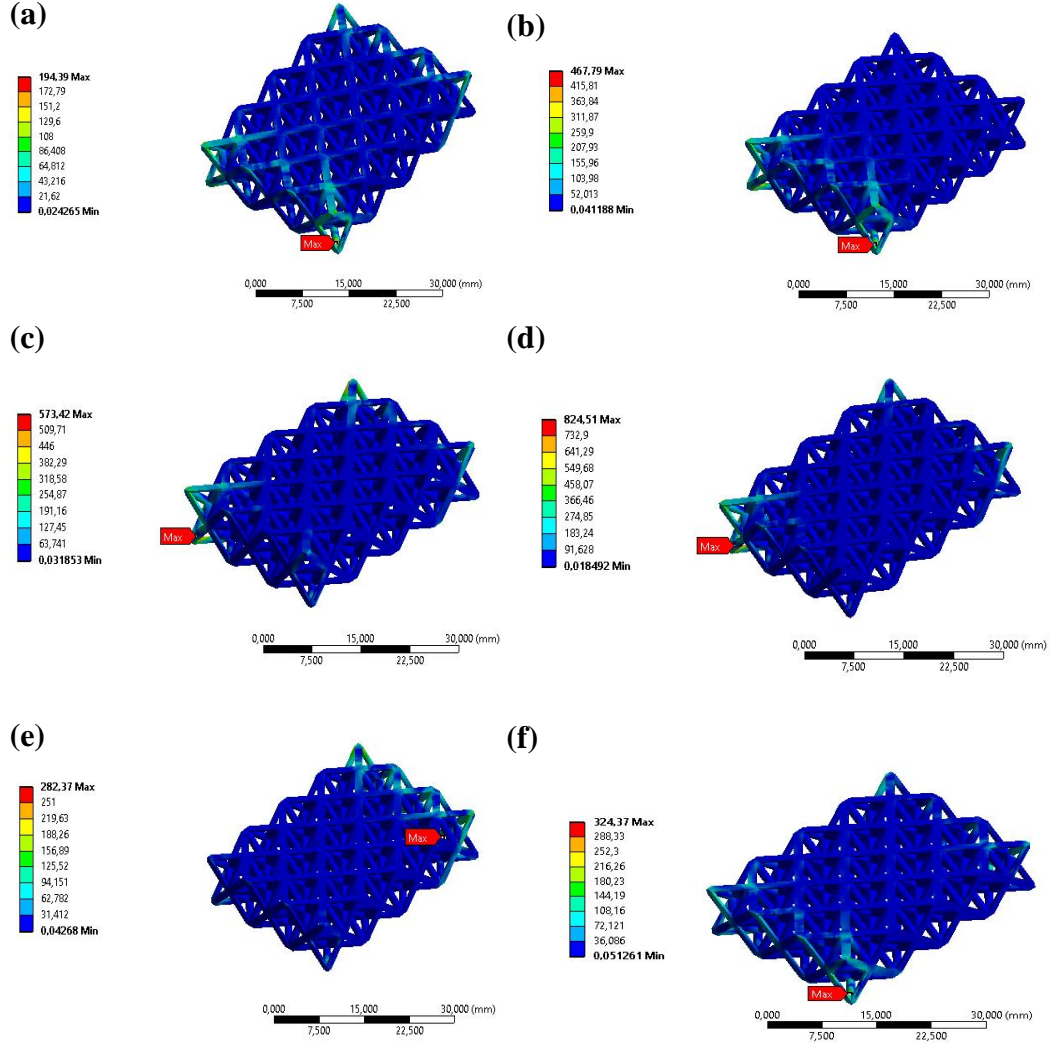


Şekil 4. 14 Üç ayrı malzemeden yapılan elips kafes için L3 kortikal kemikte meydana gelen maksimum von Mises gerilmesi.

Şekil 4.14'te görüldüğü gibi L3 kemiğinde von Mises gerilmenin maksimum değerleri lateral fleksiyon hareketinde meydana gelmiştir. Malzeme olarak tüm hareketlerde Ti-6Al-4V maksimum değeri gösterirken, PEEK malzemeye sahip modeller daha küçük gerilmeler sergilemişlerdir.

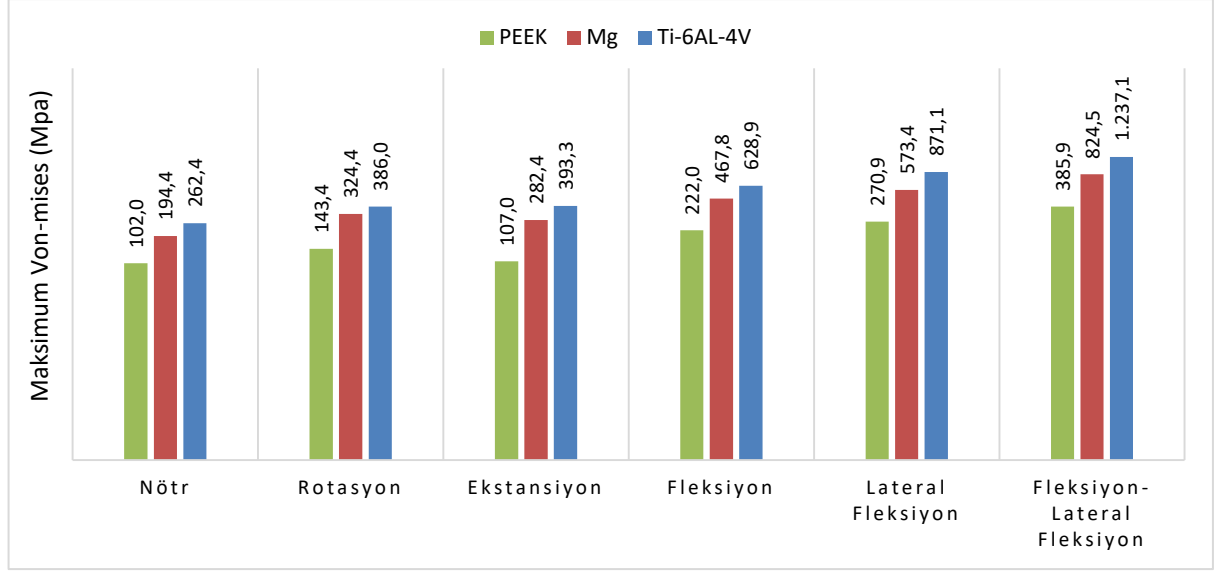
4.3.2 Oktet İmplantta Sahip Modellerin von Mises Gerilmesi

Şekli 4.15, Mg'dan oluşan oktet implantta altı ayrı hareket için meydana gelen von Mises gerilme dağılımını göstermektedir.



Şekil 4. 15 Malzeme olarak Mg'dan modellenmiş olan oktet kafes implantın a) Nötr, b) Fleksiyon, c) Lateral fleksiyon, d) Fleksiyon-lateral fleksiyon, e) Ekstansiyon, f) Rotasyon hareketi için von Mises gerilmeleri (MPa).

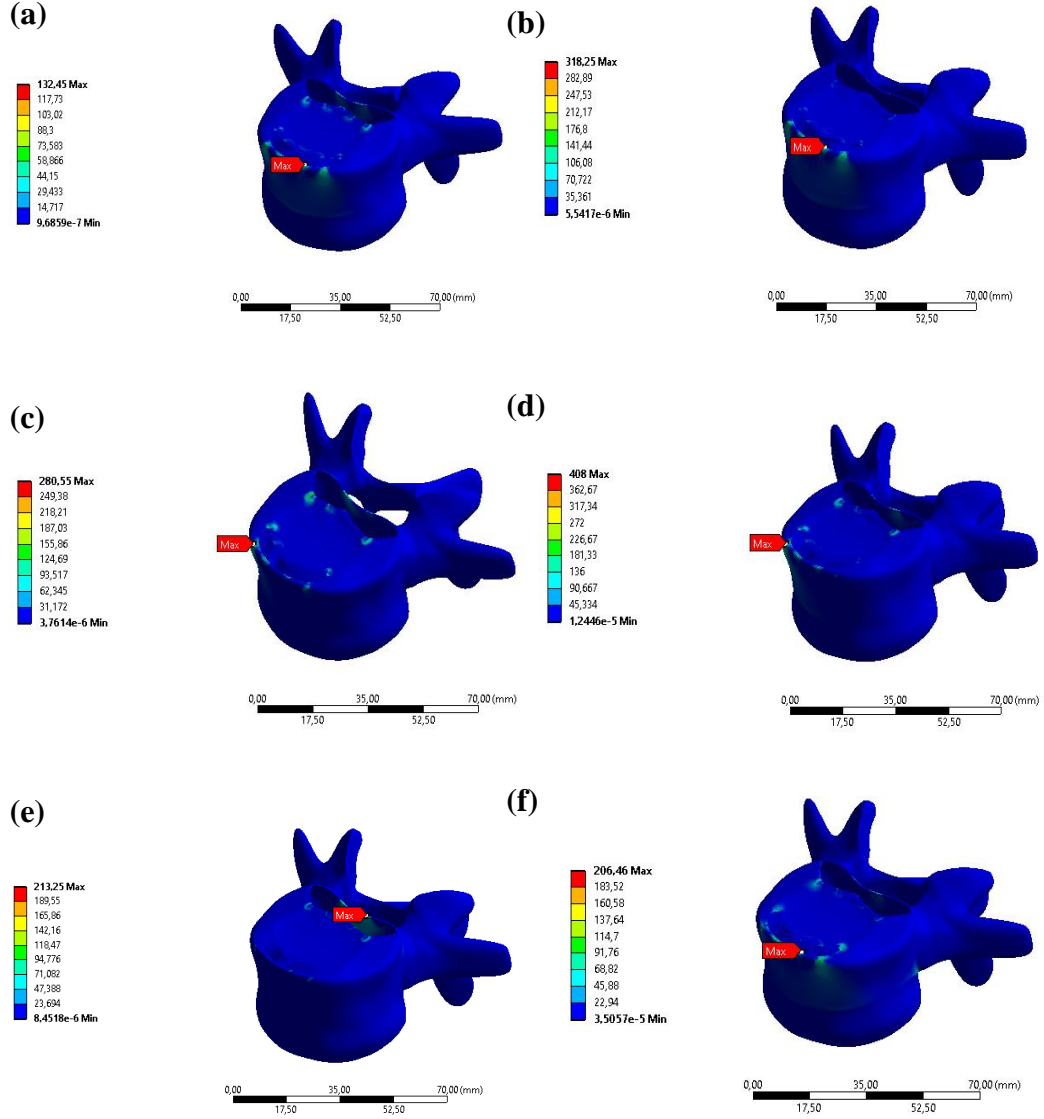
Şekil 4.16, üç farklı malzemedan oluşan oktet implantta altı ayrı hareket için meydana gelen maksimum von Mises gerilme dağılımını göstermektedir.



Şekil 4. 16 Üç ayrı malzemedan yapılan oktet kafes için maksimum von Mises gerilmeleri.

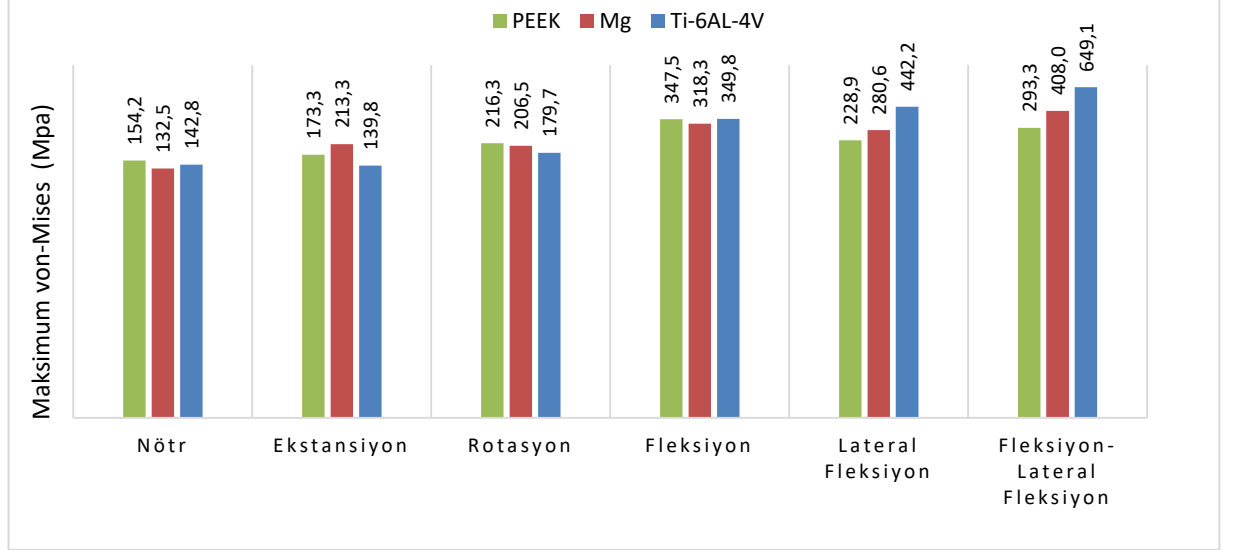
Şekil 4.16'da, elips modeldeki gibi oktet modelde de maksimum von Mises gerilmesinin fleksiyon-lateral fleksiyon hareketi için hesaplandığı görülmektedir. Malzeme olarak Ti-6Al-4V'dan oluşan modeller diğerlerine göre daha büyük gerilmeler göstermiştir. Ti-6Al-4V modeli tüm hareketlerde PEEK modele göre yaklaşık üç kat daha fazla gerilme sergilemiştir.

