

İSTANBUL TEKNİK ÜNİVERSİTESİ ★ LİSANSÜSTÜ EĞİTİM ENSTİTÜSÜ

**PEEK MATRİSLİ POLİMER KOMPOZİT TEMELLİ
İNSAN OMURGA İMPLANTI GELİŞTİRİLMESİ VE
GRANÜL EKSTRÜZYON YÖNTEMİ İLE EKLEMELİ İMALATI**

YÜKSEK LİSANS TEZİ

Merve BAĞCI BİLGİN

Makina Mühendisliği Anabilim Dalı

Katı Cisimlerin Mekaniği Programı

OCAK 2023

**PEEK MATRİSLİ POLİMER KOMPOZİT TEMELLİ
İNSAN OMURGA İMPLANTI GELİŞTİRİLMESİ VE
GRANÜL EKSTRÜZYON YÖNTEMİ İLE EKLEMELİ İMALATI**

YÜKSEK LİSANS TEZİ

**Merve BAĞCI BİLGİN
(503181509)**

Makina Mühendisliği Anabilim Dalı

Katı Cisimlerin Mekaniği Programı

Tez Danışmanı: Dr. Öğr. Üyesi Alaeddin Burak İREZ

OCAK 2023

İTÜ, Lisansüstü Eğitim Enstitüsü'nün 503181509 numaralı Yüksek Lisans Öğrencisi Merve BAĞCI BİLGİN, ilgili yönetmeliklerin belirlediği gerekli tüm şartları yerine getirdikten sonra hazırladığı “PEEK MATRİSLİ POLİMER KOMPOZİT TEMELLİ İNSAN OMURGA İMPLANTI GELİŞTİRİLMESİ VE GRANÜL EKSTRÜZYON YÖNTEMİ İLE EKLEMELİ İMALATI” başlıklı tezini aşağıda imzaları olan jüri önünde başarı ile sunmuştur.

Tez Danışmanı : **Dr. Öğr. Üyesi Alaeddin Burak İREZ**
İstanbul Teknik Üniversitesi

Jüri Üyeleri : **Dr. Öğr. Üyesi Hacı Abdullah TAŞDEMİR**
İstanbul Teknik Üniversitesi

Dr. Öğr. Üyesi Mehmet Safa BODUR
Yeditepe Üniversitesi

.....

Teslim Tarihi : **30 Aralık 2022**
Savunma Tarihi : **13 Ocak 2023**





Eşime ve aileme,



ÖNSÖZ

Tez çalışmam süresince desteğini esirgemeyen ve her zaman her konuda bana yol gösteren tez danışmanım sayın Dr. Öğr. Üyesi Alaeddin Burak İREZ'e ve İTÜ Makina Fakültesi Katı Cisimler Anabilim Dalı'nın değerli mensuplarına sonsuz teşekkürlerimi sunarım.

Sonlu elemanlar yöntemi konusunda bana yol gösteren Dr. Öğr. Üyesi Halil Murat ENGİNSOY'a teşekkürü bir borç bilirim.

Son olarak tüm eğitim ve öğretim hayatım boyunca hiçbir zaman desteklerini esirgemeyen ve her zaman yanımda olan eşime ve aileme şükranlarımı sunarım.

Aralık 2022

Merve BAĞCI BİLGİN
(Araştırma Görevlisi)

İÇİNDEKİLER

	Sayfa
ÖNSÖZ	ix
İÇİNDEKİLER	xii
KISALTMALAR	xiii
SEMBOLLER	xv
ÇİZELGE LİSTESİ	xviii
ŞEKİL LİSTESİ	xxii
ÖZET	xxiii
SUMMARY	xxv
1. GİRİŞ	1
1.1 Tez Tanıtımı	1
1.2 Tezin Amacı	2
1.3 Literatür Araştırması	3
1.3.1 Omurga implantlarının tarihçesi	3
1.3.2 Omurga anatomisi	5
1.3.2.1 Anatomik düzlemler ve yönler	7
1.3.2.2 Omurganın bölümleri	8
1.3.3 Omurga implant çeşitleri ve implantlarda kullanılan biyouyumlu malzemeler	14
1.3.3.1 Kafes implantlar	16
1.3.3.2 Plaka implantlar	18
1.3.3.3 Çubuk implantlar	18
1.3.3.4 Pedikül vida implantları	20
1.3.4 Eklemeli imalat teknolojileri ve üç boyutlu yazıcı çeşitleri	21
1.3.4.1 Granül ekstrüzyon	25
1.3.4.2 Biyomedikal alanında eklemeli imalat	26
1.4 Tezin Organizasyonu	28
2. MALZEME VE YÖNTEM	29
2.1 Malzemeler	29
2.2 Üretilen Kompozitlere Ait Kompozisyon	30
2.3 Omur Gövdesi Yerine Kullanılacak İmplant Tasarımı	30
2.4 PEEK Matrisli Kompozitlerin İmalatı	34
2.4.1 Çift vidalı ekstrüder	34
2.4.2 Granül ekstrüzyon tipi üç boyutlu yazıcı ile kompozitlerin imalatı....	36
3. KOMPOZİT BAZLI SPİNAL İMPLANTIN TASARIMI, MÜHENDİSLİK HESAPLARI VE NÜMERİK ANALİZLER	39
3.1 Homojenizasyon İşlemleri	39
3.1.1 Mikro-mekanik matematiksel modeller ile eşdeğer malzeme özelliklerinin belirlenmesi	39
3.1.1.1 Eshelby tensörü	40
3.1.1.2 Mori-Tanaka modeli (MT)	42
3.2 Analitik Çözüm	46
3.2.1 Ayakta sabit bir şekilde durma	48
3.2.2 Ayakta sabit bir şekilde dururken eksenel dönme durumu	52
3.2.3 Ayakta sabit bir şekilde dururken geriye doğru esneme durumu.....	55
3.2.3.1 A noktası için hesaplamalar	55
3.2.3.2 B noktası için hesaplamalar	57
3.2.4 Ayakta sabit bir şekilde dururken sağa doğru yanal eğilme durumu...	60
3.2.4.1 C noktası için hesaplamalar	61
3.2.4.2 D noktası için hesaplamalar	62
3.3 Sonlu Elemanlar Analizi (FEA)	65

3.3.1	Omur gövdesi implant simülasyonu.....	65
3.3.2	Sonlu elemanlar analiz sonuçları	70
3.3.2.1	I. Durum	70
3.3.2.2	II. Durum	74
3.3.2.3	III. Durum	77
3.3.2.4	IV. Durum.....	81
4.	SPİNAL İMPLANT TASARIMINDA KULLANILAN KOMPOZİT- LERİN DENEYSEL KARAKTERİZASYONU	85
4.1	Çekme Testi	85
4.2	Çekme Testi Sonuçları	86
4.3	Basma Testi	91
4.4	Basma Testi Sonuçları	92
4.5	Baskı Yönün Mekanik Özelliklere Etkisi	95
4.6	Charpy Darbe Dayanımı Testi	103
4.7	Mikroskobik İncelemeler	104
5.	GENEL DEĞERLENDİRME VE GELECEKTE YAPILMASI ÖNGÖRÜLEN ÇALIŞMALAR.....	107
	KAYNAKLAR.....	111
	EKLER.....	123
	EK A : Teknik Resimler	125
	EK B : MT Modeli İçin Matlab Kodu.....	129
	ÖZGEÇMİŞ	135

KISALTMALAR

Ti	: Titanyum
PTi	: Saf Titanyum
CNT	: Karbon Nanotüp
PEEK	: Polieter Eter Keton
Si₃N₄	: Silikon Nitrür
A/W	: Apatit-Wolostanit
PLA-4G	: Kemik Bloğu
Fe	: Demir
Cr	: Krom
Ni	: Nikel
HA	: Hidroksiapatit
CaP	: Kalsiyum Fosfat
PMMA-BC	: Polimetil Metakrilat Kemik Çimentosu
ECM	: Hücre Dışı Matris
SS	: Paslanmaz Çelik
CoCr	: Kobalt-Krom
ALL	: Anterior Longitudinal Ligament
PLL	: Posterior Longitudinal Ligament
TL	: Transvers Ligament
CL	: Kapsüler Ligament
LF	: Ligamentum Flavum
ISL	: İnterspinöz Ligament
SSL	: Süpraspinoz Ligament
ACDF	: Anterior Servikal Disektomi ve Füzyon
MT	: Mori Tanaka Methodu
3B	: Üç boyutlu
2B	: İki boyutlu
SLA	: Stereolitografi
SLS	: Seçici Lazer Sinterleme
SLM	: Seçici Lazer Eritme
FDM	: Eriyik Yığma Modellemesi
EBM	: Elektron Hüzme Eritmesi
BT	: Bilgisayarlı Tomografi
MRG	: Manyetik Rezonans Görüntüleme
AVI	: Yapay Vertebral İmplant
LFS	: Lateral Fiksasyon Sistemi
PFS	: Posterior Fiksasyon Sistemi
FEA	: Sonlu Elemanlar Analizi



SEMBOLLER

γ	: Omurun eğim açısı
v	: Hacim
S	: Yüzey Alanı
v_0	: Katkı malzemesinin hacmi
S_0	: Katkı malzemesinin yüzey alanı
S_{ijkl}	: Eshelby tensörü
S_0	: Katkı malzemesinin yüzey alanı
a, b, c	: Küresel boyut
α	: Katkı malzemesinin en/boy oranı
E	: Elastisite modülü
G	: Kayma modülü
ν	: Poisson oranı
C	: Rijitlik matrisi
c_a	: Katkı malzemesinin hacimsel oranı
M	: Toplam katkı malzemesi sayısı
A^a	: Deformasyon konsantrasyon tensörü
M_x, M_y, M_z	: Moment Bileşenleri
F	: Kuvvet
σ	: Gerilme
τ	: Kayma Gerilmesi



ÇİZELGE LİSTESİ

	<u>Sayfa</u>
Çizelge 1.1 : Omurga cerrahisinde kullanılan yaygın biyomateryaller	15
Çizelge 1.2 : Biyouyumlu malzemelerin avantaj ve dezavantajları	16
Çizelge 2.1 : CNT Malzeme Özellikleri.....	29
Çizelge 2.2 : PEEK Malzeme Özellikleri	30
Çizelge 2.3 : Malzeme Kompozisyon Tablosu	30
Çizelge 2.4 : Ekstrüdere ait yapısal özellikler	35
Çizelge 2.5 : Yüzümlü SpaceA-900-500-S üç boyutlu yazıcı özellikleri	37
Çizelge 3.1 : Hesaplamalarda kullanılan değerler	46
Çizelge 3.2 : Mekanik homojenizasyon sonucu elde edilen kompozitlere ait eşdeğer malzeme özellikleri.....	46
Çizelge 3.3 : İmplant kesiti üzerine etki eden yükleme	46
Çizelge 3.4 : Sabit Değerler.....	48
Çizelge 3.5 : Ayakta sabit bir şekilde durma hali için gerilme değerleri	49
Çizelge 3.6 : Ayakta sabit bir şekilde durma hali için asal gerilme değerleri	50
Çizelge 3.7 : Ayakta sabit bir şekilde dururken eksenel dönme hali için gerilme değerleri	52
Çizelge 3.8 : Ayakta sabit bir şekilde dururken eksenel dönme hali için asal gerilme değerleri.....	53
Çizelge 3.9 : Ayakta sabit bir şekilde dururken geriye doğru esneme hali için A noktasındaki gerilme değerleri.....	56
Çizelge 3.10 : Ayakta sabit bir şekilde dururken geriye doğru esneme hali için A noktasındaki asal gerilme değerleri.....	56
Çizelge 3.11 : Ayakta sabit bir şekilde dururken geriye doğru esneme hali için B noktasındaki gerilme değerleri.....	57
Çizelge 3.12 : Ayakta sabit bir şekilde dururken geriye doğru esneme hali için B noktasındaki asal gerilme değerleri	58
Çizelge 3.13 : Ayakta sabit bir şekilde dururken sağa doğru yanal eğilme hali için C noktasındaki gerilme değerleri	61
Çizelge 3.14 : Ayakta sabit bir şekilde dururken sağa doğru yanal eğilme hali için C noktasındaki asal gerilme değerleri	62
Çizelge 3.15 : Ayakta sabit bir şekilde dururken sağa doğru yanal eğilme hali için D noktasındaki gerilme değerleri	63
Çizelge 3.16 : Ayakta sabit bir şekilde dururken sağa doğru yanal eğilme hali için D noktasındaki asal gerilme değerleri	63
Çizelge 3.17 : Ligamentlerin malzeme özellikleri.....	67
Çizelge 3.18 : Parçaların ağ yapıları hakkında bilgiler	68
Çizelge 3.19 : I. durum için maksimum von Mises gerilme değerleri	73
Çizelge 3.20 : II. durum için maksimum von Mises gerilme değerleri	77