Şekil 4.17, oktet kafese sahip Mg'den oluşan modelde L4 kortikal kemiğinde meydana gelen von Mises gerilme dağılımını altı ayrı hareket için göstermektedir.



Şekil 4. 17 Malzeme olarak Mg'dan modellenmiş olan oktet kafes implant için L4 kortikal kemiğin a) Nötr, b) Fleksiyon, c) Lateral fleksiyon, d) Fleksiyon-lateral fleksiyon, e) Ekstansiyon, f) Rotasyon hareketinde meydana gelen von Mises gerilmeleri (MPa).

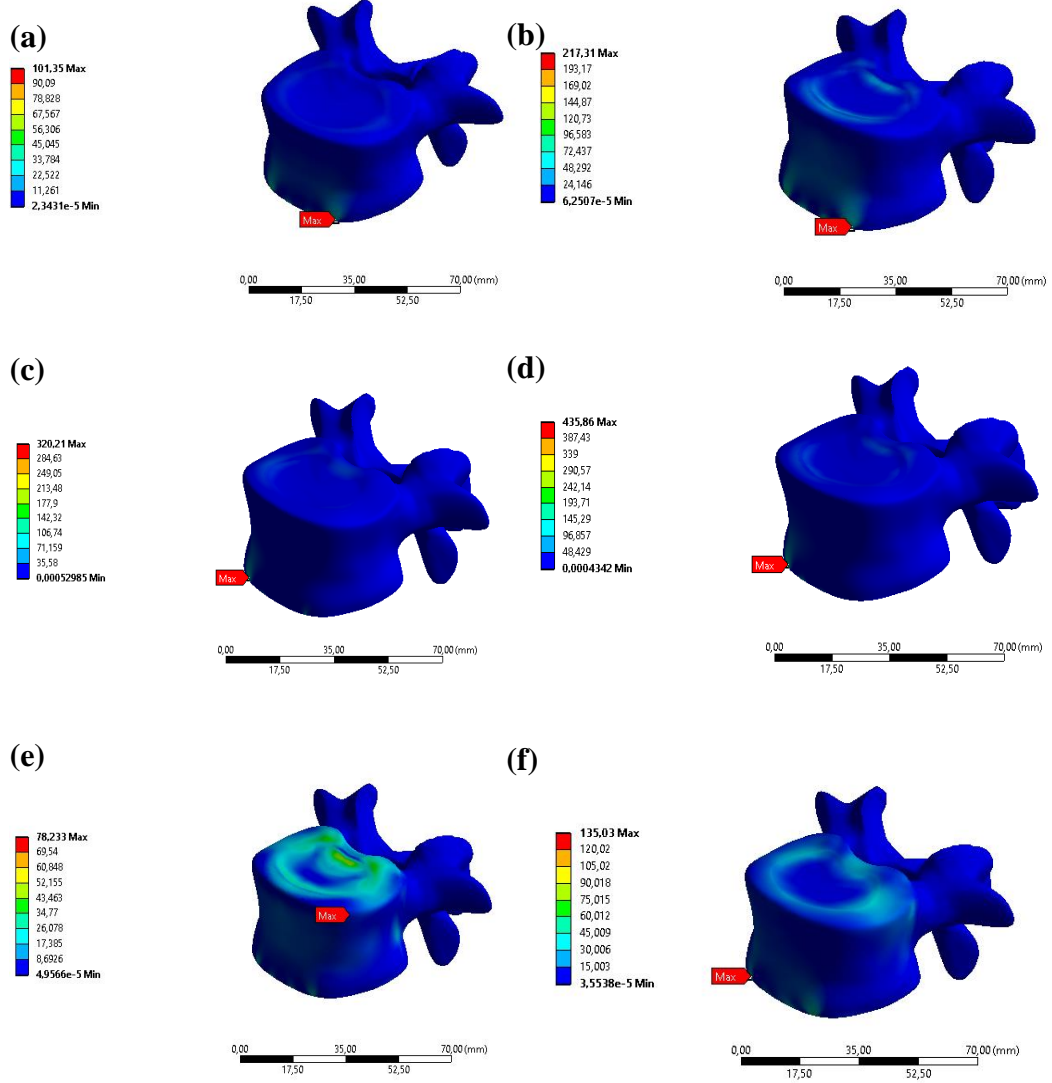
Şekil 4.18, üç farklı malzemeden oluşan oktet implantına sahip modellerde altı ayrı hareket için L4 kortikal kemikte meydana gelen maksimum von Mises gerilmeyi göstermektedir.



Şekil 4. 18 Üç ayrı malzemeden yapılan oktet kafes için L4 kortikal kemik yapısında meydana gelen von Mises gerilmeleri.

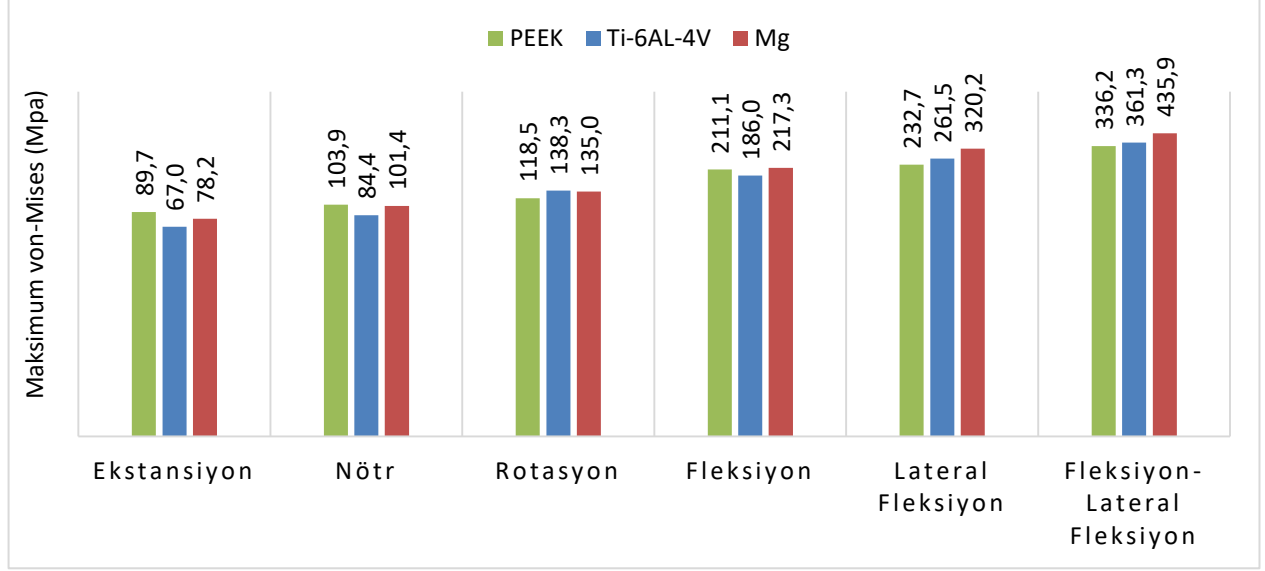
Şekil 4.18’de görüldüğü gibi L4 kortikal kemikte maksimum von Mises gerilmesi yine fleksiyon-lateral fleksiyon hareketinde hesaplanmıştır. Malzeme etkisi açısından nötr, ekstansiyon, rotasyon ve fleksiyon hareketlerinde anlamlı bir fark görülmezken, lateral fleksiyon ve fleksiyon-lateral fleksiyon hareketleri için Ti-6Al-4V malzemeden oluşan modeller diğerlerine göre daha fazla gerilme sergilemişlerdir.

Şekil 4.19, oktet kafese sahip Mg'dan oluşan modelde L3 kortikal kemiğinde meydana gelen von Mises gerilme dağılımını altı ayrı hareket için göstermektedir.



Şekil 4. 19 Malzeme olarak Mg'dan modellenmiş olan oktet kafes implant için L3 kortikal kemiğin a) Nötr, b) Fleksiyon, c) Lateral fleksiyon, d) Fleksiyon-lateral fleksiyon, e) Ekstansiyon, f) Rotasyon hareketinde meydana gelen von Mises gerilmeleri (MPa).

Şekil 4. 20, üç farklı malzemeden oluşan oktet implantına sahip modellerde altı ayrı hareket için L3 kortikal kemikte meydana gelen maksimum von Mises gerilmeyi göstermektedir.

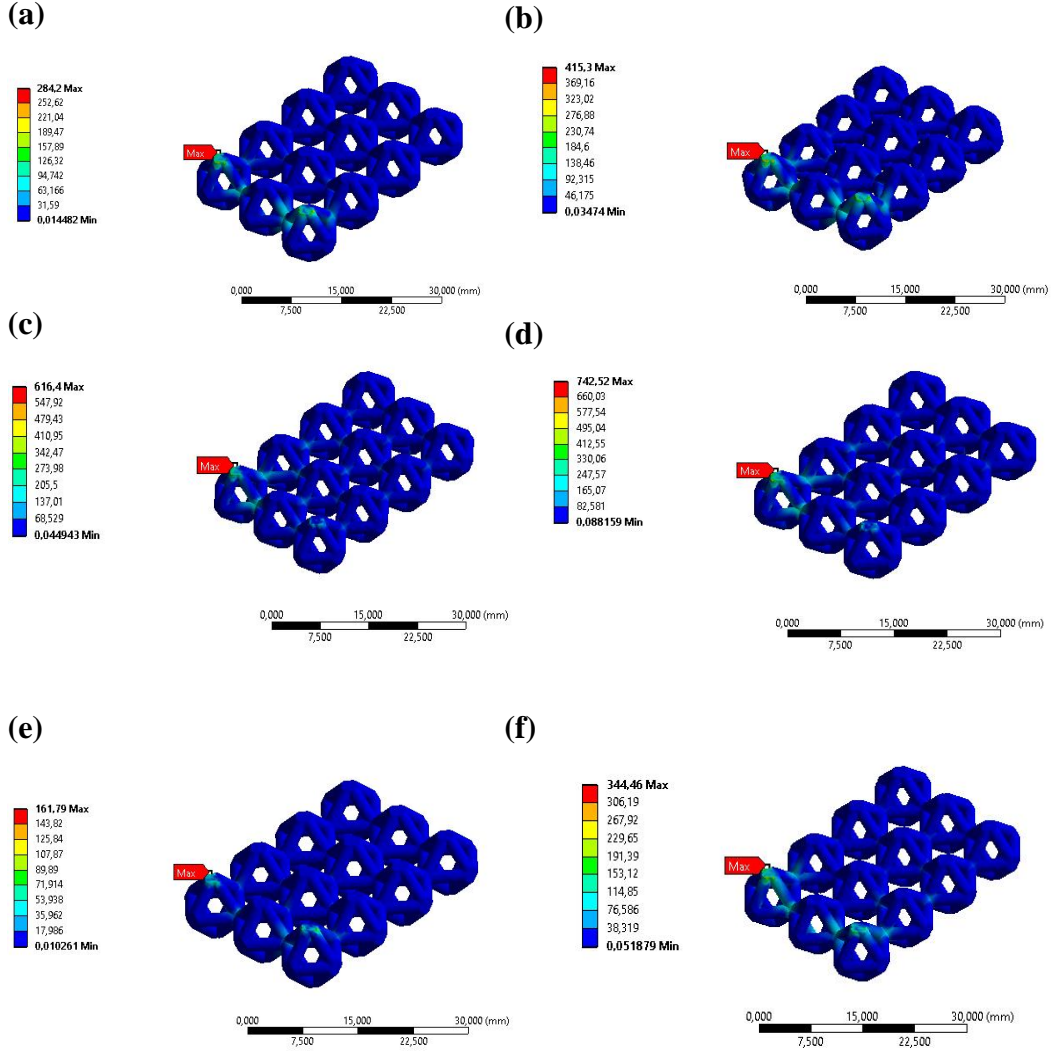


Şekil 4. 20 Üç ayrı malzemeden yapılan oktet kafes için L3 kortikal kemik yapısında meydana gelen von Mises gerilmeleri.