Çizelge 3.21 III. durum için maksimum von Mises gerilmesi değerleri	80
Çizelge 3.22 IV. durum için maksimum von Mises gerilme değerleri	83
Çizelge 4.1 : ASTM 638-14 test standardına uygun test numunesinin ölçüleri	86
Çizelge 4.2 : Saf PEEK numunelerinin akma gerilmesi değerleri	88
Çizelge 4.3 : Saf PEEK ve VESTAKEEP PEEK mekanik özellikleri	91



ŞEKİL LİSTESİ

	<u>Sayfa</u>
Şekil 1.1 : Hipokrat'ın geliştirdiği omurga kırıklarının tedavi yönteminin görseli [5]	4
Şekil 1.2 : Omurga ve seçilen bir omurun yapısı [27]	7
Şekil 1.3 : Anatomik Düzlemler [29]	7
Şekil 1.4 : Omurların omurgadaki dağılımları [27]	8
Şekil 1.5 : Servikal Omurgaya Ait Omurlar [32]	10
Şekil 1.6 : Torasik Omurgaya Ait Omurlar [36]	11
Şekil 1.7 : Lomber Omurgaya Ait Omurlar ve Sakrum [42]	12
Şekil 1.8 : Omurlararası Diskin Anatomik Yapısı [46].	13
Şekil 1.9 : Omurgaya Ait Ligamentler [48].	14
Şekil 1.10 : Sık kullanılan biyomalzemelerin elastisite modülleri [55]	15
Şekil 1.11 : SLA imalat tekniğinin şematik gösterimi [101]	22
Şekil 1.12 : SLS imalat tekniğinin şematik gösterimi [101]	23
Şekil 1.13 : SLM imalat tekniğinin şematik gösterimi [101]	24
Şekil 1.14 : FDM imalat tekniğinin kısa özeti [101]	24
Şekil 1.15 : EBM imalat tekniğinin kısa özeti [101]	25
Şekil 1.16 : Granül ekstrüzyon hattı [107]	26
Şekil 1.17 : MIMICS programında tasarlanan (A,B) ve 3B yazıcıda imalatı yapılan omurga implantı(C) [112]	27
Şekil 1.18 : Topoloji optimizasyonlu AVI (a) ve geleneksel kirişli AVI (b) için geometrik model ve 3D baskılı numune [113]	28
Şekil 2.1 : L4 omur gövdesi imlantı ve LFS sistemi	32
Şekil 2.2 : L4 omur gövdesi imlantı	33
Şekil 2.3 : LFS elemanları (a) Vida (b) Rod	34
Şekil 2.4 : Karışım malzemesi imalatında kullanılan çift vidalı ekstrüderin proses parametreleri	35
Şekil 2.5 : Kompozitlerin imalatı için gerekli karışımın elde edildiği çift vidalı ekstrüder	36
Şekil 2.6 : Yüzümi SpaceA-900-500-S kodlu üç boyutlu yazıcı	37
Şekil 3.1 : S_0 yüzeye ve v_0 hacminde katkıya sahip elastik bir malzeme [114] ...	40
Şekil 3.2 : Eshelby problemi adımları [125]	41
Şekil 3.3 : Karbon nanotüpün (CNT) eşdeğer fiber modelinin şematik gösterimi [128]	43
Şekil 3.4 : Günlük hareketlerin gösterimi [133]	47
Şekil 3.5 : Ayakta sabit bir şekilde durma hali için implant kesiti üzerine etki eden yükleme	49
Şekil 3.6 : Ayakta sabit bir şekilde durma hali için asal gerilme durumu	50
Şekil 3.7 : Ayakta sabit bir şekilde durma hali için Mohr çemberi gösterimi	51

Şekil 3.8 : Ayakta sabit bir şekilde durma hali için asal gerilme değerleri (a) Maksimum asal gerilme (b) Minimum asal gerilme	51
Şekil 3.9 : Ayakta sabit bir şekilde dururken eksenel dönme hali için implant kesiti üzerine etki eden yükleme	52
Şekil 3.10 : Ayakta sabit bir şekilde dururken y eksenini etrafında dönme hali için asal gerilme durumu	53
Şekil 3.11 : Ayakta sabit bir şekilde dururken y eksenini etrafında dönme hali için Mohr çemberi gösterimi	54
Şekil 3.12 : Ayakta sabit bir şekilde dururken eksenel dönme hali için asal gerilme değerleri (a) Maksimum asal gerilme (b) Minimum asal gerilme	54
Şekil 3.13 : Ayakta sabit bir şekilde dururken geriye doğru esneme için implant kesiti üzerine etki eden yükleme	55
Şekil 3.14 : Ayakta sabit bir şekilde dururken geriye doğru esneme hali için A noktasındaki asal gerilme durumu	56
Şekil 3.15 : Ayakta sabit bir şekilde dururken geriye doğru esneme hali için A noktasındaki Mohr çemberi gösterimi	57
Şekil 3.16 : Ayakta sabit bir şekilde dururken geriye doğru esneme hali için B noktasındaki asal gerilme durumu	58
Şekil 3.17 : Ayakta sabit bir şekilde dururken geriye doğru esneme hali için B noktasındaki Mohr çemberi gösterimi	59
Şekil 3.18 : Ayakta sabit bir şekilde dururken geriye doğru esneme hali için asal gerilme değerleri (a) Maksimum asal gerilme (b) Minimum asal gerilme	59
Şekil 3.19 : Ayakta sabit bir şekilde dururken sağa doğru yanal eğilme durumu için implant kesiti üzerine etki eden yükleme	60
Şekil 3.20 : Ayakta sabit bir şekilde dururken sağa doğru yanal eğilme hali için C noktasındaki asal gerilme durumu	61
Şekil 3.21 : Ayakta sabit bir şekilde dururken sağa doğru yanal eğilme hali için C noktasındaki Mohr çemberi gösterimi	62
Şekil 3.22 : Ayakta sabit bir şekilde dururken sağa doğru yanal eğilme hali için D noktasındaki asal gerilme durumu	63
Şekil 3.23 : Ayakta sabit bir şekilde dururken sağa doğru yanal eğilme hali için D noktasındaki Mohr çemberi gösterimi	64
Şekil 3.24 : Ayakta sabit bir şekilde dururken sağa doğru eğilme hali için asal gerilme değerleri (a) Maksimum asal gerilme (b) Minimum asal gerilme	64
Şekil 3.25 : Sonlu elemanlar analizi için takip edilen iş akışı	66
Şekil 3.26 : T3D2 ve C3D4 elemanlarının gösterimi [131]	68
Şekil 3.27 : Ağ yapısı oluşturulmuş model	69
Şekil 3.28 : Ağ boyutu dağılımı	69
Şekil 3.29 : I. durum için tüm geometri üzerinde von Mises gerilme değerlerinin dağılımı (a) İzometrik görünüş (b) Sağdan görünüş	71
Şekil 3.30 : I. durum için implant üzerinde von Mises gerilme değerlerinin dağılımı (a) Arkadan görünüş (b) Önden görünüş	71
Şekil 3.31 : I. durum için implant üzerinde meydana gelen deplasman değerleri (a) Arkadan görünüş (b) Önden görünüş	72

Şekil 3.32 I. durum için 400 N büyüklüğünde basma kuvveti sonucunda implant üzerinde meydana gelen von Mises gerilme değerlerinin (a) Arkadan görünüş (b) Önden görünüş	73
Şekil 3.33 II. durum için tüm model üzerinde von Mises gerilme değerlerinin dağılımı (a) İzometrik görünüş (b) Sağdan görünüş	74
Şekil 3.34 II. durum için implant üzerinde von Mises gerilme değerlerinin dağılımı (a) İzometrik görünüş (b) Sağdan görünüş	75
Şekil 3.35 II. durum için implant üzerinde meydana gelen deplasman değerleri (a) Arkadan görünüş (b) Önden görünüş	76
Şekil 3.36 II. durum için 400 N büyüklüğünde basma kuvveti ve 10000 Nmm büyüklüğünde moment sonucunda implant üzerinde meydana gelen von Mises gerilme değerlerinin (a) Arkadan görünüş (b) Önden görünüş	77
Şekil 3.37 III. durum için tüm model üzerinde von Mises gerilme değerlerinin dağılımı (a) İzometrik görünüş (b) Sağdan görünüş	78
Şekil 3.38 III. durum için implant üzerinde von Mises gerilme değerlerinin dağılımı (a) Arkadan görünüş (b) Önden görünüş	78
Şekil 3.39 III. durum için implant üzerinde meydana gelen deplasman değerleri (a) Arkadan görünüş (b) Önden görünüş	79
Şekil 3.40 III. durum için 400 N büyüklüğünde basma kuvveti ve 10000 Nmm büyüklüğünde moment sonucunda implant üzerinde meydana gelen von Mises gerilme değerlerinin (a) Arkadan görünüş (b) Önden görünüş	80
Şekil 3.41 IV. durum için tüm model üzerinde von Mises gerilme değerlerinin dağılımı (a) İzometrik görünüş (b) Sağdan görünüş	81
Şekil 3.42 IV. durum için implant üzerinde von Mises gerilme değerlerinin dağılımı (a) Arkadan görünüş (b) Önden görünüş	81
Şekil 3.43 IV. durum için implant üzerinde meydana gelen deplasman değerleri (a) Arkadan görünüş (b) Önden görünüş	82
Şekil 3.44 IV. durum için 400 N büyüklüğünde basma kuvveti ve 10000 Nmm büyüklüğünde moment sonucunda implant üzerinde meydana gelen von Mises gerilme değerlerinin (a) Arkadan görünüş (b) Önden görünüş	83
Şekil 4.1 : ASTM D638-14 test standardına uygun test numunesi geometrisi	85
Şekil 4.2 : Testometric markalı çekme makinesi	86
Şekil 4.3 : Saf PEEK numunelerinin çekme testi aşamaları (a) Numunenin sabitlenmesi (b) Boyun verme (c) Kopma	87
Şekil 4.4 : CNT/PEEK numunelerinin çekme testi aşamaları (a) Numunenin sabitlenmesi (b) Boyun verme (c) Kopma	87
Şekil 4.5 : (a) Saf PEEK çekme numuneleri (b) CNT/PEEK çekme numuneleri .	88
Şekil 4.6 : Saf PEEK ve CNT/PEEK numunelerine ait (a) çekme gerilmesi (b) kopmadaki birim şekil değişimi (c) elastisite modülü	89
Şekil 4.7 : Saf PEEK ve CNT/PEEK numunelerine ait kuvvet-deplasman grafiği.	90
Şekil 4.8 : Saf PEEK ve CNT/PEEK numunelerine ait gerilme-birim şekil değişimi grafiği	90
Şekil 4.9 : ASTM D695 test standardına uygun test numunesi geometrisi	92
Şekil 4.10 (a) CNT/PEEK ait basma numunleri (b) saf PEEK ait basma numunleri	92
Şekil 4.11 Saf PEEK ve CNT/PEEK numunelerine ait (a) basma gerilmesi (b) kopmadaki birim şekil değişimi (c) elastisite modülü	93
Şekil 4.12 Saf PEEK ve CNT/PEEK numunelerine ait kuvvet-deplasman grafiği.	94