Şekil 4. 20’de görüldüğü gibi L3 kortikal kemikte maksimum von Mises gerilmesi oktet kafese sahip modellerde yine fleksiyon-lateral fleksiyon hareketinde ortaya çıkmıştır. Malzeme olarak bakıldığında ekstansiyon, nötr, rotasyon ve fleksiyon hareketlerinde anlamlı bir fark görülmezken, lateral fleksiyon ve fleksiyon-lateral fleksiyon hareketleri için Ti-6Al-4V malzemeden oluşan modeller diğerlerine göre daha fazla gerilme sergilemişlerdir.

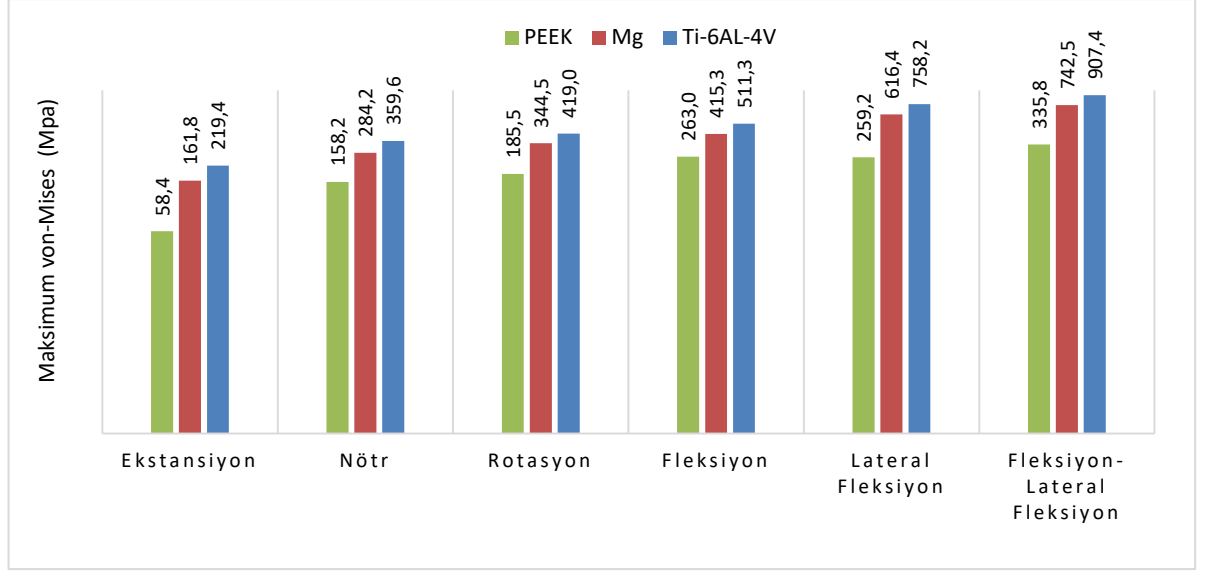
4.3.3 Oktahedron İmplantı Sahip Modellerin von Mises Gerilmesi

Şekli 4.21, Mg'dan oluşan oktahedron implantta altı ayrı hareket için meydana gelen von Mises gerilme dağılımını göstermektedir.



Şekil 4. 21 Malzeme olarak Mg'dan modellenmiş olan oktahedron kafes implantın a) Nötr, b) Fleksiyon, c) Lateral fleksiyon, d) Fleksiyon-lateral fleksiyon, e) Ekstansiyon, f) Rotasyon hareketi için von Mises gerilmeleri (MPa).

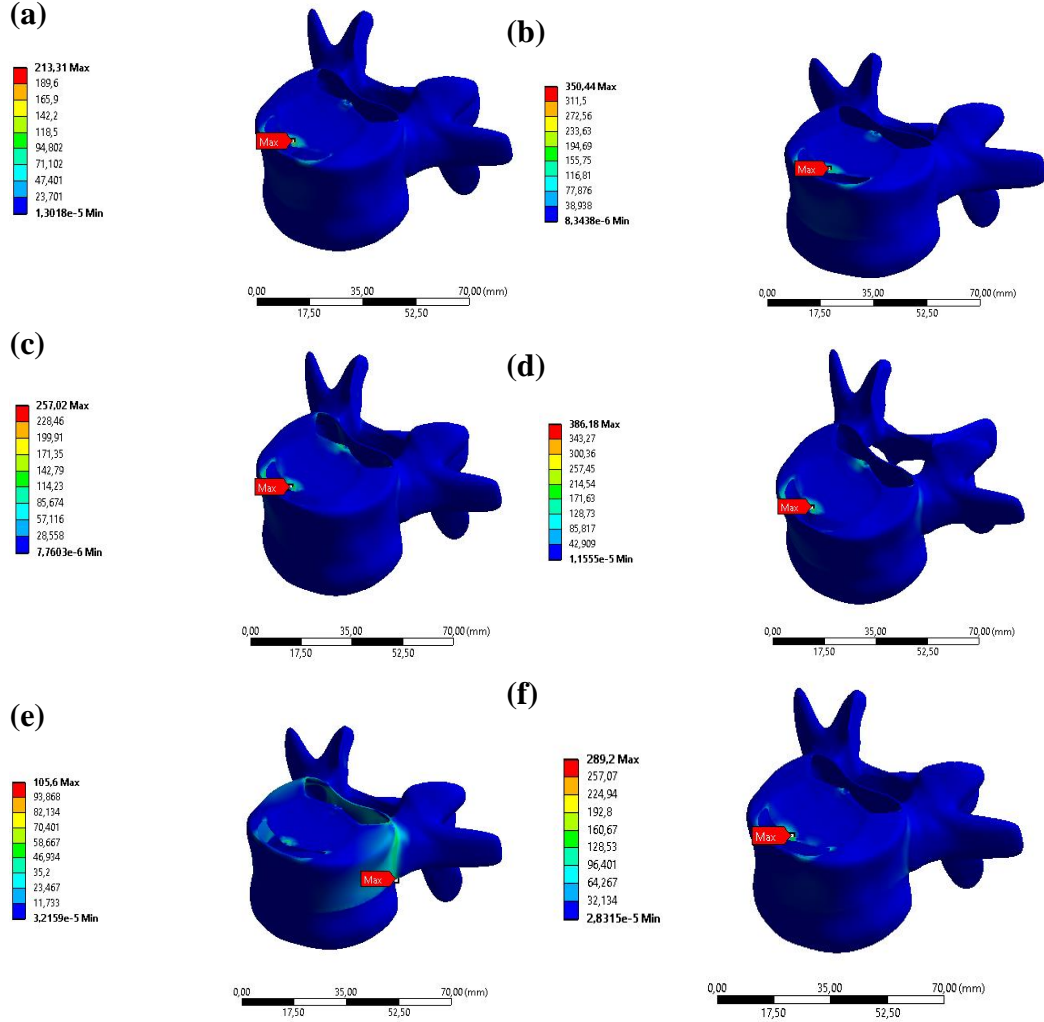
Şekil 4.22, üç farklı malzemedan oluşan oktahedron implantta altı ayrı hareket için meydana gelen maksimum von Mises gerilme dağılımını göstermektedir.



Şekil 4. 22 Üç ayrı malzemedan yapılan oktahedron kafes için maksimum von Mises gerilmesi.

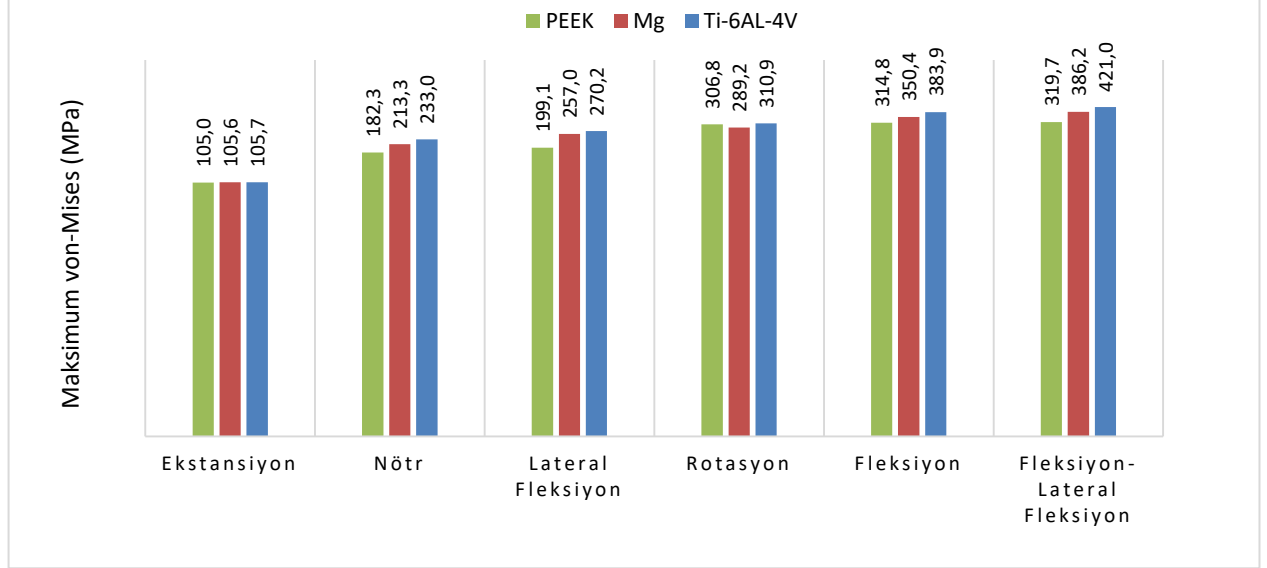
Şekil 4.22'de görüldüğü gibi en yüksek von Mises gerilmesi yine fleksiyon-lateral fleksiyon hareketinde meydana gelmiştir ve bu hareketi takiben ikinci sırada lateral fleksiyon hareketinde meydana gelen gerilmeler yer almaktadır. Malzeme olarak Ti-6Al-4V modeller diğer iki malzemedan oluşan modellere göre daha büyük gerilmeler sergilemişlerdir.

Şekil 4.23, oktahedron kafese sahip Mg'dan oluşan modelde L4 kortikal kemiğinde meydana gelen von Mises gerilme dağılımını altı ayrı hareket için göstermektedir.



Şekil 4. 23 Malzeme olarak Mg'dan modellenmiş olan oktahedron kafes implant için L4 kortikal kemiğin a) Nötr, b) Fleksiyon, c) Lateral fleksiyon, d) Fleksiyon-lateral fleksiyon, e) Ekstansiyon, f) Rotasyon hareketinde meydana gelen von Mises gerilmeleri (MPa).

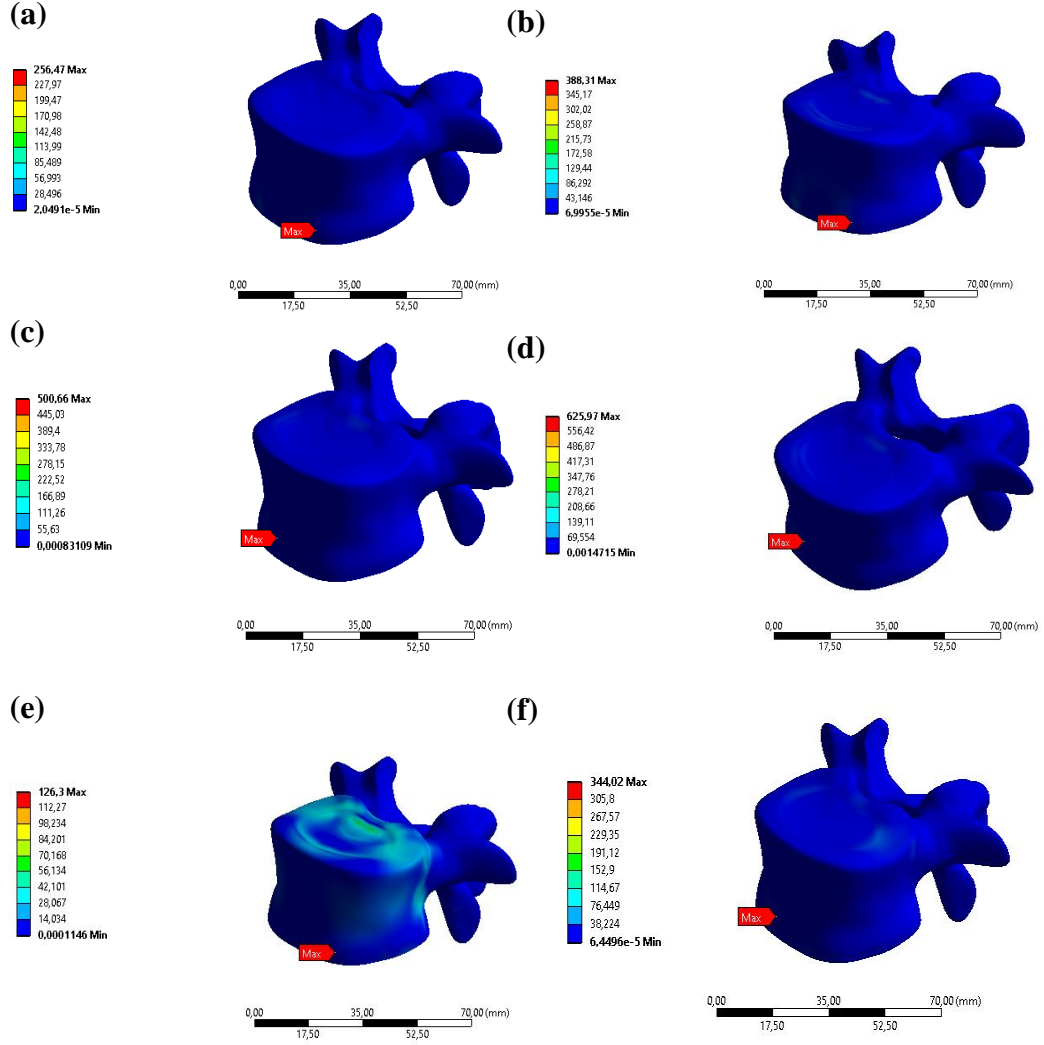
Şekil 4.24, üç farklı malzemeden oluşan oktahedron implantına sahip modellerde altı ayrı hareket için L4 kortikal kemikte meydana gelen maksimum von Mises gerilmesini göstermektedir.



Şekil 4. 24 Üç ayrı malzemeden yapılan oktahedron kafes için L4 kortikal kemik yapısında meydana gelen maksimum von Mises gerilmesi.

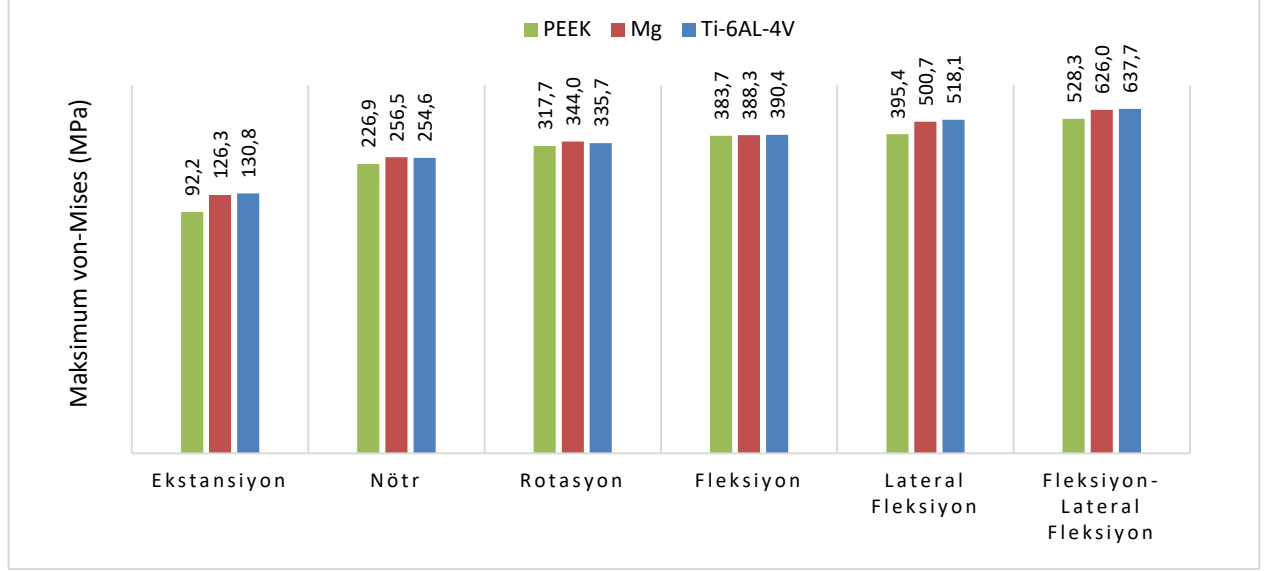
Şekil 4.24'te görüldüğü gibi L4 kortikal kemikte maksimum von Mises gerilmesi fleksiyon-lateral fleksiyon hareketinde ortaya çıkarken, en düşük gerilmeler ekstansiyon hareketinde ortaya çıkmıştır. Malzeme açısından bakıldığında Ti-6Al-4V'dan oluşan modeller diğer iki malzemeden oluşan modellere göre daha büyük gerilmeler sergilemişlerdir.

Şekil 4.25, oktahedron kafese sahip Mg'dan oluşan modelde L3 kortikal kemiğinde meydana gelen von Mises gerilme dağılımını altı farklı hareket için göstermektedir.



Şekil 4. 25 Malzeme olarak Mg'dan modellenmiş olan oktahedron kafes implant için L3 kortikal kemiğin a) Nötr, b) Fleksiyon, c) Lateral fleksiyon, d) Fleksiyon-lateral fleksiyon, e) Ekstansiyon, f) Rotasyon hareketinde meydana gelen von Mises gerilmeleri (MPa).

Şekil 4. 26, üç farklı malzemeden oluşan oktahedron implantına sahip modellerde altı farklı hareket için L3 kortikal kemikte meydana gelen maksimum von Mises gerilmesini göstermektedir.

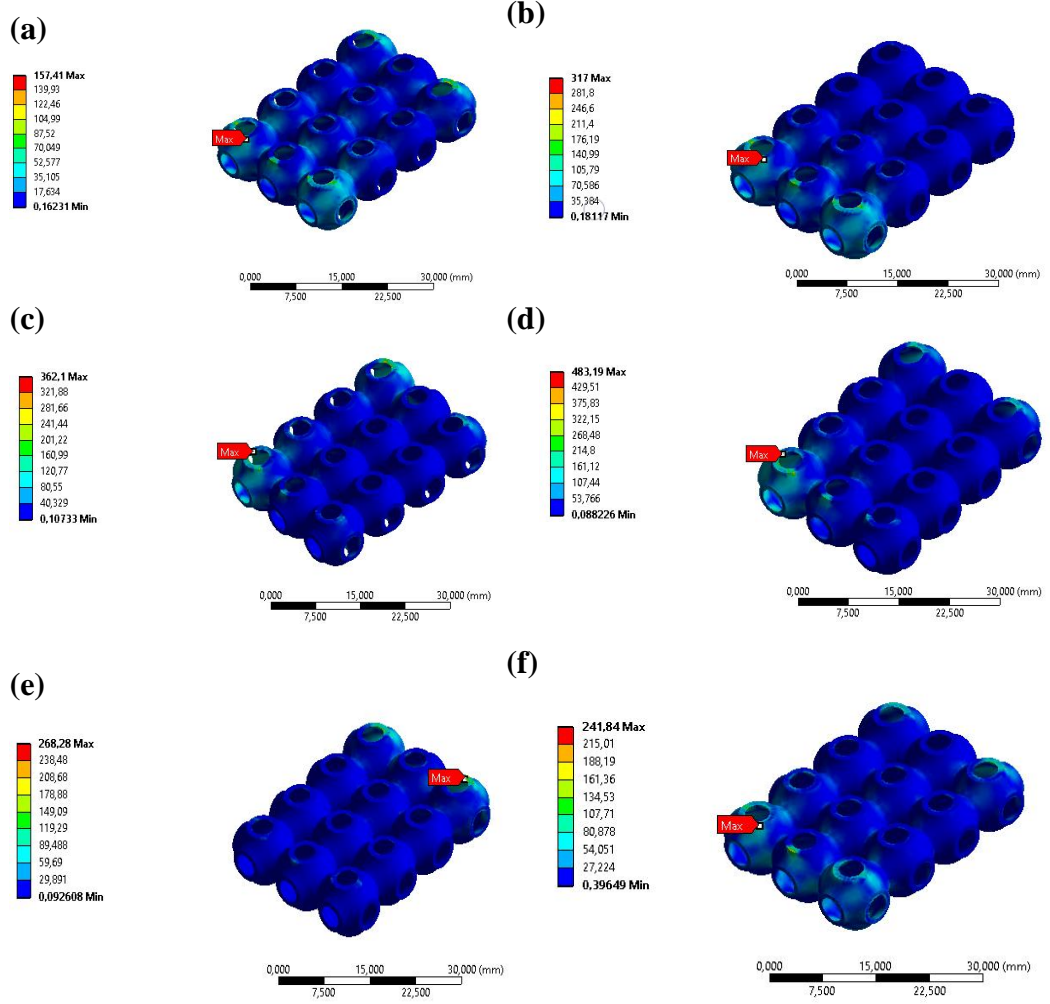


Şekil 4. 26 Üç ayrı malzemeden yapılan oktahedron kafes için L3 kortikal kemik yapısında meydana gelen maksimum von Mises gerilmeleri.

Şekil 4.26'da görüldüğü gibi L3 kortikal kemikte maksimum von Mises gerilmesi fleksiyon-lateral fleksiyon hareketinde hesaplanmıştır. En düşük gerilmeler ekstansiyon hareketinde meydana gelmiştir. Malzeme açısından bakıldığında fleksiyon-lateral fleksiyon hareketi hariç diğer beş hareket modeli arasında kayda değer bir fark görülmemektedir.

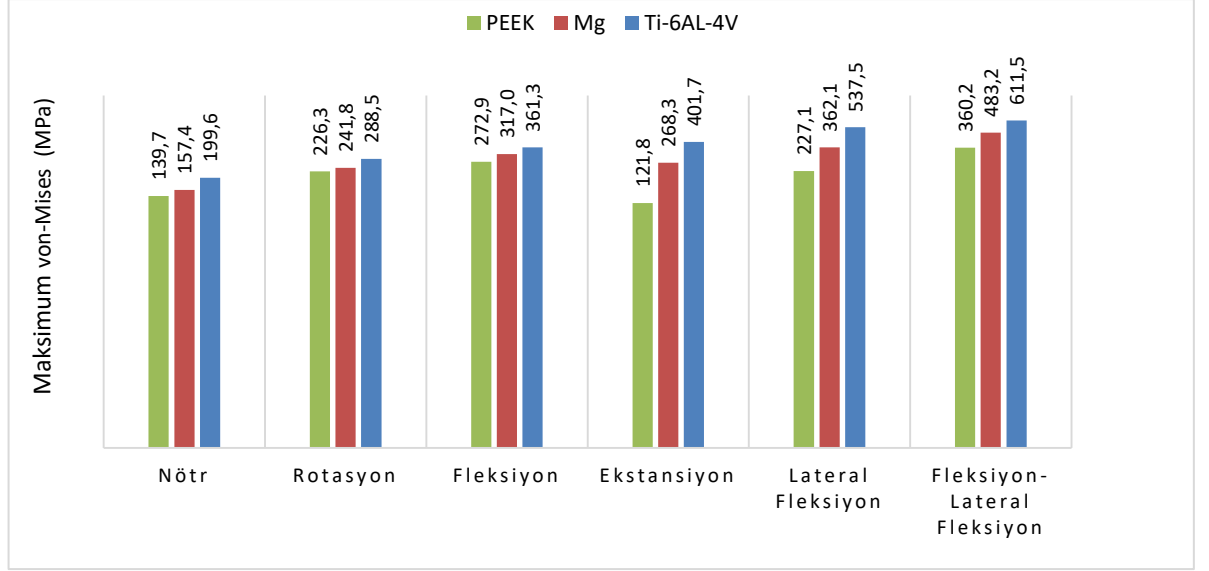
4.3.4 Schwarz İmplantı Sahip Modellerin von Mises Gerilmesi

Şekli 4.27, Mg'dan oluşan schwarz implantta altı ayrı hareket için meydana gelen von Mises gerilme dağılımını göstermektedir.