Şekil 4.13 :Saf PEEK ve CNT/PEEK numunelerine ait gerilme-birim şekil değişimi grafiği	95
Şekil 4.14 :Test numuneleri (a) enine saf PEEK (b) boyuna saf PEEK (c) enine CNT/PEEK (d) boyuna CNT/PEEK	96
Şekil 4.15 :Testometric markalı makine	97
Şekil 4.16 :Saf PEEK ve CNT/PEEK numunelerine ait eğilme gerilmesi değerleri	98
Şekil 4.17 :Saf PEEK ve CNT/PEEK numunelerine ait kopmanın birim şekil değişimi değerleri	99
Şekil 4.18 :Saf PEEK ve CNT/PEEK numunelerine ait eğilme modülü değerleri .	100
Şekil 4.19 :Saf PEEK ve CNT/PEEK numunelerine ait kuvvet-deplasman grafiği.	101
Şekil 4.20 :Saf PEEK ve CNT/PEEK numunelerine ait gerilme-birim şekil değişimi grafiği	102
Şekil 4.21 :Saf PEEK ve CNT/PEEK numunelerine ait Charpy darbe dayanımı değerleri	103
Şekil 4.22 :Optik mikroskop görüntüleri (a) CNT/PEEK numunesi (b) Saf PEEK numunesi.....	104
Şekil 4.23 :Taramalı elektron mikroskop görüntüleri (a) CNT/PEEK numunesi (b) Saf PEEK numunesi.....	105
Şekil 5.1 : Tasarlanan implanta ait sonuçlar ile Wang ve arkadaşlarının yaptığı sonuçlardaki maksimum von Mises gerilme değerlerinin karşılaştırılması.....	108
Şekil A.1 : İmplantın teknik resmi	125
Şekil A.2 :Vidanın teknik resmi	126
Şekil A.3 :Tüm modelin teknik resmi	127
Şekil A.4 :Spinal rodun teknik resmi.....	128
Şekil B.1 : Matlab kod-1	129
Şekil B.2 : Matlab kod-2	130
Şekil B.3 : Matlab kod-3	131
Şekil B.4 : Matlab kod-4	132
Şekil B.5 : Matlab kod-5	133

PEEK MATRİSLİ POLİMER KOMPOZİT TEMELLİ İNSAN OMURGA İMPLANTI GELİŞTİRİLMESİ VE GRANÜL EKSTRÜZYON YÖNTEMİ İLE EKLEMELİ İMALATI

ÖZET

Omurga insan vücudunun önemli parçalarından biridir. İnsan gövdesi ve baş arasında bir köprü görevi görerek insanın ayakta dik şekilde durmasını sağlar. Omurga üzerinde bulunan hareketli eklemler sayesinde öne, arkaya, sağa, sola ve dönme hareketlerini yapmamızı sağlar. Bu hareketlerin yapılabilmesi için omurgada bulunan eklemlerin, bağların, disklerin ve kasların birbiri ile uyumlu çalışması gerekmektedir. İnsan omurgası 33 omurdan meydana gelmektedir. Kafatasının altından başlayarak kuyruk sokumuna kadar devam eder. Omurgada 7 adet servikal omur, 12 adet torasik omur, 5 adet lomber omur ve 9 adet sakrum ve koksak omurdan oluşmaktadır. Omurganın ilk 24 omuru üzerlerinde bulunan eklemler sayesinde hareketli iken geri kalan 9 adet omur hareketsizdir.

Omurga implantları sırt ağrısı, skolyoz, dejeneratif disk bozuklukları ve omur kırıklarının olumsuz etkilerini ortadan kaldırmak için kullanılan yapılardır. Omurga implantlarının ana işlevi, şekil bozukluklarını düzeltmek, omurganın stabilitesini güçlendirmek, geliştirmek ve iki omurun kaynaşmasını kolaylaştırmaktır. Omurganın maruz kaldığı gerilmeler göz önüne alındığında geliştirilecek implant malzemesinin mekanik açıdan yeterli dayanıma sahip olması gerekir. Ek olarak, biyouyumluluk spinal implantlardan beklenen temel bir özelliktir. Bu açıdan titanyum alaşımları ve bazı gelişmiş polimerler implantlarda sıklıkla kullanılmaktadır. Ti ve Ti alaşımları bio-uyumlu ve korozyona dayanıklı olmasından dolayı omurga implantlarında yaygın şekilde kullanılan malzemeler olmasına rağmen, imalat nedenli problemlerden dolayı vücut sıvısı ile Ti alaşımlarının kimyasal reaksiyona girebilme ve dolayısıyla toksik etkiye neden olması riski görülebilmektedir. Toksik etkilerin görülmesinin önüne geçmek için bu çalışmada implant materyalinin matrisi olarak PEEK (Polieter Eter Keton) kullanılmasına karar verilmiştir. Ayrıca, karbon nanotüp (CNT) gibi karbon bazlı takviyeler kullanılarak implant matrisinin kırılma tokluğu ve darbe sönümleme özelliklerinin geliştirilmiştir.

İmplant malzemesi olarak kullanılacak bu kompozit malzemesinde %1 k oranında CNT kullanılmıştır. Ayrıca mikro mekanik malzeme modeli olan Mori Tanaka yöntemi ile implant malzemesi olarak kullanılacak kompozit malzemenin katılık matrisi elde edilmiştir. PEEK ve CNT malzemelerinin homojen bir şekilde karıştırılabilmesi için İTÜ ARC merkezinde bulunan Kökbir marka çift vidalı bir ekstrüder kullanılmıştır. Karıştırılan bu malzemelerden filament elde edilmiştir. Daha sonrasında da üretilen filamentler kesici bıçaklar yardımıyla granül hale getirilmiştir. Bu granüller ile granül beslemeli olan Yuzumi markasına ait bir üç boyutlu yazıcı kullanılarak kompozitlere ait deney numuneleri üretilmiştir. Deney numuneleri kullanılarak kompozitlere ait mekanik karakterizasyonlar yapılmıştır. Bu işlemlere paralel olarak, lomber

omurganın L4 omurunun maruz kaldığı yüklemeler yapılan literatür araştırmaları sonucunda belirlenmiştir. omurlardaki gerilme hesabı yapılacaktır.

Geliştirilen implantın bu gerilmeleri karşılamaya yönelik tasarımı omur gövdesi rekonstrüksiyon ameliyatlarında kullanılan LFS (Lateral Fiksasyon Sistemi) uygulamasına uygun olacak şekilde yapılmıştır. Sonlu elemanlar ortamında bir insanın günlük aktivesi olarak yaptığı ayakta durma, ayakta durukken sağa dönme, ayakta dururken arkaya esneme ve ayakta dururken sağa doğru eğilme hareketlerinin sınır koşulları tanımlanarak sonlu elemanlar yöntemiyle yapısal analize tabii tutulmuştur. Yapılan analiz sonucunda elde edilen maksimum Von Mises değerleri, ayakta durukken 21.61 MPa , ayakta dururken sağa doğru dönme durumunda 22.89 MPa, ayakta dururken arkaya doğru esneme durumunda 30.78 MPa ve ayakta dururken sağa doğru eğilme durumunda 30.52 MPa'dır. Ayrıca 2020 yılında yapılan benzer bir çalışma ile karşılaştırma yapılabilmesi için 400N basma kuvveti altında dört durum için tekrar analizler yapılmıştır. Bu karşılaştırma sonucunda tez kapsamında tasarımı yapılan implant geometrisi ve geliştirilmiş malzeme formülasyonunun daha başarılı olduğu ortaya çıkmıştır.

Eklemeli imalat ile üretilen numunelere çekme testi, basma testi ve üç nokta eğme testi uygulanmıştır. Basma testi sonuçları dışındaki tüm testlerde CNT takviyesinin saf PEEK malzemesinin çekme ve gerinim gibi mekanik özelliklerini beklenenin aksine iyileştirmediği görülmüştür. Ayrıca üç nokta eğme testinde filamanın akış yönünün etkisi de incelenmiştir. Her iki malzemede de filamentin akış yönü numune boyunca olduğunda gerilme ve birim deformasyon gibi mekanik özellikleri iyileştirdiği gözlenmiştir.

DEVELOPMENT OF HUMAN SPINE IMPLANT BASED ON PEEK MATRIX POLYMER COMPOSITE AND ADDITIVE MANUFACTURING BY GRANULE EXTRUSION METHOD

SUMMARY

The spine is one of the important parts of the human body. By acting as a bridge between the human body and the head, it allows the person to stand upright. Thanks to the movable joints on the spine, it allows us to make forward, backward, right, left and rotational movements. In order to perform these movements, the joints, ligaments, discs and muscles in the spine must work in harmony with each other. The human spine consists of 33 vertebrae. It starts under the skull and continues to the coccyx. The spine consists of 7 cervical vertebrae, 12 thoracic vertebrae, 5 lumbar vertebrae, and 9 sacrum and coccal vertebrae. While the first 24 vertebrae of the spine are mobile thanks to the joints on them, the remaining 9 vertebrae are immobile.

Spine implants are structures used to eliminate the negative effects of back pain, scoliosis, degenerative disc disorders and vertebral fractures. The main function of spinal implants is to correct deformities, strengthen and improve the stability of the spine, and facilitate the fusion of the two vertebrae. There are four types of spinal implants. These are cage implants, plate implants, screw implants and rod implants. Within the scope of this thesis, a cage implant design was made to replace the damaged vertebral body. Two screws and one rod were used to position this designed implant in the spine.

Considering the stresses that the spine is exposed to, the implant material to be developed must have sufficient mechanical strength. In addition, biocompatibility is a key feature expected from spinal implants. In this respect, titanium alloys and some advanced polymers are frequently used in implants. Although Ti and Ti alloys are widely used in spine implants due to their biocompatible and corrosion resistant properties, there is a risk that Ti alloys may react with body fluids and cause toxic effects due to manufacturing problems. In order to avoid toxic effects, it was decided to use PEEK (Polyether Ether Ketone) as the matrix of the implant material in this study. In addition, the fracture toughness and impact damping properties of the implant matrix have been improved by using carbon-based reinforcements such as carbon nanotube (CNT). In this composite material to be used as implant material, CNT at the rate of %1 k was used.

In addition, the stiffness matrix of the composite material to be used as implant material was obtained with the Mori Tanaka method, which is a micro-mechanical material model. In order to mix PEEK and CNT materials homogeneously, a Kökbir brand twin screw extruder located at the ITU ARC center was used. Filament was obtained from these mixed materials. Afterwards, the produced filaments were granulated with the help of cutting blades. With these granules, test samples of composites were produced by using a three-dimensional printer of Yuzumi brand, which is granule-fed. Mechanical characterizations of composites were made using test samples.

In parallel with these procedures, the loadings to which the L4 vertebra of the lumbar spine is exposed were determined as a result of the literature research. Calculation of the stress in the vertebrae will be made. The material properties obtained by the Mori Tanaka method were imported to Abaqus CAE for finite element analysis. These identified material properties are assigned to the vertebral body implant geometry. As a result of the literature research, it was deemed appropriate to assign the properties of Ti-6Al-4V material for the two screw and rod implants on the model. The modulus of elasticity of the Ti alloy used was 110000 MPa and the Poisson ratio was 0.3. The material properties of the cortical bone tissue to the L3 and L5 vertebrae are described. The modulus of elasticity of the cortical bone was 12000 MPa and the Poisson ratio was 0.3. There are 7 different ligaments in the model to be analyzed, namely ALL, PLL, TL, CL, LF, ISL, and SSL. These ligaments are entered into hyperelastic material properties. Within the scope of this thesis, a static/general analysis was made. The types of interaction between the parts have been determined. Connection (tie) restrictions were made for the screws on the left surfaces of the L3 and L5 vertebrae, the rod between the screws, the places where the ligaments attach to the vertebrae, and the surfaces where the implant contacts the L3 and L5 vertebrae. Thus, these parts will be able to move together. A coupling is formed around the reference point formed in the middle of the upper surface of the L3 vertebra. Loading types and boundary conditions were determined. As a result of literature research, 1000N compression force was applied. This determined compressive loading was applied over a reference point created in the middle of the upper surface of the L3 vertebral body. In addition to the pressing force, a moment of 10000 Nmm was applied in each axis to simulate the movements that occur as a result of a person's daily activities. In addition, the lower surface of the L5 vertebral body is fixedly supported. In this step, the mesh structure to be used in the parts is defined. T3D2 mesh structure, with all ligaments being a one-dimensional two-node lattice element, is defined. For the meshwork of other parts (L3, L4 geometry outside the vertebral body, L5, vertebral implant, rod and two screws), the tetrahedral element C3D4 is defined. The mesh size is targeted to be 1mm in the whole model. Since the geometries of the parts are complex, deviations from the targeted mesh size have occurred. The network structure was created with the lowest mesh size of 0.3 mm and the highest mesh size of 3.31 mm. The design of the developed implant to meet these stresses was made in accordance with the LFS (Lateral Fixation System) application used in vertebral body reconstruction surgeries. In spinal reconstruction surgeries using LFS, the soft tissue is removed and the vertebral implant is placed on the vertebral body in the upper and lower regions. The geometric dimensions of the vertebral body implant designed within the scope of this thesis are given in this way. The design was made with Solidworks 2020 software. The lower and upper surfaces of the designed implant are not flat surfaces. These surfaces are the anatomical surface to which they are attached. In the finite element environment, the boundary conditions of the movements of standing, turning to the right while standing, stretching backward while standing and bending to the right while standing, which are the daily activities of a person, were defined and subjected to structural analysis using the finite element method.

The maximum Von Mises values obtained as a result of the analysis are 21.61 MPa while standing, 22.89 MPa for right rotation while standing, 30.78 MPa for standing backward flexion and 30.52 MPa for standing right bending. In addition, in order to

be able to compare with a similar study conducted in 2020, repeated analyzes were made for four cases under 400N compression force. As a result of this comparison, it was revealed that the implant geometry designed within the scope of the thesis and the improved material formulation were more successful.

An analytical solution was made for the analyzed implant. The system has been simplified while performing analytical analysis. The cross-sectional geometry of the designed implant was taken. A compressive force of 1000 N was applied along the y-axis for the standing position on this section geometry. As a result of the applied compressive force, maximum and minimum planar stresses were obtained. The maximum planar stress was 0 MPa, the minimum planar stress was -7.89 MPa, the maximum shear stress was 3.95 MPa. A compression force of 1000 N and a moment of 10000 Nmm were applied along the y-axis for the right rotation movement while standing. As a result of these applied loads, the maximum planar stress was 21.33 MPa, the minimum planar stress was -29.12 MPa, the maximum shear stress was 35.38 MPa. A compressive force of 1000 N along the y-axis and a moment of 10000 Nmm along the x-axis were applied for the backward expansion movement while standing. This situation was examined separately for the A and B points on the anterior and posterior surfaces of the implant. For point A, the maximum planar stress was 41.83MPa, the minimum planar stress was 0 MPa, and the maximum shear stress was 20.92MPa. For point B, the maximum planar stress is 0 MPa, the minimum planar stress is -57.62 MPa, the maximum shear stress is 28.81 MPa. For the bending movement to the right while standing, a compressive force of 1000 N along the y-axis and a moment of 10000 Nmm along the z-axis were applied. This situation was examined separately for the C and D points on the anterior and posterior surfaces of the implant. For point C, the maximum planar stress is 0 MPa, the minimum planar stress is -57.62 MPa, the maximum shear stress is 28.81 MPa. For point D, the maximum planar stress is 41.83MPa, the minimum planar stress is 0 MPa, and the maximum shear stress is 20.92MPa. In order to compare the accuracy of this analytical analysis, a simple analysis was made in the Abaqus CAE program. The results of the analysis and the results obtained by the analytical analysis were almost the same.

Tensile test, compression test and three-point bending test were performed on the samples produced by additive manufacturing. In all tests except the compression test results, it was observed that the CNT reinforcement did not improve the mechanical properties of pure PEEK material, such as tensile and strain, contrary to expectations. In addition, the effect of the flow direction of the filament in the three-point bending test was also investigated. In both materials, it has been observed that when the flow direction of the filament is along the sample, it improves the mechanical properties such as stress and unit deformation.



1. GİRİŞ

Bu bölümde tez kapsamı ile alakalı omurga anatomisi, implant çeşitleri ve kullanılan biyouyumlu malzemeler ve üç boyutlu yazıcı ile imalat yöntemi hakkında bilgi verilmiştir.

1.1 Tez Tanıtımı

Omurga implantları sırt ağrısı, skolyoz, dejeneratif disk bozuklukları ve omur kırıklarının olumsuz etkilerini ortadan kaldırmak için kullanılan yapılardır. Omurga implantlarının ana işlevi, şekil bozukluklarını (malformasyonları) düzeltmek, omurganın stabilitesini güçlendirmek ve geliştirmek ve iki omurun kaynaşmasını kolaylaştırmaktır. Omurganın maruz kaldığı gerilmeler göz önüne alındığında, geliştirilecek implant malzemesinin yeterli mekanik dayanıma sahip olması gerekir. Ek olarak, biyouyumluluk spinal implantlardan beklenen temel bir özelliktir. Bu açıdan titanyum alaşımları ve bazı gelişmiş polimerler implantlarda sıklıkla kullanılmaktadır. Ti ve Ti alaşımları bio-uyumlu ve korozyona dayanıklı olmasından dolayı omurga implantlarında yaygın şekilde kullanılan malzemeler olmasına rağmen, imalat nedenli problemlerden dolayı vücut sıvısı ile Ti alaşımlarının kimyasal reaksiyona girebilme ve dolayısıyla toksik etkiye neden olması riski görülebilmektedir. Toksik etkilerin görülmesinin önüne geçmek için bu çalışmada implant materyalinin matrisi olarak PEEK (Polieter Eter Keton) kullanılmasına karar verilmiştir. Ayrıca, karbon nanotüp (CNT) gibi karbon bazlı takviyeler kullanılarak implant matrisinin kırılma tokluğu ve darbe sönümleme özelliklerinin geliştirilmesi planlanmaktadır. Literatür taraması sonucunda belirlenmiş olan takviye malzemesi CNT ile optimum kütle oranı, implant materyali olan PEEK ile ağırlıkça %1k oranında karıştırılarak kompozit formülasyonu oluşturulmuştur. Mikro-mekanik malzeme modellerinden biri olan Mori Tanaka modelinden (MT) yararlanılarak, spinal implant üretiminde kullanılan ve birden çok malzemenin bileşimi olan kompozitin mekanik özellikleri

analitik olarak hesaplanmıştır. Kompozitin formülasyonu belirlendikten sonra, matris ve takviye malzemelerinin homojen bir şekilde çift vidalı bir ekstrüder kullanılarak karıştırılmıştır ve sonrasında kompozit malzemeye ait granüller (compound) elde edilmiştir. Bu granüller kullanılarak, direkt olarak granül ekstrüzyon yöntemi ile çalışan bir üç boyutlu yazıcı kullanılarak kompozitler imal edilmiştir. Daha sonra bu kompozitler mekanik karakterizasyonunu belirlemek için ASTM 698 basma ve ASTM638 çekme test standartlarında belirtilen geometrilere uygun imal edilmiştir. Üç boyutlu yazıcı ile üretilmiş olan parçaların mekanik özelliklerinin belirlenebilmesi için basma testleri, çekme testleri ve Charpy darbe testleri yapılmıştır. Üretilen kompozitdeki hasar mekanizmalarını gözlemlemek için taramalı elektron mikroskobu (SEM)görüntülemesi yapılmıştır.

Bu işlemlere paralel olarak, omurganın belirli bölgesinin (L4) maruz kaldığı yüklemeler belirlenmiştir. Mikro-mekanik matematiksel modellerden yararlanılarak homojenizasyon işlemi yapılarak elde edilmiş malzeme özellikleri (katılık matrisini kullanarak) analiz yapılacak geometriye tanımlanmıştır. Son olarak geometri üzerinde sınır koşulları omurganın maruz kaldığı yüklemeler dikkate alınarak verilmiştir. Tüm tanımlamalar bir sonlu elemanlar yazılımı ile gerçekleştirilmiş ve yapısal analiz tamamlanmıştır. Eklemeli imalat ile imal edilen spinal implant üzerinde yapılan mekanik testler ile nümerik sonuçlar karşılaştırılarak, sonuçların doğrulaması yapılmıştır.

1.2 Tezin Amacı

Omurgada hasara sebep olan artrit (eklemlerde meydana gelen iltihabik hastalık), tümörler ve travma gibi hastalıklar nedeniyle kaybedilen kemiğin yerine konması veya restore edilmesi gereken durumlar bulunmaktadır. Bu durumlarda, kemik kaybının önüne geçmek için otogreftleri, allogreftleri ve/veya kemik grefti kullanılabilir. Küçük tahribatlarda dokunun rejenerasyonu (yeniden sağlıklı hale gelmesi) vücut tarafından otonom bir şekilde sağlanırken, büyük doku tahribatlarında yeni kemik dokusu entegrasyonu gerekmektedir. Bu gibi durumlarda cerrahi implantlar deforme olmuş kemiğin yerine ek olarak veya tek başına kullanılabilir [2].

Bu tez kapsamında, deforme olmuş kemiklerin otogrefti, allogrefti ve/veya kemik

grefti ile eski haline getirilemediği durumlara çözüm getirebilecek spinal implant tasarlanmıştır.

Günümüzde yaygın olarak kullanılan implantların %45'i titanyum alaşımlarından (Ti-6Al-4V) üretilmektedir. Bu tür implantların maliyetinin çok yüksek, üretiminin zor ve düşük aşınma direncine sahip olduğu bilinmektedir. Buna ek olarak, titanyum alaşımının (Ti-6Al-4V) içerdiği vanadyum elementinin insan vücudunda alerjik reaksiyonları tetiklediği de bilinmektedir. Ayrıca, günümüzde kullanılan konvansiyonel implantlarda, implantın kişinin anatomik yapısına uygun olmaması ya da mevcut implantların girift geometrisinden dolayı imalattaki zorluk, son olarak da mevcut implantlardaki osseointegrasyonun (kemik ile adaptasyon) kısıtlı oluşu bu problemleri çözmeye yönelik bir implant geliştirilmesi için gerekçe oluşturmuştur [3]. Dolayısıyla bu proje kapsamında, polimer bazlı, biyouyumlu yeni bir malzeme formülasyonu belirlenerek PEEK/CNT kompoziti implant malzemesi olarak geliştirilmiştir. Bu formülasyonun üç boyutlu bir yazıcıda yapı malzemesi olarak kullanıldığı insan anatomisine uygun bir implant tasarlanmıştır. Bahsedilen bu malzeme formülasyonunda, PEEK'e, CNT takviyesi optimum oranda yapılarak implantın kırılma tokluğunun ve esnekliğinin iyileştirilmesi hedeflenmiştir.

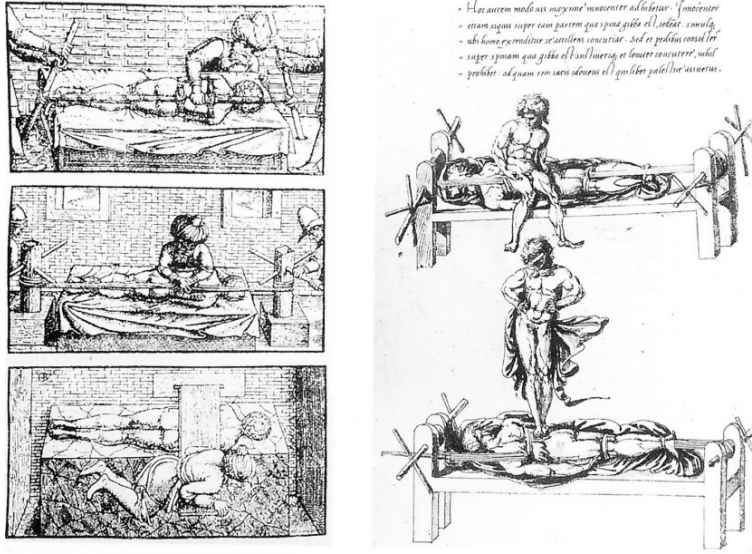
1.3 Literatür Araştırması

Literatür araştırması, omurga implantlarının tarihçesi, omurga anatomisi, omurga implant çeşitleri ve implantlarda kullanılan biyouyumlu malzemeler ve üç boyutlu yazıcı çeşitleri ve imalat teknikleri alt başlıkları ile incelenmiştir.

1.3.1 Omurga implantlarının tarihçesi

Omurganın insan vücudu için en önemli parçalarından biridir ve omurgada meydana gelebilecek hastalıkların tedavisi için uzun yıllardır çalışmalar yapılmaktadır. Kırık ve felce sebep olan bir servikal omurla ilgili ilk tedavi yaralara bandaj, pansuman ve dinlenme tedavisi ile başlatılmıştır [4].

Bir başka çalışma olan Hipokrat'ın (MÖ 460-377), felce sebep olmayan omurga kırıklarının tedavisi için geliştirdiği yöntem Şekil 1.1'de gösterilmektedir [5,6].