Şekil 4. 27 Malzeme olarak Mg'dan modellenmiş olan schwarz kafes implantın a) Nötr, b) Fleksiyon, c) Lateral fleksiyon, d) Fleksiyon-lateral fleksiyon, e) Ekstansiyon, f) Rotasyon hareketi için von Mises gerilmeleri (MPa).

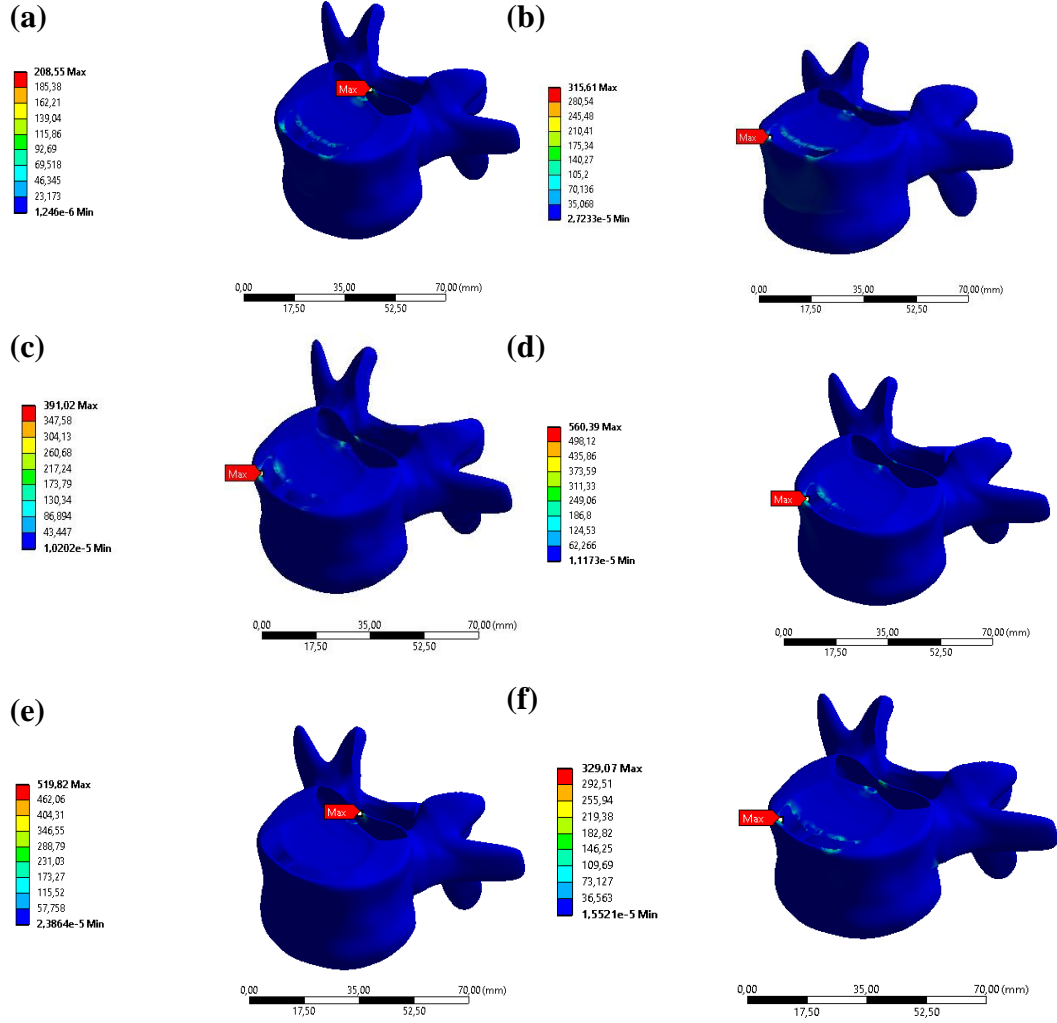
Şekil 4.28, üç farklı malzemenen oluşan schwarz implantta altı ayrı hareket için meydana gelen maksimum von Mises gerilme dağılımını göstermektedir.



Şekil 4. 28 Altı ayrı harekette üç ayrı malzemenen oluşan schwarz kafesi için meydana gelen maksimum von Mises gerilmesi.

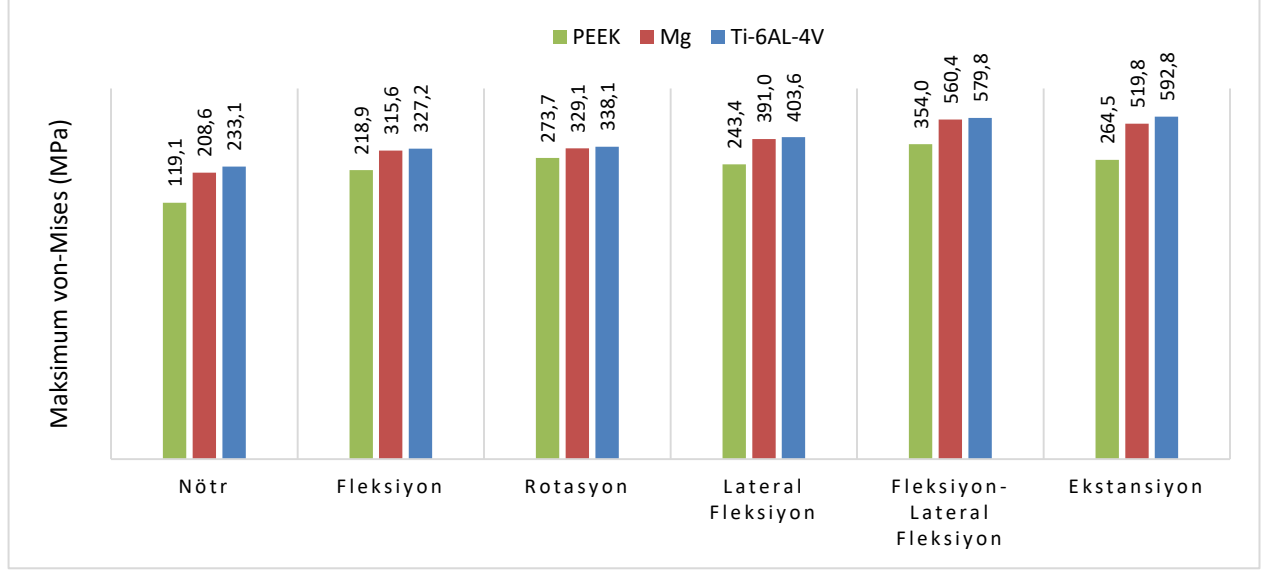
Şekil 4.28’de görüldüğü gibi en yüksek von Mises gerilmesi fleksiyon-lateral fleksiyon hareketinde meydana gelmiştir ve bu hareketi takiben ikinci sırada lateral fleksiyon hareketinde meydana gelen gerilmeler yer almaktadır. Malzeme olarak Ti-6Al-4V’den oluşan modeller diğer iki malzemenen oluşan modellere göre daha büyük gerilmeler göstermiştir.

Şekil 4.29, schwarz kafese sahip Mg'dan oluşan modelde L4 kortikal kemikte meydana gelen von Mises gerilme dağılımını altı farklı hareket için göstermektedir.



Şekil 4. 29 Malzeme olarak Mg'dan modellenmiş olan schwarz kafes implant için L4 kortikal kemiğin a) Nötr, b) Fleksiyon, c) Lateral fleksiyon, d) Fleksiyon-lateral fleksiyon, e) Ekstansiyon, f) Rotasyon hareketinde meydana gelen von Mises gerilmeleri (MPa).

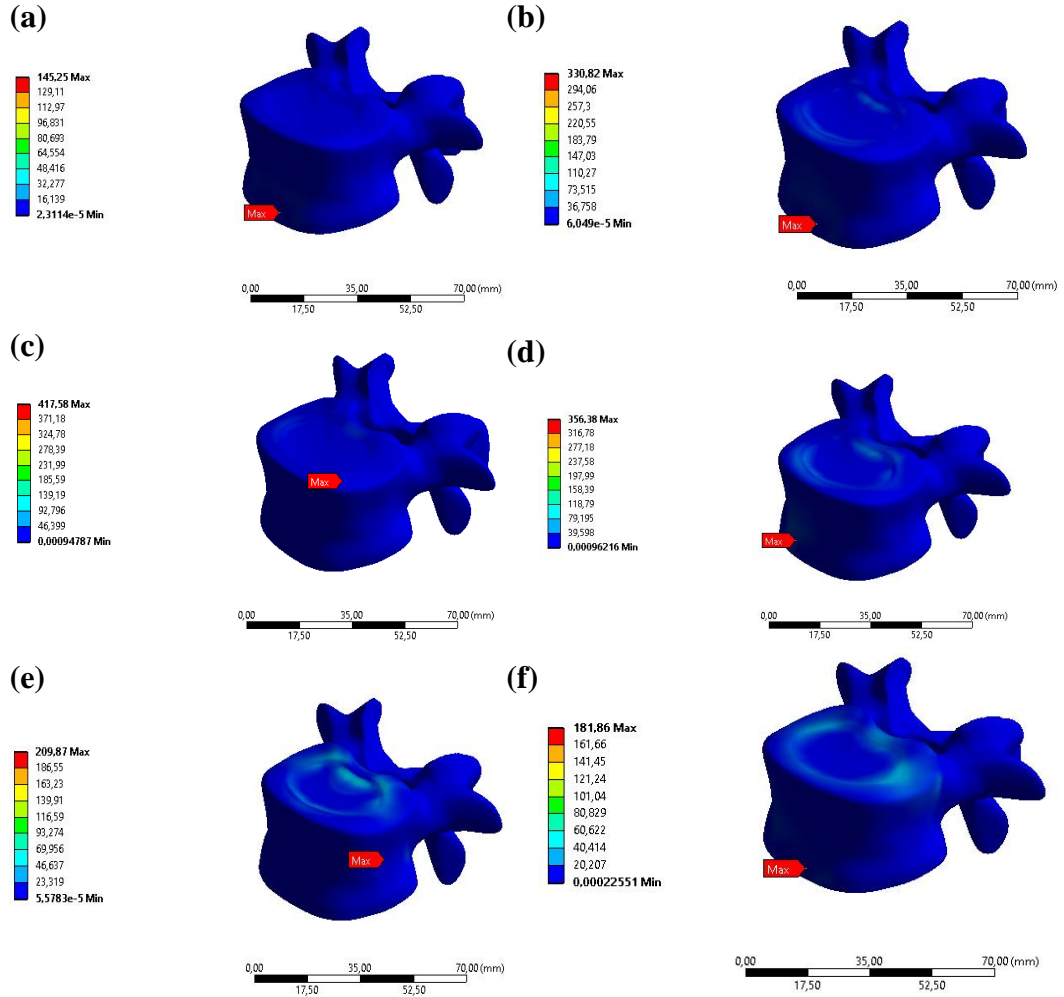
Şekil 4.30, üç farklı malzemedan oluşan schwarz geometriye sahip modellerde altı ayrı hareket için L4 kortikal kemikte meydana gelen maksimum von Mises gerilmeyi göstermektedir.



Şekil 4. 30 Üç ayrı malzemedan yapılan schwarz kafes için L4 kortikal kemik yapısında meydana gelen von Mises gerilmeleri.

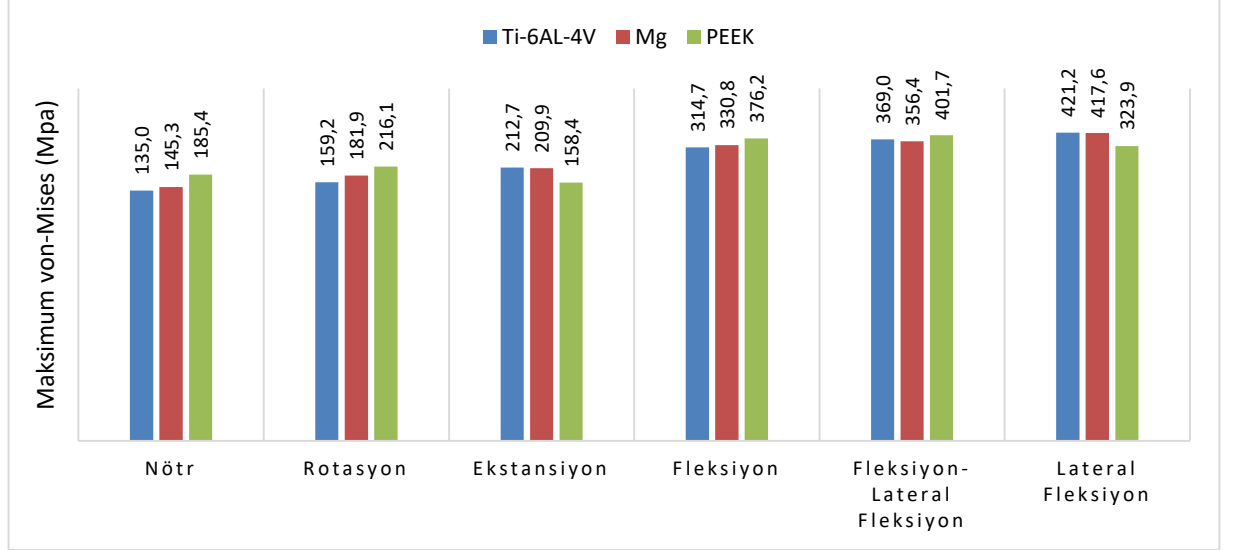
Şekil 4.30'da görüldüğü gibi schwarz implanta sahip modellerde von Mises gerilmesinin en büyük değerleri ekstansiyon hareketi için hesaplanmıştır. Malzeme olarak yine Ti-6Al-4V malzemedan oluşan modeller diğer iki malzemeye göre daha fazla gerilmişlerdir.