Şekil 1.1 : Hipokrat'ın geliştirdiği omurga kırıklarının tedavi yönteminin görseli [5]

Hipokrat'a göre, omurga kırığı felce sebep olursa hiçbir tedavi seçeneği bulunmamaktaydı ve felçli hastaların sonunun ölüm olduğuna inanıyordu. Ulm şehrinde yerel hekim ve Alpler'in kuzeyindeki ilk resmi eğitilmiş hekim olan Johannes Schultheis (1595-1645, Latince adı olarak Scultetus'u benimsemiştir), kırıkları ameliyatla tedavi etme potansiyelini öngören bir düşünce olan, etkilenen omurun ventral (karın) tarafını açarak tedavinin başlatılabileceğini öngördü. Hipokrat'ın eserlerini incelemiş ve tedavilerinde kullandığı aparatı tanımlayarak omurga kırıkları olan hastaları tedavi etmede de yetkin olduğuna dair hiçbir şüphe bırakmamıştır. Johannes Schultheis terapilerinin endikasyonlarından (izlenecek tedavi yöntemi) ve sonuçlarından söz etmemiştir [7,8].

Yedinci yüzyılda, Aeginalı Paulus, hasarlı omurga kolonlarının ameliyatla onarımını öneren ilk kişiydi. Felçli kırıkların, tahrişe neden olan kemik parçalarının çıkarılmasını önererek gerekli olan müdahaleyi kendisi yapmıştır [9,10]. Aeginalı Paulus, Hipokrat'ın traksiyon (boyun ve bel omurlarına uygulanan çekme tedavisi) yatağını kullanmakla kalmamış, aynı zamanda kızgın demirle de çalışmıştır [9,11]. Hipokrat, Celsus (MÖ 25–50) ve Galen'in (MÖ 131–199) yöntemleri birbirinden farklı olmasına rağmen hala altıncı yüzyılda öğretiliyordu. Ambroise Pare (1510–1590) ve Mercatus, kırık vertebral kolonlu hastayı askıya alarak, vücudunun üst kısmını sabitleyerek ve bacakları serbestçe sarkıtarak yeniden konumlandırma hakkında bilgi verdiler [9,12]. John Bell (1763–1820) 1799'da "Bir omurun kesilmesi bir rüyadır" [13] diye

yazmasına rağmen, Clyne'in 1814'te omurganın ilk trepanasyonunu yapması (keskin bir aletle ilgili yerdeki zararlı yapıyı kesip çıkarma) ve Sir Percival Pott'un (1713-1788) 1778 yılında tüberküloz paravertebral (omurganın yanında yer alan) apseleri açarak ve antiseptik solüsyonlarla yıkayarak gerçekleştirmesi John Bell tarafından iddia edilen beyanı çürütmüşlerdir [14].

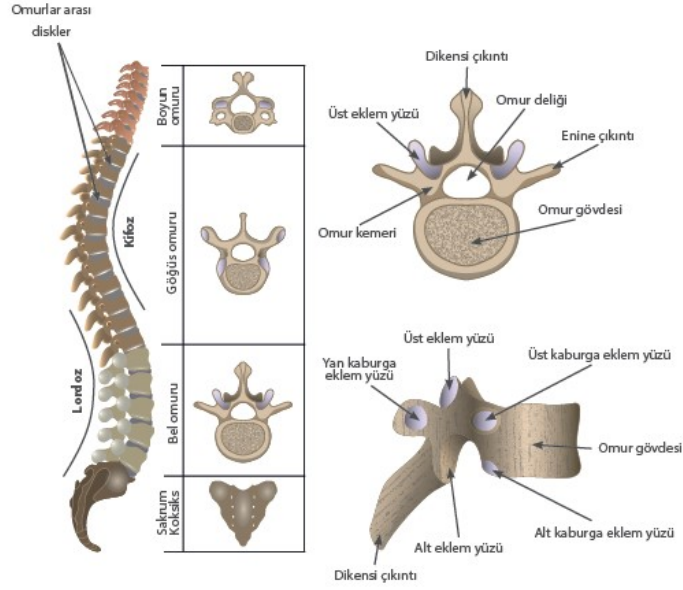
Omurga cerrahisi, Jules Gerin'in 1839'da ilk defa yaptığı cerrahi skolyoz düzeltme girişiminden bu yana var olmaktadır [15]. 1800'lerin sonlarında Dr. Berthold Earnest Hadra, gümüş tel kullanarak C6-C7 çıkıkları için bir sabitleme cihazı imal etmiş ve daha sonra bu cihazı Potts (omurga tüberkülozu) hastalığının tedavisi için uygulamıştır [16]. Dr. Berthold Earnest Hadra tarafından kullanılan kablolama, lateral kütle vidaları, plakalar, çubuklar ve pedikül vidaları kullanarak servikal omurga hasarlarını stabilize etmek için yapılan çalışmalar Avrupa çapındaki ortopedistlerin dikkatini çekmiştir [17]–[19]. Başlangıcından bu yana, spinal cerrahi ve burada kullanılan cihazlar spinal stabilitenin biyomekanik ilkelerini daha fazla anlamaya devam eden cerrahların ihtiyaçlarını karşılamak için çalışılmaya devam edilmiştir. Spinal implantların biyostabilite (mikroorganizmaların etkilerine direnme yeteneği) ve biyouyumluluk (canlı dokuya zararlı olmayan) göstermesi gerekir ve optimal bir materyal bulmanın zorluğu, uygun Young modülüne, sertlik ve yorulma direncine sahip bir materyalin belirlenmesinde yatmaktadır [20].

1.3.2 Omurga anatomisi

Omurga, gövdenin arka kısmında medyan çizgide (vücut dik olarak ayakta dururken, iki gözün arası ile birleştirilmiş durumdaki ayakların arasını birleştirdiği farzedilen hayali çizgi) yer alır. Şekil 1.2'de görüldüğü üzere omurga, fibro-kıkırdaklı omurlar arası disklerle ayrılmış ve insan omurgasında bağlayıcı bağlarla birbirine sabitlenmiş, omur adı verilen 26 ayrı düzensiz kemikten oluşur. 7 servikal, 12 torasik, 5 lomber, 5 kaynaşmış sakral ve 4-5 kaynaşmış koksigeal olmak üzere 33 vertebra vardır [21]–[24]. Omurga boyunca doğal eğrilikler bulunmaktadır. Yandan bakıldığında, servikal omurga öne dışbükeydir, torasik omurga geriye doğru dışbükeydir (T7 merkezli), lomber omurga öne doğru dışbükeydir ve sakral kemik geriye doğru dışbükeydir [25]. Servikal eğri, odontoid çıkıntının üst bölgesinden başlar ve ikinci torasik kemiğin

ortasına kadar devam eder. Torasik eğri ikinci torasik omurun ortasından başlar ve onikinci torasik vertebranın ortasına kadar devam eder. Lomber eğri, son torasik vertebranın ortasında başlar ve sakrovertebralde biter. Pelvik eğri (sakral eğri), sakrum ve koksiksin şeklinden oluşur. Omurgada bulunan bu doğal eğriler vücudun üst bölgesinin dayanımı arttırmada ve dengesini korumada önemli rol oynar ve kişinin ayakları üzerinde denge halinde ayakta durabilmesini mümkün kılarlar [26].

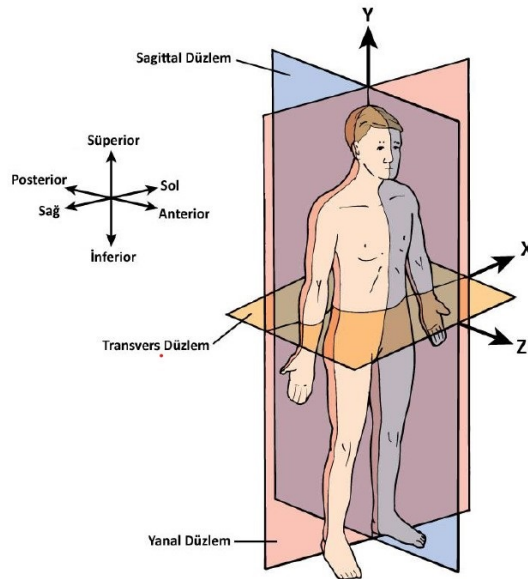
İnsan vücudunun destek yapısının en önemli parçası omurgadır. Omurga, insan vücudunu dik tutar ve baş, göğüs, pelvis, omuzlar, kollar ve bacaklar olmak üzere insan iskelet yapısını oluşturan farklı bölgeleri birbirine bağlar. Omurga üst üste dizilmiş birçok kemikten oluşmasına rağmen elastik bağlar ve omurilik diskleri sayesinde esnektir. Omurganın bazı bölümleri diğerlerinden daha esnektir. En esnek kısım servikal omurgadır (boyun bölgesi). Omurganın uzunluğu, insanların boyuna veya cinsiyetine bağlıdır. Ortalama boy erkeklerde 71 cm, kadınlarda 61 cm'dir. Başın, gövdenin ve kolların ağırlıklarını taşımak, vücudun her yöne hareket etmesini sağlamak, iç organların korunmasını darbelere karşı korumak ve omurgayı oluşturan kemikler sayesinde omurilik kanalından geçen omuriliği korumak omurganın önemli görevlerindendir. Yandan bakıldığında, sağlıklı bir yetişkin omurgasında dört hafif doğal eğri vardır. Bu S şeklindeki eğrilik, omurgayı stabil hale getirirerek dik konumdayken dengenin korunmasına yardımcı olur, yürürken amortisör görevi görür ve omurgayı oluşturan omurların üzerine yüklenen yükün dağılımını düzenleyerek omurların kırılmalarını engeller. Omurlar omurgada ne kadar aşağıdaysa, taşımaları gereken ağırlık o kadar fazladır. Bu nedenle alt hareketli omurlar üst omurlara göre daha büyük ve daha stabildir [27].



Şekil 1.2 : Omurga ve seçilen bir omurun yapısı [27]

1.3.2.1 Anatomik düzlemler ve yönler

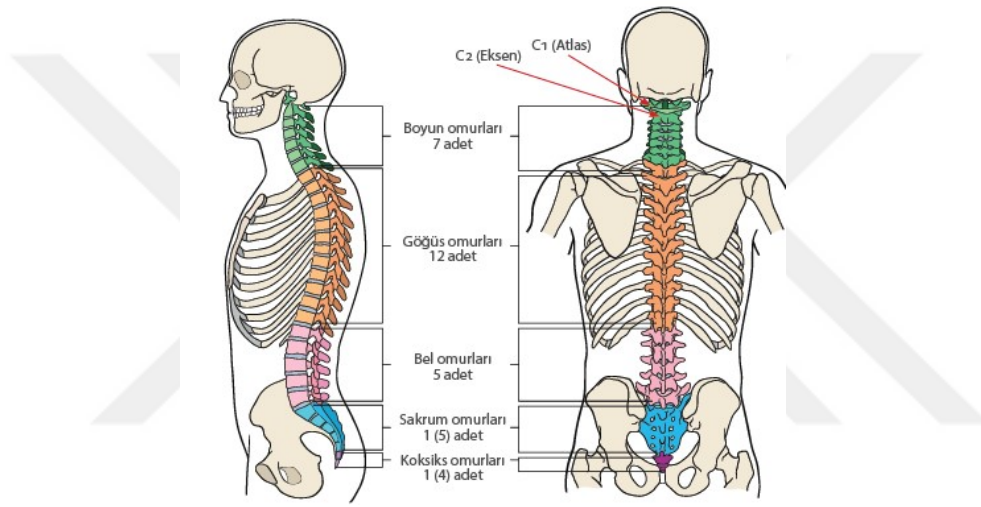
Birbirine dik üç düzlemden oluşan bir koordinat takımı ile anatomik yapıların incelenmesi kolaylaşmıştır. Bu koordinat takımı sagittal, koronal veya yanal ve transvers veya eksenel düzlemlerden oluşmaktadır. Şekil 1.3’de üç ana düzlem ile birlikte ön/arka, sol/sağ ve yukarı/aşağı yönleri için kullanılan terimler gösterilmiştir [28].



Şekil 1.3 : Anatomik Düzlemler [29]

1.3.2.2 Omurganın bölümleri

Omurga anatomisi 3 bölümde incelenir ve 33 omurdan meydana gelmektedir. Omurga, 7 servikal, 12 torakal ve 5 lumbal olmak üzere 24 hareketli omur ve embriyolojik olarak omurga yapısındaki sakrum kemiği ve omurga kökenli bir koksiksten (kuyruk sokuğu kemiği) oluşmaktadır. Şekil 1.4 omurların omurgadaki dağılımlarını göstermektedir. Sakrum kemiği kaynaşma neticesinde (füzyona uğraması) doğumda 5 omurdan oluşurken tek bir omur halini almıştır. Koksiks (kuyruk sokuğu kemiği) ise 3 ya da 4 omurganın kaynaşmasından meydana gelmiştir [29].



Şekil 1.4 : Omurların omurgadaki dağılımları [27]

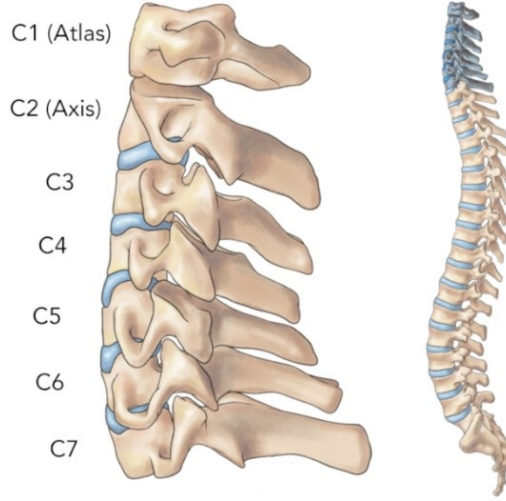
Servikal Omur

Omurgaya ait omurların çoğu tipik omur geometrisi ve özelliklerine sahip olmasına rağmen, servikal bölgenin omurlarında önemli miktarda anatomik çeşitlilik vardır. Servikal omurganın ana rolü, baş ve boyun hareketini desteklemek ve bu hareketlerin sürekliliğini sağlamaktır. Servikal bölgedeki hareket aralığı, omur büyüklüğü ve kemik sertliğine göre önceliklidir. Hareket aralığının fazla olabilmesi için servikal omurların boyutları diğer omurların boyutlarından küçüktür [29].

Servikal omurganın üst bölgesi, sırasıyla atlas ve eksen olarak adlandırılan C1 ve C2 omurlarını içerir. C1 omurunun (atlas) ana işlevi, üst servikal eklemi olan

atlanto-oksipital eklemden (atlas omurunun lateral yüzeyleindeki konkav eklem yüzleri ile oksipital kemiğin kondilleri arasında oluşmuş, kondiler tipte bir eklem) oksiputun (kafatasının arka kısmı) tabanını desteklemek ve kaymasını önlemektir. En önemlisi, atlas omurunun bir omur gövdesi yoktur. C1'in foramen magnumdan (kafatasının alt kısmında bulunan boyun deliği) çıkarken omuriliği yerleştirmesine izin veren geniş bir halka şeklinde anatomik yapısı vardır. Atlas, dışbükey oksipital kondilleri barındıran belirgin içbükey ve mediale bakan eklem yüzlerine sahiptir. Bu morfoloji, eklemün boynun fleksiyon-ekstansiyonunun yaklaşık olarak yüzde ellisine katkıda bulunmasına yardımcı olur, ancak oksiputun lateral yer değiştirmesini sınırlar [30].

Eksen veya C2 omuru da atlas omurunun sahip olduğu gibi kendine özgü özelliklere sahiptir. Atlas omuru, oksiputun yerleşiminden sorumluyken, eksen üst servikal bölgenin ağırlık taşıyan birincil kemiğidir. Eksen omurunun ayırt edici özelliği, odontoid işlemin veya dens, vertebral gövdeden kranial olarak uzanan kemikli bir çıkıntıdır. Atlas gövdesinden evrimleşmiştir ve atlantoaksiyel bağlantıyı stabilize eden yumuşak dokular için ana bağlantı noktası olarak görev yapar. Atlanto-oksipital eklemün aksine, atlantoaksiyel bileşke servikal omurğanın dönme hareketinin yaklaşık yüzde ellisinden sorumludur. Şekil 1.5'de görüldüğü üzere servikal bölgedeki atlas ve eksen omuru haricindeki diğer beş omurun tümü, neredeyse aynı morfolojik ve fonksiyonel özelliklere sahiptir ve üst servikal omurga ile karşılaştırıldığında, tipik vertebra anatomisi ile çoğu özellikleri aynıdır. Bunlara ek olarak, beş omurun tümü, omur gövdesinin yan kenarlarında, ek stabilize sağlamak ve omurların kaymasını önlemek için Luschka eklemlerinde (C3-C7) omurları arasındaki omur gövdelerinin lateral kenarları yukarı doğru çıkıntılıdır ve bu çıkıntılara uncinat çıkıntı, aralarında meydana gelen eklemlere de uncovertebral eklemler (Luschka) kemik çıkıntılarına sahiptir [31].



Şekil 1.5 : Servikal Omurgaya Ait Omurlar [32]

Torasik Omur

Servikal omurganın devamı ve lomber omurganın başlangıcına kadar uzanan torasik omurga Şekil 1.6’de görüldüğü üzere on iki omurdan (T1 – T12) ve on iki intervertebral diskten oluşur. Torasik omurganın temel görevleri; ağır yük taşıma, omuriliğin korunması, gövde boyunca duruş ve stabilitenin desteklenmesi, kalp ve akciğerler gibi hayati organları barındıran ve koruyan göğüs kafesinin omurgaya bağlanmasını sağlamaktır [33].

Servikal omurgada olduğu gibi torasik omurganın da kendine özgü özellikleri vardır; göğüs kafesi sağlam olan torasik omurganın, yük taşıma kapasitesi, göğüs kafesi sağlam olmayan torasik omurgadan üç kat daha fazladır. Ayrıca, göğüs kafesinin esnek olmayan yapısından dolayı hareketteki önemli azalma, tüm gövdenin daha fazla stabilitesine ve desteklenmesine izin vererek, genellikle daha az disk dejenerasyonuna yol açar [33]–[35]. Torasik omurgayı oluşturan omurlar, servikal omurganın ilk iki omuru olan atlas ve eksen gibi spesifik farklı özelliklere sahip olmasa da, torasik omurgayı oluşturan on iki omurlar kendi aralarında omur gövdesi boyutu (kalınlık, genişlik ve derinlik) gibi farklılıklara sahiptir. Torasik omurganın üstünde yer alan diğer omurlar tarafından artarak yüklenen yükün taşınması için, omur gövdesi boyutu (kalınlık, genişlik ve derinlik) gibi özellikler, T1’den T12’ye inildikçe büyük ölçüde artar. Diğer tüm özellikler kaburganın bağlanmadığı T11 ve T12 omurları dışında

yaklaşık olarak aynı kalır. T12 omurunun üstte belirgin torasik özellikleri, altta ise L1 omuruyla eklemlenme için lomber özellikleri gösterir [36].

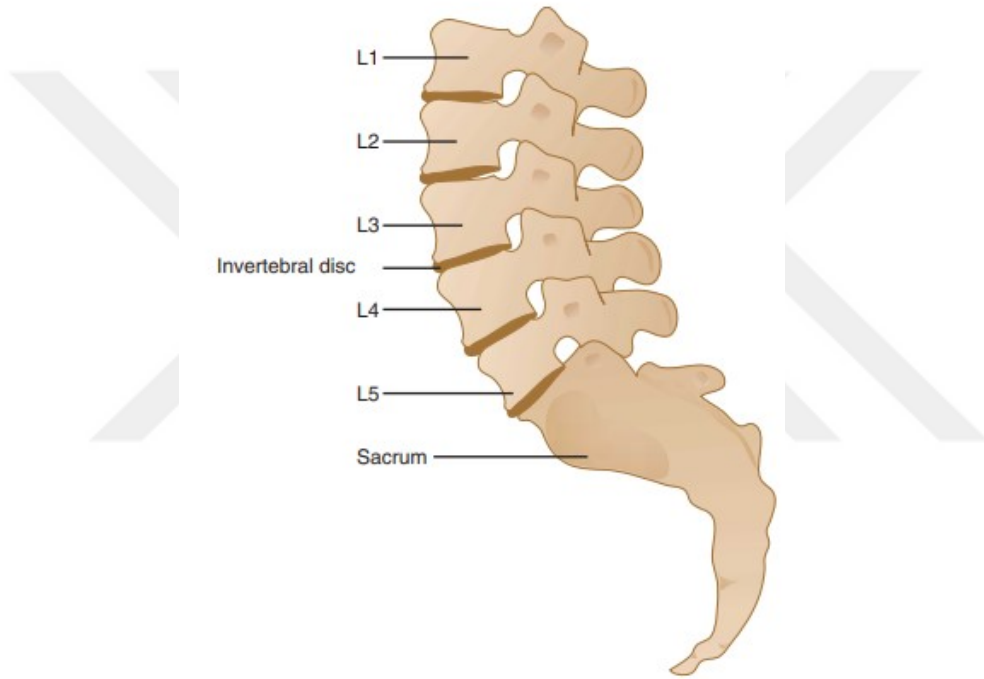


Şekil 1.6 : Torasik Omurgaya Ait Omurlar [36]

Lomber Omur

Torasik omurganın altından omurgayı pelvise bağlayan ve sakrumun başlangıcına kadar uzanan lomber omurga beş omur (L1 – L5) ve beş omurlararası diskten oluşur. Şekil 1.7’de görsel olarak verilmiştir. Lomber omurganın temel görevleri, gövdenin hareket (bükülmesi/burulması) ettiği sürede oluşan yükü taşıma, omuriliğin korunması ve gövdenin kalça/pelvis etrafındaki hareketliliğini kısıtlamadan gövdenin dengesini sağlamaktır [38]. Lumbar omurga sağladığı yaşamsal işlevler sebebiyle en esnek omurga bölümüdür. Omurganın diğer bölümlerinden aktarılan tüm ağırlığı desteklemekle kalmaz, aynı zamanda bu koşullar altında hareketliliğini de korur. Lomber omurga, bükülmeden düz durmaya kadar, ortalama bir kişi için 50°’den fazla açıya kadar esneme yapabilir [39]. Bükülme hareketinin yanı sıra, rotasyon, her normal lomber segmentin 7° - 7.5°’ye kadar dönme kabiliyetine sahip olmasıyla büyük önem sağlamaktadır [40]. Bu koşullara ağırlık eklendiğinde, sırt çantasını almak için

eğilmek veya zeminden bir ağırlık almak gibi durumlar, lomber omurgada büyük miktarda gerilmeye ve birim şekil değişimine neden olur [41]. Bu nedenle, lomber omurgadaki omurlar ve intervertebral diskler kalınlık, genişlik ve derinlik bakımından en büyüktür [42]. Lomber omurgadan sakruma doğru gidildikçe omurların boyutu artsa dahi, omurların hiçbirinin servikal omurda bulunan atlas ve eksen omurları gibi kendine özgü özellikleri bulunmamaktadır. L5 omurunun, boyut dışındaki özellikleri diğer lumbar omurlardan farklı değildir, ancak L5 omurgadaki en alt omur olduğu için, omurgadaki diğer omurlardan daha fazla yük taşır ve bu da onu en büyük ve en dayanıklı omur haline getirmiştir [43,44].