Şekil 4.31, schwarz kafese sahip Mg'dan oluşan modellerde L3 kortikal kemikte meydana gelen maksimum von Mises gerilmesinin dağılımını altı farklı hareket için göstermektedir.



Şekil 4. 31 Malzeme olarak Mg'dan modellenmiş olan schwarz kafes implant için L3 kortikal kemiğin a) Nötr, b) Fleksiyon, c) Lateral fleksiyon, d) Fleksiyon-lateral fleksiyon, e) Ekstansiyon, f) Rotasyon hareketinde meydana gelen von Mises gerilmeleri (MPa).

Şekil 4.32, üç farklı malzemeden oluşan schwarz geometriye sahip modellerde altı ayrı hareket için L3 kortikal kemikte meydana gelen maksimum von Mises gerilmesini göstermektedir.



Şekil 4. 32 Üç ayrı malzemeden yapılan schwarz kafes için L3 kortikal kemik yapısında meydana gelen maksimum von Mises gerilmesi.

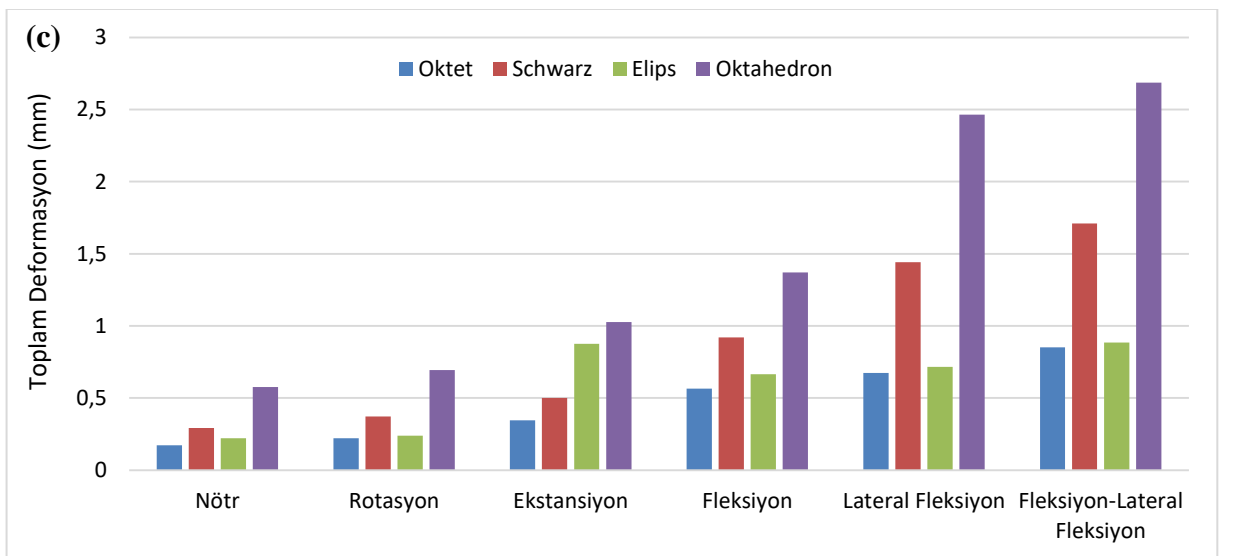
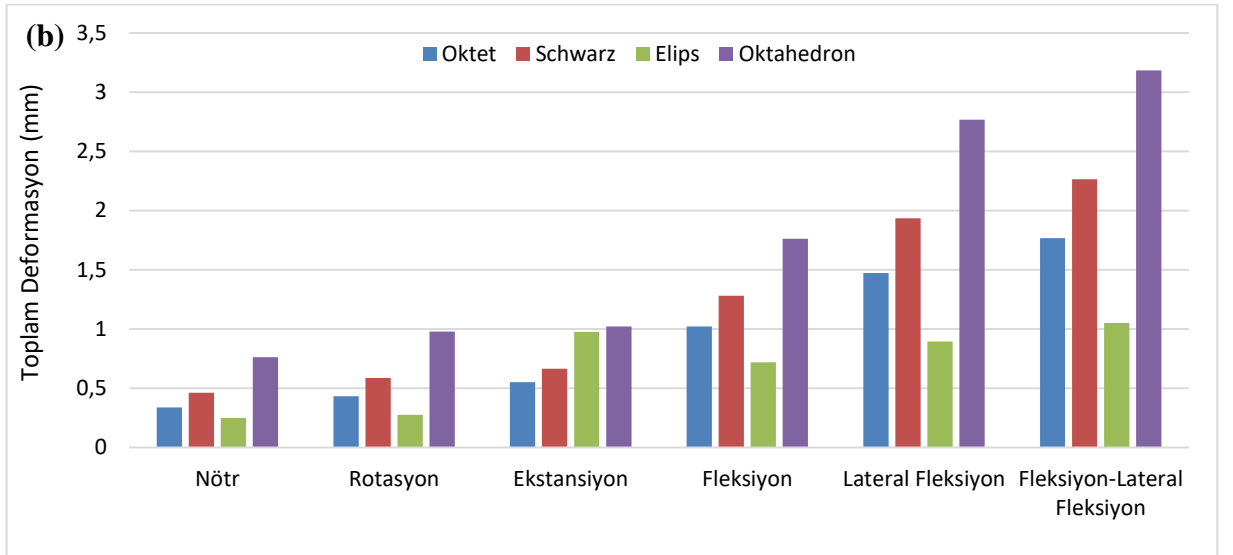
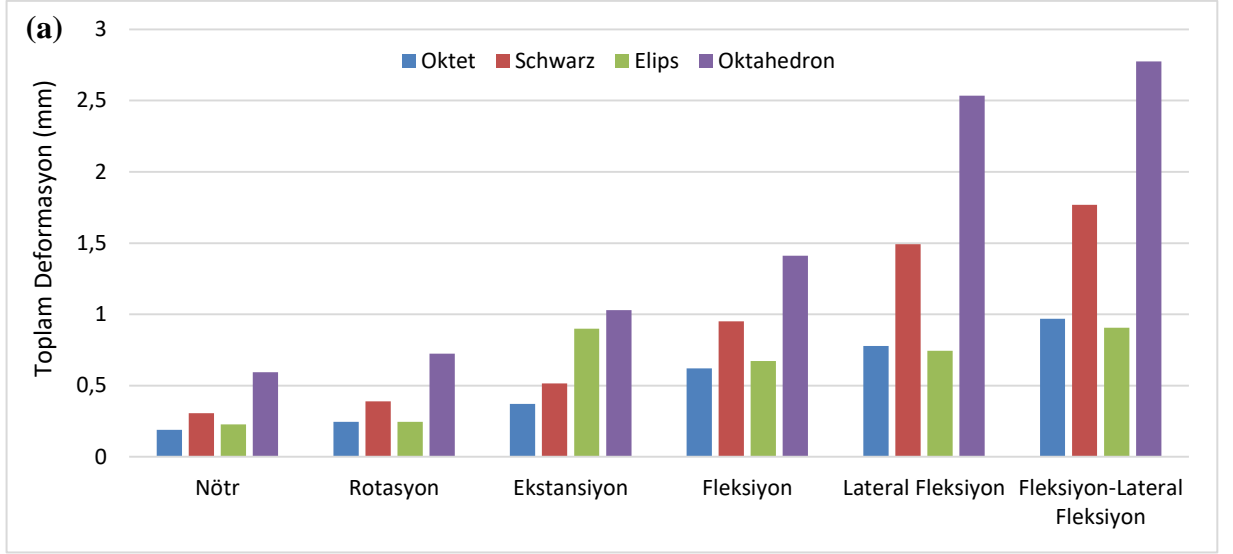
Şekil 4.32’de görüldüğü gibi schwarz implanta sahip modellerde von Mises gerilmenin en büyük değerleri fleksiyon-lateral fleksiyon hareketi için hesaplanmıştır. Malzeme olarak yine Ti-6Al-4V malzemeden oluşan modeller diğer iki malzemeye göre daha fazla gerilmiştir.

4.4 TARTIŞMA

Bu tarz implant uygulamalarında birleştirilmiş kemiklerin birbirine göre hareketleri kontrol edilmesi gereken önemli bir parametredir. Çalışmanın sonuçlarına bakıldığında hem implantın geometrisi hem de seçilen malzemenin elastik modülü kemiklerin birbirine göre hareketlerini önemli derecede etkilemektedir. Ayrıca, bu tür implantlar genel olarak ömür boyu kullanılacak şekilde tasarlanmaktadır. Dolayısıyla, biyomekanik yüklere karşı dayanıklı olmaları tasarımcıların dikkate aldıkları önemli bir husustur. Tasarlanmış implantlar, bu iki konuyu göz önünde bulundurarak ve çalışmanın sonuçlarına bakarak modellerde meydana gelen deformasyon ve gerilme açısından değerlendirilmelidirler.

4.4.1 Deformasyon

Şekil 4.1-8'de görüldüğü gibi farklı yüklemelerde meydana gelen maksimum deformasyon farklı bölgelerde ortaya çıkmıştır. Örneğin, nötr ve fleksiyon için maksimum deformasyon omur cisminde meydana gelirken diğer yükler için transvers çıkıntı bölgesinde görülmüştür. Her yükleme için farklı deformasyon oluşması, implant tasarımının deformasyon üzerindeki etkisinin incelenmesi için olası tüm biyomekanik yüklemelerin ayrı ayrı ele alınmasının gerektiğini göstermektedir. Ayrıca, tüm implant modelleri için maksimum deformasyon fleksiyon-lateral fleksiyon hareketi için meydana gelmiştir. Bu nedenle omur birleştirici implantların tasarımında bu hareketin diğer hareketlere göre daha önemli olduğu görülmektedir. Fleksiyon-lateral fleksiyon hareketi implant üzerinde moment uygulayarak onun bükülmesine sebep olmaktadır. Dolayısıyla, eğer tasarımcı tarafından deformasyonun minimuma inmesi amaçlanmış ise eğilmeye (bending) daha dayanıklı yapılar tasarlanmalıdır.



Şekil 4. 33 a) Mg, b) PEEK ve c) Ti-6AL-4V için tüm modelin toplam deformasyonu.