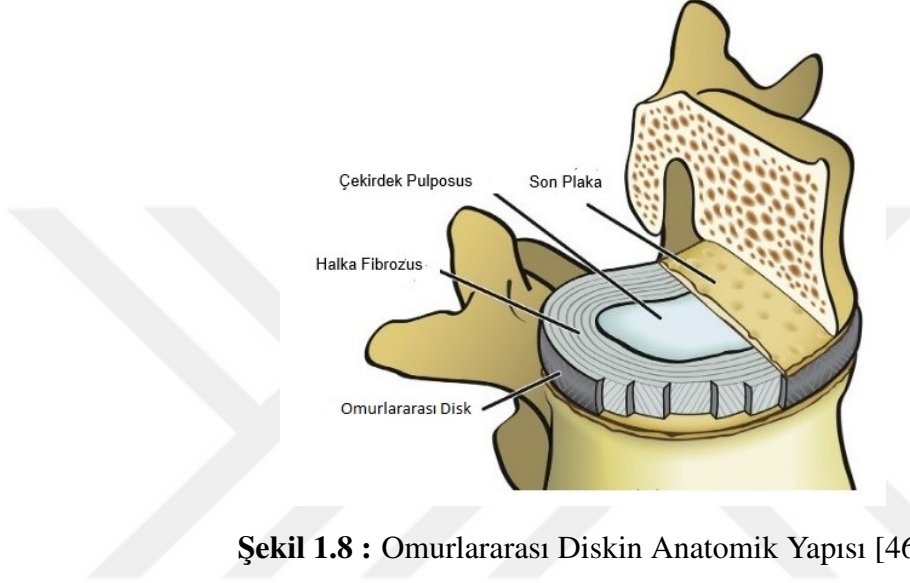


Şekil 1.7 : Lomber Omurgaya Ait Omurlar ve Sakrum [42]

Omurlararası Disklerin Anatomisi

Omurgada yer alan disklerin kritik birçok görevi vardır. Omurganın desteklenmesi, omurga dayanıklılığının artması ve günlük yapılan hareketlerin yapılabilmesi için omurgaya esneklik kazandırması bu görevlerden bazılarıdır. Diskler, farklı omurga bölümleri (servikal, torasik ve lomber) arasında bir miktar harekete izin verirken, farklı kuvvetler ve büyük yükler karşısında genel omurga yapısının stabilitesini sağlarlar [45].

Toplamda 23 disk omurilik boyunca sıralanmıştır. Omurlararası diskler yaklaşık olarak 8-10 mm yüksekliğinde ve 4 cm çapındadır. Bu boyutlar göz önüne alındığında diskler vertebral kolonun toplam yüksekliğinin yaklaşık %25'ini oluştururlar. Şekil 1.8'de görüldüğü üzere diskler çekirdek pulposus ve halka fibrozusdan oluşmaktadır. Çekirdek pulposus merkezi bir şekilde konumlanmış ve halka fibrozusu oluşturan kollajen fibrilleri ile çevrilidir ve diskler kırıkdağı son plakalar aracılığıyla vertebral gövdenin üst ve alt bölgelerine bağlanırlar [46].



Şekil 1.8 : Omurlararası Diskin Anatomik Yapısı [46].

Ligamentlerin Anatomisi

Ligamentler, üzerlerine gelen yükleri yalnızca lifleri doğrultusunda taşıyan tek eksenli elemanlardır. Çekme kuvvetlerine direnme yeteneklerine rağmen, sıkıştırıldıklarında bükülürler. Omurga üzerinde normalin üzerinde bir yerdeğiştirme gerçekleştiğinde hareketi sınırlayarak omuriliğin zarar görmesini önlerler. Şekil 1.9'da gösterildiği üzere temel olarak yedi tip ligament vardır.

Anterior longitudinal ligament (ALL) : Omurga boyunca omurlara tutunmasına rağmen, omurlararası disklerin lifleri ile çok sıkı bir ilişkisi yoktur ve intervertebral disklerde genişliği azalır.

Posterior longitudinal ligament (PLL) : Omurların arka yüzeylerinden tutunur ve omurga boyunca uzanır, intervertebral alandaki genişliği artırır.

Transvers ligament (TL): Omurların transvers çıkıntılarını bir arada tutar.

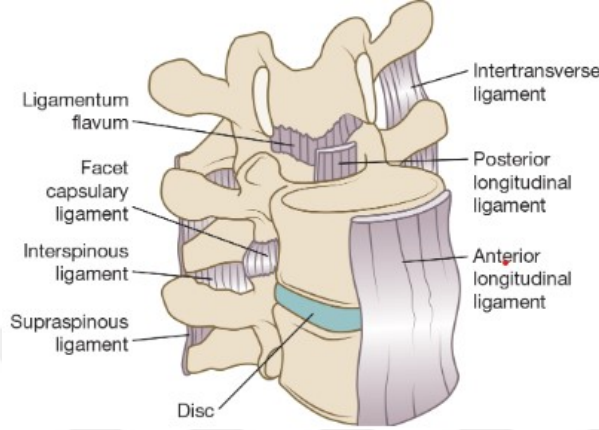
Kapsüler ligament (CL): Faset eklemlerinin kenarlarında yer alır ve faset düzlemine

yaklaşık olarak diktir.

Ligamentum flavum (LF): Bitişik omurların laminalarını birbirine bağlar.

İnterspinöz ligament (ISL): İki omurun spinöz proseslerini birbirine bağlar.

Supraspinöz ligament (SSL): Vertebra çıkıntılarının arka uçlarına bağlanarak omurları birbirine kenetler [48].

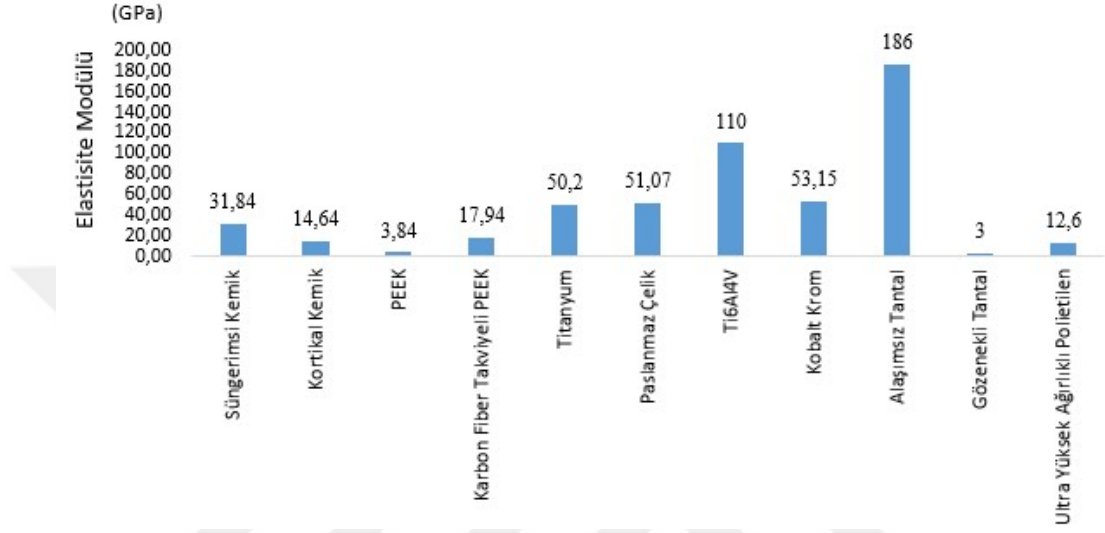


Şekil 1.9 : Omurgaya Ait Ligamentler [48].

1.3.3 Omurga implant çeşitleri ve implantlarda kullanılan biyouyumlu malzemeler

Jules Gerin'in 1839'da omurga eğriliğine (skolyoz) sahip bir hastanın tedavisini gerçekleştirmesinden bu yana omurga cerrahisinden söz edilmektedir [15]. 1800'lerin sonlarında Dr. Berthold Earnest Hadra Potts hastalığının tedavi yöntemi olarak kullandığı gümüş tel ile C6-C7 çıkıkları sabitleme aparatı icat etmiştir [50]. Kablolama, lateral kütle vidaları, plakalar, çubuklar ve pedikül vidaları kullanarak servikal omurga için dikensi çıkıntıları, laminaları ve pedikülleri stabilize etmek için kullandığı yöntemler Avrupa çapındaki ortopedistlerin dikkatini çekmiştir [17]–[19]. Omurga cerrahisi alanında kullanılan implantlar, ilk kullanılmaya başlandığı zamandan bu yana ihtiyaçları karşılamak için sürekli bir gelişim göstermektedir [51]. Spinal implantların biyostabilite (mikro-organizmaların etkilerine direnme yeteneği) ve biyouyumluluk (canlı dokuya zararlı olmayan) gibi özelliklere sahip olması gerekir ve spinal implantlar için en uygun malzeme seçimi için, kemik dokunun elastisite modülüne yakın bir elastisite modülüne sahip bir malzemenin seçilmesi gerekmektedir [52].

Omurga implant malzemesi olarak en yaygın kullanılan malzemeler arasında paslanmaz çelik (SS), titanyum, kobalt krom, nitinol (bir nikel titanyum alaşımı), tantal ve polietereeterketon (PEEK) bulunur. İmplant üretiminde kullanılan biyomateryaller, biyolojik olarak inerttir ve insan vücudu için uyumludur. Ayrıca implant malzemeleri implante edildiği kemiğinkine benzer bir Young modülüne, yüksek çekme dayanımına, sertliğe, yorulma mukavemetine ve görüntülemeye düşük artefaktlara sahiptir.



Şekil 1.10 : Sık kullanılan biyomalzemelerin elastisite modülleri [55]

Çizelge 1.1’de implant çeşitlerinde kullanılan biyoyoumlu malzemeler ve kullanım alanları görülmektedir.

Çizelge 1.1 : Omurga cerrahisinde kullanılan yaygın biyomateryaller

İmplant	Uygulama prosedürü	Malzemeler
Vida	Anterior/posterior	Titanyum
	İnterbody füzyonu	PEEK
	Çökmüş disk	Seramik
Kafes	Pedikül vidası sabitleme	Ti6Al4V
	Omur plakaları	Tantal
Çubuk	Spinal füzyon	Titanyum
	Spinal implant	CoCr
	Skolyoz düzeltme	PEEK
		Paslanmaz çelik
Plaka		Nitinol
	Omurga stabilizasyonu	Titanyum

Çizelge 1.2’de spinal implantlarda kullanılan biyouyumlu malzemelerin avantaj ve dezavantajları verilmiştir.

Çizelge 1.2 : Biyouyumlu malzemelerin avantaj ve dezavantajları

Malzeme	Avantajları	Dezavantajları
Paslanmaz Çelik	Ucuz Daha mukavim olabilmesi için kolay katkılanması	Zayıf biyouyumluluk Aşınma sorunu Görüntülemelerde yüksek artefaktlar
Titanyum	Hafif Esnek Biyouyumlu Yüksek dayanım	Pahalı Görüntüleme sırasında artefaktlar görülebilir
PEEK	Hafif Esnek Ucuz Daha mukavim olabilmesi için kolay katkılanması Görüntülemelerde düşük artefaktlar	Düşük Young modülü Aşınma problemleri
CoCr	Yüksek dayanım Esnek Biyouyumlu	Düşük Young modülü Pahalı Görüntülemelerde yüksek artefaktlar
Seramik	Ucuz Biyouyumlu	Gevrek Aşınma sorunları
Nitinol	Güçlü Şekil hafızalı alaşım	Pahalı Mukavim değil
Tantal	Sürtünme direncine karşı dayanklı	Pahalı Mukavim değil

1.3.3.1 Kafes implantlar

Kafesler, vertebral gövdeler arasında kuvvet dağılımı için ve intervertebral ve foramina boşluğunun yüksekliğini eski haline getirmek için stabilizatör görevi gören spinal implantlardır. Bir intervertebral disk deforme olduğunda, omurların reddetmesi gibi durumların iyileşmesi için bir greft (yama) sağlarlar [51].

Kafes implantları tipik olarak saf titanyum (PTi), titanyum kompozit/alaşım, seramik (silikon nitrür) veya polimer (genellikle PEEK) veya akrilik gibi başka bir biyoinert polimer veya başka bir malzemeye (hidroksiapatit gibi) kaplanmış metalden imal

edilirler [53]–[58]. Bu kafes implantları, kemik dokunun implant içerisine dolarak dokulaşmanın oluşmasına ve stabilize olmasına izin verecek şekilde gözeneklidir [59]. Günümüzde kullanılan en popüler kafes implant malzemeleri titanyum veya Ti6Al4V ve PEEK'tir [60]. PTi ve titanyum alaşımları, yüksek kırılma direnci ve biyouyumlulukları sayesinde ortopedik implantlarda tercih edilen metallerdir [61]. Titanyum, SS ve kobalt muadillerine kıyasla üstün bir biyouyumluluk, korozyon direnci ve Şekil 1.10'de verildiği üzere yüksek elastisite modülüne sahiptir [62]. Parlatılmış veya aşındırılmış titanyumla ilgili en büyük sorun, kemik bağlama yeteneğinin olmamasıdır. Bu nedenle kemikleşme oranını iyileştirmek için titanyum alaşımlarını kaplamak veya katkılamak için araştırmalar yapılmaktadır.