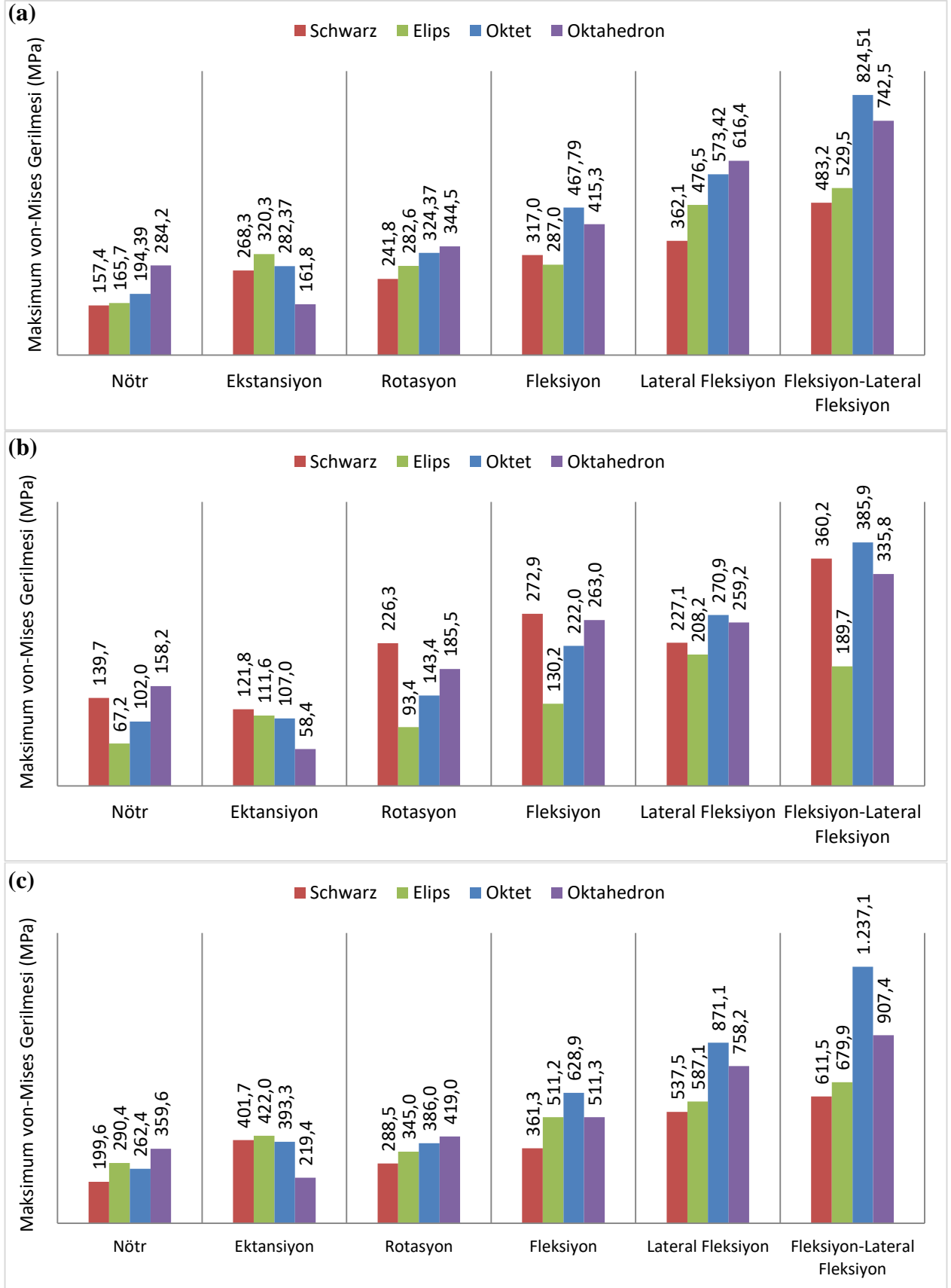
Şekil 4.33'te görüldüğü gibi iskele yapıları tasarımları arasında oktahedron implanta sahip modeller tüm yüklemeler için maksimum deformasyon sergilerken, oktet implanta sahip modeller minimum deformasyon göstermiştir. Bu iki implant modeli arasındaki deformasyon farkı Mg ve Ti-6AL-4V'dan oluşan modeller için üç kattan fazla PEEK malzemeden oluşan modellerde yaklaşık iki katıdır. Bu sonuç, bu tür implantlarda deformasyona karşı direncin sadece malzeme ve geometri ile ilgili olmadığını, aynı zamanda bu iki parametrenin kombinasyonuna da bağlı olduğunu göstermektedir. Yani, implantların malzeme ve elastisite modülündeki değişim, onların rijitliği üzerindeki etkisi tüm geometriler için aynı oranda değildir. Örneğin, elips ve oktahedron implanta sahip modeller için malzeme değişimi deformasyonu daha az etkilerken, oktet ve schwarz modellerde bu etki daha belirgindir. Bu sonuç, oktet ve schwarz kafes yapılarının etkili elastik modülünün (deformasyona direncin) seçilen malzemenin elastik modülüne daha hassas olduğunu göstermektedir. Mg ve Ti-6AL-4V malzemelerinden oluşan oktet ve elips modellerinin rotasyon anında gösterdikleri deformasyon değerinin çok yakın olduğu görülmektedir. Bu sonuç, iskele tabanlı oktet implantla elips yapıları (geleneksel implantın) implantın burulmaya karşı aynı dirence sahip olduğunu göstermektedir. Oktet modelin iskele yapıları olması ve klasik bir implant olan elips model kadar deformasyona direnç göstermesi geleneksel implant geometrilerine alternatif olabileceğini gösteriyor. Çünkü iskele tabanlı implantların geleneksel implant tasarımlarına göre birçok avantaja sahip oldukları kanıtlanmıştır [66][67]. Ekstansiyon hareketi hariç diğer hareketler için oktahedron model ve onu takiben ikinci sırada schwarz model en fazla deformasyon sergilemiştir. Sonuç olarak, eğer omur birleştirici implant tasarımında en önemli kriter deformasyonu minimize etmekse bu çalışmanın sonuçlarına göre oktet model diğer modellere göre daha ideal bir model olarak görülmektedir.

Malzeme etkisi açısından bakıldığında maksimum deformasyon PEEK'ten oluşan modellerde ve minimum deformasyon ise Ti-6AL-4V'dan oluşan modellerde meydana gelmiştir. Ayrıca, Mg ve Ti-6AL-4V'dan oluşan modellerde oktet yapıya sahip implant elips modele çok yakın deformasyon göstermiştir. Daha önce bahsedildiği gibi bu implantların amacı aralarındaki diskin dejenerasyonu olmuş iki omuru birbirine kaynatarak tek parça haline getirmektedir. Dolayısıyla, implantta meydana gelen deformasyonun düşük olması o implantın daha avantajlı olduğunu

göstermektedir. Bu nedenle metal bazlı modeller PEEK modele göre daha az deformasyon sergileyerek daha iyi performans göstermişlerdir.

4.4.2 von Mises Gerilmesi

Tasarlanmış implantların uygulanan biyomekanik yüklere karşı dayanıp dayanmayacaklarını belirlemek için farklı denemeler yapılmaktadır. Sonlu elemanlar analizinde modellerin elastik bölgede kalıp kalmadıklarını belirlemek için von Mises gerilmesi yaygın olarak kullanılmaktadır. Bu çalışmada tasarlanan implant modellerinde uygulanan biyomekanik yüklere karşın meydana gelen maksimum von Mises gerilmesi aşağıdaki çubuk grafiklerde verilmiştir.



Şekil 4. 34 a) Mg, b) PEEK, c) Ti-6AL-4V için implantlarda meydana gelen von Mises gerilmeleri.

Yukarıda verilen sonuçlarda görüldüğü gibi tasarlanan tüm parçaların ve kafes implant yapılarının von Mises gerilme değerleri her durum ve kullanılan her malzeme için farklı sonuçlar vermektedir. Genel olarak von Mises gerilmesi nötr ve fleksiyon-lateral fleksiyon durumlarında en küçük ve en büyük değerleri göstermiştir. Dolayısıyla, modellerin gerilme açısından değerlendirilmesi fleksiyon-lateral fleksiyon hareketi için yapılmalıdır. Fleksiyon-lateral fleksiyon hareketi için meydana gelen von Mises gerilmesi hem geometriden hem de seçilen malzemedен etkilenmiştir. Örneğin, Mg'dan oluşan modeller arasında oktet geometriye sahip implant en yüksek ve schwarz yapıya sahip implant en küçük değeri sergilemiştir. Dolayısıyla, eğer implant Mg'dan üretilirse schwarz geometrisi tercih edilmelidir. Aynı mantıkla PEEK ve Ti-6Al-4V malzemedен oluşan implantlar için sırasıyla elips ve schwarz modellerin tercih edilmesi beklenir. Ancak, von Mises gerilmesi belirleyici bir kriter olduğu için büyüklüğü malzemenin mukavemetini aşmamalıdır. Fleksiyon-lateral fleksiyon hareketi için Mg'dan oluşan implant modellerin hepsi Mg'un akma mukavemetini (260 MPa [68]) aşmış durumdadır. Bu nedenle bu çalışmada modellenmiş implantlar Mg'dan üretime elverişli değildir. Bu durumu aşmak için daha mukavemetli, daha az gözeneğe sahip model tasarımı veya destekleme amaçla kullanılan sabitleme çubuklarının implantla birlikte kullanılması önerilebilir [69]. Aynı şekilde PEEK'in akma mukavemetinin 120 MPa olduğunu göz önüne alındığında, PEEK'ten oluşan tüm modellerde fleksiyon-lateral fleksiyon hareketi esnasında meydana gelen von Mises gerilme değeri elastik bölgede bulunmamaktadır. Dolayısıyla, modellenen implantlar PEEK malzemedен üretilecekse dayanıklılıkları arttırılmalı veya dışarıdan farklı enstrümantasyonlarla desteklenmelidir. Ancak, Ti-6Al-4V'dan oluşan modellerde durum biraz farklıdır. Ti-6Al-4V'un akma mukavemeti 1170 MPa olarak kabul edilirse, oktet model hariç diğer implant tasarımlarının halen elastik bölgede kaldıkları görülmektedir ve schwarz yapıya sahip modelin en düşük gerilme gösterdiği için ideal bir tasarım olduğu ortaya çıkmıştır [70].

BÖLÜM 5

SONUÇLAR

Bu tez çalışmasında omurga kemiklerini birleştiren implantlar birisi klasik yapıya sahip üçü ise iskele olarak tanımlanan gözenekli yapılardan oluşan kafesler olarak tasarlanmıştır. Elde edilen geometriler üç ve dört numaralı lomber kemikleri arasında birleştirici kafes olarak kullanılmıştır. Ayrıca, her implant için Mg, PEEK ve titanyum alaşımı olmak üzere üç farklı malzeme tanımlanmıştır. Elde edilen modellere biyomekanik yükleri mimik yapacak kuvvetleri uygulayarak sonlu elemanlar yöntemiyle analiz yapılmıştır. Tasarlanan kafes modellerin mekanik özelliklerini belirlemek amacıyla toplam deformasyon (şekil değiştirme) ve von Mises gerilme değeri (dayanıklılık) hesaplanmıştır. Çalışmada elde edilen sonuçlar aşağıdaki gibi özetlenebilir:

1. Literatürde birçok füzyon kafes implant tasarım çalışmaları mevcutken, en ideal tasarım üzerinde hala çalışmalar devam etmektedir. Bu tez çalışmasında geleneksel bir implant yapısı ile farklı iskele mimarileri karşılaştırılmıştır, üç ayrı malzeme ile analiz edilerek mevcut literatüre katkı sağlanmıştır.
2. Fleksiyon-lateral fleksiyon hareketi sonuçlar üzerinde belirleyici bir yükleme kombinasyonu olmuştur. Dolayısıyla en dayanıklı model üzerinde yapılan çalışmalar farklı yükleme koşulları altında genişletilebilir.
3. Oktet geometriye sahip implant daha düşük deformasyon sergilemesine rağmen her üç malzemedenden oluşan modelde akma mukavemetinin üzerinde bir von Mises gerilmesi sergileyerek diğer modellere göre daha dezavantajlı olduğu görülmüştür.
4. Kullanılan malzemeler arasında en dayanıklı malzeme Ti-6AL-4V iken en zayıf malzeme PEEK olarak belirlenmiştir.

5. Tasarılan kafes implantların mekanik davranışlarının, hem mimari yapıları hem de kullanılan malzeme ile değişkenlik gösterdiği gözlenmiştir.
6. İskele yapılı kafes modellerin mimarisi dışında gözeneklilik oranı gelecek çalışmalarda değiştirilerek iskele dayanımı arttırılabilir ve farklı yaklaşımlar elde edilebilir.

KAYNAKLAR

1. Kayalioglu, G., Chapter 3 - The Vertebral Column and Spinal Meninges, in The Spinal Cord, C. Watson, G. Paxinos, and G. Kayalioglu, Editors. 2009, Academic Press: San Diego. p. 17-36.
2. Toprak, E.S.E. and Dilek, Bel Ağrısı Sıklığı ve İlişkili Faktörlerin Değerlendirilmesi. 18, 2022.
3. Pan, C.-T., et al., Design of Customize Interbody Fusion Cages of Ti64ELI with Gradient Porosity by Selective Laser Melting Process. Micromachines, 2021. 12(3): p. 307.
4. Wu, A., et al., Global low back pain prevalence and years lived with disability from 1990 to 2017: estimates from the Global Burden of Disease Study 2017. Ann Transl Med, 2020. 8(6): p. 299.
5. KURUMU, T.İ., Türkiye Sağlık Araştırması, 2019. 2020.
6. Provaggi, E., et al., 3D printing assisted finite element analysis for optimising the manufacturing parameters of a lumbar fusion cage. Materials & Design, 2019. 163: p. 107540.
7. Kiraz, M. and V. Özkoçak, Omurga ve Omurilik Ameliyatlarından Önce Yapılan Antropolojik Ölçümlerin Önemi.
8. KUNDAKCI, Y.E. and N.Ü. DOĞAN, FASET EKLEMLERİN DİSK DEJENERASYON'LU VE SPONDİLOLİSTEZİS'Lİ HASTALARDA MANYETİK REZONANS GÖRÜNTÜLER İLE DEĞERLENDİRİLMESİ.
9. Bazira, P.J., Clinically applied anatomy of the vertebral column. Surgery (Oxford), 2021. 39(6): p. 315-323.

10. Valovska, A., Anatomy of the vertebral column and spinal cord, in Essential Clinical Anesthesia, C. Vacanti, et al., Editors. 2011, Cambridge University Press: Cambridge. p. 335-339.
11. White, A., Clinical biomechanics of the spine. Clinical biomechanics of the spine, 1990.
12. Öktenoğlu, T., Lomber omurganın ve lomber diskin biyomekaniği. Lomber dejeneratif disk hastalığı ve dinamik stabilizasyon. İstanbul: Amerikan Hastanesi Yayınları, 2011: p. 34-48.
13. Palanca, M., In vitro full-field methods for the biomechanical characterization of spine segments. 2017.
14. Anaya, J.E., et al., Differential diagnosis of facet joint disorders. RadioGraphics, 2021. 41(2): p. 543-558.
15. Yıldızhan, S., Spinal travmalarda sınıflama ve tedavi prensipleri.
16. Doğru, S.C., Titreşime maruz kalan insan vücudunun omurga bölgesinin biyomekanik analizi.
17. Nishida, M., Biomechanics. Journal of Artificial Organs, 2009. 12(1): p. 23-26.
18. David, O. and M. Shoham, Compliant mechanism as a motion-preserving artificial spinal disc: a novel concept. Journal of Engineering and Science in Medical Diagnostics and Therapy, 2020. 3(3).
19. Yazar, T. and N. Altun, Dejeneratif omurga hastalıkları. 2007: Türk Omurga Derneği.
20. ÖZBAKIR, M.O. and H. ÇELİK, Torakolomber Omurga Travmalarına Giriş: Epidemiyoloji, Yaralanma Mekanizmaları, Sınıflamalar ve İnstabilitenin Değerlendirilmesi. Türk Nöroşirürji Dergisi, 2020. 30(3): p. 403-409.

21. SÖYÜNCÜ, Y. and A.T. AYDIN, METASTATİK OMURGA TUMÖRLERİNDE TANI YÖNTEMLERİ.
22. Papastefanou, S., et al., Predictive value of Tokuehashi and Tomita scores in patients with metastatic spine disease. *Acta Orthopaedica et Traumatologica Turcica*, 2012. 46(1): p. 50-56.
23. Enercan, M., et al., Omurga enfeksiyonları. *Türk Ortopedi ve Travmatoloji Birliği Derneği Dergisi*, 2011. 10: p. 245-57.
24. O'Brien, M.F., et al., Spinal deformity study group radiographic measurement manual. Memphis, TN: Medtronic Sofamor Danek, 2005.
25. Jain, S., et al., Advances in Spinal Interbody Cages. *Orthopaedic Surgery*, 2016. 8(3): p. 278-284.
26. Spinal Fusion Device Market Size, Share & Trends Analysis Report By Product, By Surgery (Complex Deformity, Degenerative Disc), By Disease Type, By End User (Hospitals, Specialty Clinics), By Region, And Segment Forecasts, 2021 - 2028. 2021.
27. ERDEM, M.N., G. SAKA, and M. AYDOĞAN, LUMBOSAKRAL OMURGADA FÜZYON ENDİKASYONLARI VE SEÇENEKLERİ.
28. D'Souza, M., et al., Graft Materials and Biologics for Spinal Interbody Fusion. *Biomedicines*, 2019. 7(4): p. 75.
29. OZKUNT, O., et al., EFFECTIVITY OF INTERBODY FUSION PROCEDURE IN DEGENERATIVE SPINE DISEASES. *Journal of Turkish Spinal Surgery*, 2015. 26(3): p. 197-203.
30. Meng, B., et al., Lumbar interbody fusion: recent advances in surgical techniques and bone healing strategies. *European Spine Journal*, 2021. 30(1): p. 22-33.

31. Hakan, A., et al., Lomber omurga cerrahisinde revizyon cerrahisi nedenleri ve sonuçları: 72 ardışık hasta ile deneyim. *Abant Tıp Dergisi*. 4(4): p. 334-337.
32. Rickert, M., et al., Interbody fusion procedures. *Orthopade*, 2015. 44(2): p. 104-113.
33. Williams, A.L., M.F. Gornet, and J.K. Burkus, CT evaluation of lumbar interbody fusion: current concepts. *American Journal of Neuroradiology*, 2005. 26(8): p. 2057-2066.
34. Güden, M., SPİNAL ENSTRÜMANLARIN METALÜRJİK ÖZELLİKLERİ. 2004.
35. Litak, J., et al., Metallic Implants Used in Lumbar Interbody Fusion. *Materials (Basel)*, 2022. 15(10).
36. Warburton, A., et al., Biomaterials in Spinal Implants: A Review. *Neurospine*, 2020. 17(1): p. 101-110.
37. Serra, T., et al., Design and fabrication of 3D-printed anatomically shaped lumbar cage for intervertebral disc (IVD) degeneration treatment. *Biofabrication*, 2016. 8(3): p. 035001.
38. Sun, J., et al., A lattice topology optimization of cervical interbody fusion cage and finite element comparison with ZK60 and Ti-6Al-4V cages. *BMC Musculoskeletal Disorders*, 2021. 22(1): p. 390.
39. Tsuang, Y.-H., et al., Comparison of cage application modality in posterior lumbar interbody fusion with posterior instrumentation—A finite element study. *Medical Engineering & Physics*, 2009. 31(5): p. 565-570.
40. Chen, S.-H., et al., Biomechanical comparison of three stand-alone lumbar cages — a three-dimensional finite element analysis. *BMC Musculoskeletal Disorders*, 2013. 14(1): p. 281.

41. Hsieh, Y.-Y., et al., Removal of fixation construct could mitigate adjacent segment stress after lumbosacral fusion: A finite element analysis. *Clinical Biomechanics*, 2017. 43: p. 115-120.
42. Zhang, Z., et al., Biomechanical Analysis of Porous Additive Manufactured Cages for Lateral Lumbar Interbody Fusion: A Finite Element Analysis. *World Neurosurg*, 2018. 111: p. e581-e591.
43. Guo, L.-X. and W. Fan, Impact of material properties of intervertebral disc on dynamic response of the human lumbar spine to vertical vibration: a finite element sensitivity study. *Medical & Biological Engineering & Computing*, 2019. 57(1): p. 221-229.
44. Takahashi, H., et al., Effects of Autogenous Bone Graft on Mass and Quality of Trabecular Bone in Ti-6Al-4V Spinal Cage Fabricated with Electron Beam Melting. *Materials Transactions*, 2019. 60(1): p. 144-148.
45. Wandra, R., 3D printing of lumbar spine cages manufactured through: Finite element analysis and experimental validation. *Materials Today: Proceedings*, 2022. 50: p. 585-592.
46. Singh, N.K., et al., Recent trends in bio-materials and advances in design of spinal fusion implants. *Advances in Materials and Processing Technologies*.
47. An, N. Human Spine Model. 3D GrabCAD Community 2014.
48. Christiansen, B.A., et al., Mechanical contributions of the cortical and trabecular compartments contribute to differences in age-related changes in vertebral body strength in men and women assessed by QCT-based finite element analysis. *J Bone Miner Res*, 2011. 26(5): p. 974-83.
49. Serra, T., et al., Design and fabrication of 3D-printed anatomically shaped lumbar cage for intervertebral disc (IVD) degeneration treatment. *Biofabrication*, 2016. 8(3): p. 035001.

50. Ali, D., et al., Permeability and fluid flow-induced wall shear stress in bone scaffolds with TPMS and lattice architectures: A CFD analysis. *European Journal of Mechanics - B/Fluids*, 2020. 79: p. 376-385.
51. Egan, P.F., et al., Computationally designed lattices with tuned properties for tissue engineering using 3D printing. *PloS one*, 2017. 12(8): p. e0182902.
52. Sercombe, T.B., et al., Failure modes in high strength and stiffness to weight scaffolds produced by Selective Laser Melting. *Materials & Design*, 2015. 67: p. 501-508.
53. Sreekha, A. and K. Bashetty, Infinite to finite: an overview of finite element analysis. *Indian Journal of Dental Research*, 2010. 21(3): p. 425.
54. Liu, W.K., S. Li, and H.S. Park, Correction to: Eighty Years of the Finite Element Method: Birth, Evolution, and Future. *Archives of Computational Methods in Engineering*, 2022.
55. GÜLER, M. and Ş. Sadri, SONLU ELEMENLAR YÖNTEMİ HAKKINDA GENEL BİLGİLER. *Ordu Üniversitesi Bilim ve Teknoloji Dergisi*, 2015. 5(1): p. 56-66.
56. Data, M.M.P. Matweb Material Property Data. Available from: <https://www.matweb.com>
57. Wang, H., et al., Multiscale design and biomechanical evaluation of porous spinal fusion cage to realize specified mechanical properties. *Bio-Design and Manufacturing*, 2022. 5(2): p. 277-293.
58. Dutt, A., Effect of mesh size on finite element analysis of beam. *International Journal of Mechanical Engineering*, 2015. 2(12): p. 8-10.
59. Stöckhert, F., Fracture mechanics applied to hydraulic fracturing in laboratory experiments. 2015, Ruhr-Universität Bochum.

60. Courtney, T.H., Mechanical behavior of materials. 2005: Waveland Press.
61. Lim, H. and S.W. Hoag, Plasticizer effects on physical–mechanical properties of solvent cast Soluplus® films. *Aaps Pharmscitech*, 2013. 14(3): p. 903-910.
62. Oujebbour, F.-Z., et al., Multicriteria shape design of a sheet contour in stamping. *Journal of Computational Design and Engineering*, 2014. 1(3): p. 187-193.
63. Moussa, A., M. Tanzer, and D. Pasini, Cervical fusion cage computationally optimized with porous architected Titanium for minimized subsidence. *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*, 2018. 85: p. 134-151.
64. Lee, D.Y., et al., Risk Factors for Posterior Cage Migration after Lumbar Interbody Fusion Surgery. *Asian Spine J*, 2018. 12(1): p. 59-68.
65. Teles, A.R., et al., Fractures After Removal of Spinal Instrumentation: Revisiting the Stress Shielding Effect of Instrumentation in Spine Fusion. *World Neurosurgery*, 2018. 116: p. e1137-e1143.
66. Zhang, H., et al., Biomaterials for Interbody Fusion in Bone Tissue Engineering. *Front Bioeng Biotechnol*, 2022. 10: p. 900992.
67. Wang, H., et al., Multiscale design and biomechanical evaluation of porous spinal fusion cage to realize specified mechanical properties. *Bio-Design and Manufacturing*, 2022. 5(2): p. 277-293.
68. Kun Sheng, L.-W.L., Yao Xiang, Min Ma, Zhong-Chang Wang, Microstructure and Mechanical Properties of AZ31 Mg Alloy Fabricated by Pre-compression and Frustum Shearing Extrusion. *Acta Metallurgica Sinica (English Letters)*, 2019. 32(2): p. 235-244.
69. Jin, Z.-y., et al., Comparative Analysis of Cage Subsidence in Anterior Cervical Decompression and Fusion: Zero Profile Anchored Spacer (ROI-C) vs. Conventional Cage and Plate Construct. *Frontiers in Surgery*, 2021. 8.

70. Quintana, M.J., et al., On the Prediction of Uniaxial Tensile Behavior Beyond the Yield Point of Wrought and Additively Manufactured Ti-6Al-4V. *Integrating Materials and Manufacturing Innovation*, 2022. 11(3): p. 327-338.

ÖZGEÇMİŞ

Çankırı doğumlu olan Seher BİÇER, ilköğretim ve lise eğitimlerini aynı şehirde tamamlamıştır. Nevzat Ayaz Anadolu Öğretmen Lisesi'nden mezun olduktan sonra 2018 yılında Fatih Sultan Mehmet Vakıf Üniversitesi Biyomedikal Mühendisliği Bölümünü bitirerek lisans derecesini almıştır. Karabük Üniversitesi Lisansüstü Eğitim Enstitüsünde Biyomedikal Mühendisliği bölümünde yüksek lisans öğrenimine devam etmektedir.