PEEK, Şekil 1.10'de görüldüğü üzere süngerimsi kemik ve kortikal kemiğe çok yakın elastisite modülüne sahiptir. Ancak PEEK malzemesi kullanılarak üretilen kafes implantların dayanımı düşüktür. Bu durumu ortadan kaldırabilmek için titanyum plazma spreyi ve buhar biriktirme gibi katkı malzemelerinden yararlanılır [63]. PEEK malzemesi Ti malzemesine kıyasla, implante edilen implantın komplikasyon oluşup oluşmadığını ve implantın insan vücudu ile adaptasyonunun izlenmesine olanak sağlayacak radyografik özelliklere sahiptir. Bununla birlikte, PEEK ile ilgili en önemli sorun, hidrofobik olması ve katı bir füzyon elde etmek için kemiğe bağlanamamasıdır [64]. Ayrıca PEEK'in Ti'ye kıyasla 2.5 kat daha düşük basma mukavemetine sahip olması da bir diğer problemdir [65]. Anterior servikal diskektomi ve füzyon (ACDF) ameliyatları için, PEEK kafesleri Ti kafeslerine kıyasla Cobb açısında (skolyoz derecesini gösteren açı) kayıp daha azdır ve daha düşük kafes çökme oranına (sırasıyla %34,5 ve %5,4) sahiptir [66].

Kemik oluşumunu geliştirmek için Ti ve PEEK malzemelerinin yerine kullanılabilecek, biyouyumluluğu daha iyi olan malzeme bulmak için birçok çalışma yapılmıştır. Silikon nitrür (Si_3N_4) ile yapılan deneyler, PEEK'e kıyasla önemli bir farklılık göstermemiştir [67]. Diğer çalışmalarda, PEEK kafeslerinin yerine bir Apatit-Wolastonit (A/W) seramik kafes denenmiştir. Ancak, silikon nitrür ve A/W kafesleri, gözenekli PEEK kafeslerine kıyasla önemli bir avantaj oluşturmamıştır [68]. CNT'ler fulleren molekül çeşitlerinden biridir. İlk olarak Iijima tarafından gözlemlenmiştir ve kimyasal buhar biriktirme gibi çeşitli yöntemlerle üretilbilirler.

Saflaştırılmış CNT'ler, hasarlı kemiğin tedavisi için biyomedikal alanında araştırmalar yapılmıştır. CNT'lerin yüksek elastisite modülü ve dayanımı, düşük yoğunluk, kimyasal doğrusallık, termal stabilite ve elektrik özelliklerinden dolayı ortopedik uygulamalar için yüksek potansiyele sahiptirler. Bununla birlikte, CNT'ler matris arasında iyi stres aktarımı sağlamak için nanokompozitler için uygun arayüzey bağlanmasını da sağlar [69].

1.3.3.2 Plaka implantlar

Omurga plakaları, omurgayı stabilize etmek ve eski haline getirmek için implante edilir. T12–L4 arasında gerçekleştirilen gerilme-birim şekil değiştirme analizleri sonuçlarına göre, Ti plaka fiksasyonu ve laminektomi işlemi sadece laminektomiden veya sadece plaka implantından daha stabil olduğunu göstermiştir [70]. Plakaların çoğu geleneksel olarak PTi veya Ti6Al4V'den yapılır [51]. Bazı plakalar, plaka içinde vida kilitleme mekanizması olarak kullanılan polietilen halka gibi ek elemanları birleştirmek için geliştirilmiştir [71]. Spinal plaka teknolojisindeki yeni gelişmeler, standart titanyum plakaya kıyasla in vitro olarak geliştirilmiş ve test edilmiştir. Dayanımı yüksek, biyolojik olarak parçalanabilen plaka ve kemik bloğu (PLA-4G), titanyum ile benzer hareket aralığına, burulma dayanımı ve von Mises gerilme değerlerine sahiptir ve titanyuma kıyasla daha düşük bir elastisite modülüne sahiptir (4.000 N/mm^2 'ye karşı 10.000 N/mm^2) [72].

Mini plaka sistemleri, servikal kompresif miyelopatili (servikal veya torasik omurganın omurilik içerisindeki sinir doku hasarı) hastalar için servikal laminoplastiye ve laminoplastisinden sonra arka elemanları açık pozisyonda sabitlemek için yaygın olarak uygulanır [73]. Bu mini plakalar tipik olarak titanyumdan yapılır, ancak mini plakalar için daha ucuz bir model geliştirmeye yönelik araştırmalar devam etmektedir [74].

1.3.3.3 Çubuk implantlar

Spinal çubuklar, spinal implantları stabilize etmek için diğer spinal implantlarla birlikte kullanılır. Çubuklar, hasarlı omurgaya sahip hastalara uygun olacak şekilde şekillendirilir. 1962'de Dr. Harrington, skolyozun cerrahi tedavisi için bir

paslanmaz çelikten yapılmış “Harrington Çubuğu”nu kullanmaya başlamıştır [75]. Ancak kullanılan çubuk implantlarının, çubuk şekillendirme (Fransız Benders gibi) işlemi sırasında çubuk implantların dayanımını düşürdüğü ve zayıflıklara yol açtığı düşünülmektedir [76]. Çubuklar, uygun omurga hizalaması için yeterli stabilite ve sertlik sağlamak üzere başlangıçta paslanmaz çelikten imal edilmiştir [77]. Bugün, çubuklar tipik olarak titanyum veya PEEK’ten imal edilir. Paslanmaz çelikten titanyuma geçiş titanyumun iyileştirilmiş biyomekanik özellikleri, kortikal kemiğe benzer elastisite modülüne sahip olması, iyileştirilmiş biyouyumluluk ve lomber pedikül enstrümantasyonunun gerilme korumasındaki (stress shielding) gelişmelerden kaynaklanmıştır [78,79].

Günümüzde kullanılan metal çubuk implantlar üç alaşım ailesinden oluşmaktadır. Bunlar; demir(Fe)-krom(Cr)-nikel(Ni) alaşımları ve östenitik SS, titanyum ve alaşımları (PTi ve Ti6Al4V alaşımı) ve kobalt-krom alaşımlarıdır (CoCr). Bu alaşımların kullanılma sebeplerinden önemli olanları biyouyumlu olmaları, oksit tabakasının varlığı ile korozyondan korumalarıdır. Paslanmaz çelik aralarında korozyona en az dirençli olan malzemedir [80].

Sert metal çubuk implantların yanı sıra yarı sert çubuk implantlar da vardır. En çok kullanılan implantlar PEEK çubuk implantlarıdır. PEEK malzemesinden üretilmiş çubuk implantlar titanyum çubuk implantları ile kıyaslandığında, aynı boyutlardaki implantlardan PEEK malzemeli olan implant daha çok stabilite sağlamıştır [81]. PEEK’in titanyuma göre bazı avantajlarından bahsedecek olursak, yük paylaşımı, PEEK çubukları geliştirilmiş biyolojik uyumu ve esnekliği nedeniyle uç plaka ile kemik grefti arasında daha fazla temas sağlar. PEEK, postoperatif bilgisayarlı tomografi ve manyetik rezonans görüntülemeye sadece küçük artefakta neden olduğundan diğer metalik cihazlara göre avantaj sağlayan radyolüsent bir materyaldir. Ancak, PEEK çubuk implantlarındaki hataları ve kırılmaları belirlemesi daha zordur. Bu nedenle, bazı PEEK çubukları görüntülemeyi iyileştirmek için bir kontrast maddesi kullanır [82]. PEEK çubuklarının bazı dezavantajlarından bahsedecek olursak, erken tekrar ameliyatlara daha yüksek başarısızlık oranları ve PEEK’in vida arayüzü ile stabil bir birleşme oluşturmadaki yetersiz kalmasıdır [83].

Birçok biyomekanik çalışma, çubuk implantların bir bükücü ile hastaya özgü

olarak büküldüğünde, önemli yüzey kusurlarına rastlanmış ve implantın dayanımında azalmanın ortaya çıktığı gösterilmiştir [84]. Çubukta yorulma hasarı, kırıklar ve önemli deformasyon hemen hemen her zaman bahsedilen çentik noktalarında ve vida-rod bağlantısında meydana gelmiştir [85]. İncelenen çalışmalar arasında, çentik açma ve bükmenin titanyum alaşımlı çubukların mekanik stabilitesini önemli ölçüde düşürdü, ancak paslanmaz çelik çubuklarının mekanik stabilitesini etkilemediği gösterilmiştir [76]. Klinik çalışmalar, dalgalı çubukların sert pedikül vidalarına kıyasla füzyon oranlarını önemli ölçüde iyileştirdiğini bulmuştur [86]. İfade edilen hataları önleyebilmek için daha dayanıklı malzemeler oluşturmak için yeni araştırmalar devam etmektedir. Beta tipi titanyum-molibden ve oksijenle modifiye edilmiş beta tipi titanyum-kronyum alaşımları yüksek Young Modülü, yüksek eğilme mukavemeti ve yüksek gerilme mukavemeti göstermiştir [85]–[87]. Yapılan bir çalışmada, polikarbonat-üretan çubuk implantları ile titanyum çubuk implantları karşılaştırılmıştır. 3000 N yükleme döngüsünde polikarbonat-üretan çubuk implantlarının daha yüksek diskler arası basınça maruz kaldığı gösterilmiştir [88]. Yapılan bir diğer çalışmada ise, biyolojik olarak parçalanabilen çubukların arka lomber füzyonlar için fizibilitesi in vitro olarak test edilmiş ve biyolojik olarak bozunabilen çubukların 145 N eksenel yük altında standart titanyum çubuklar gibi 5.000.000 dinamik basma döngüsüne dayanabileceği gösterilmiştir. Bununla birlikte, biyolojik olarak bozunabilen çubuklar da, 6 ay ve 12 ay sonra elastisite modülünde %20 ve %80’lik bir düşüş gözlemlenmiştir [89].

1.3.3.4 Pedikül vida implantları

Pedikül vidaları, spinal ameliyatlarda en çok kullanılan implant çeşididir. Pedikül vidaları omur gövdesinin olması gerektiği pozisyonu almasında etkili olduğu için çubuk implantlarıyla birlikte skolyoz tedavisinde yaygın olarak kullanılan implant haline gelmiştir [90]. Pedikül vidalarının taşıyacağı yük yüksek olduğu için dayanımı yüksek olmalıdır. Biyouyumlu malzemeden üretilmesi gerektiği düşünüldüğünde vidaların genellikle Ti6Al4V malzemesinden üretildiği görülmüştür [91].

Omurga üzerinde yapılan cerrahi işlemlerde en başarılı olunan implant çeşidi pedikül vida implantlarıdır. Ancak pedikül implantları pedikül vidası yerleştirmede, gevşeme,

çekilme ve kemik iyileşme sürecini ciddi şekilde etkileyebilecek vida kırılması gibi komplikasyonlara sebep olabilmektedir [92]. Pedikül vidalarının hidroksiapatit (HA), kalsiyum fosfat (CaP), polimetilmetakrilat kemik çimentosu (PMMA-BC), hücre dışı matris (ECM), tantal ve titanyum plazma spreji gibi farklı malzemelerle kaplanması ile alakalı bir çok çalışma yapılmıştır. Ti6Al4V vidalarının HA ile kaplanmasının, kaplanmamışa kıyasla (165.6 ± 26.5 N'ye karşı 103.1 ± 30.2 N) çekme kuvvetine karşı direnci artırabildiği ve kemiğin implanta daha iyi bir şekilde temas ettiği incelenmiştir [93,94]. Pedikül vida implantları üzerine yapılan araştırmalar genellikle Ti6Al4V vida implantını malzemesini değiştirmek yerine sabitleme ve çekme mukavemetini iyileştirmek için Ti6Al4V vidasında yeni kaplamalar ve/veya yeni çimentoya eklemek üzerine yürütülmüştür. Yapılan bir çalışmada, karbonatlı apatit süngerimsi kemik çimentosu ile birlikte kaplanmamış pedikül vidaları ve pedikül vidaları ile yaptıkları kadavra lomber testleri, kontrol vidalarına kıyasla ortalama %68 ($p < 0.001$) daha fazla çekme mukavemeti göstermiştir [94].

Bu tez kapsamında kafes implant tasarımı ve yeni bir malzeme formülasyonu geliştirilmiştir. Yapılan implant tasarımının eklemeli imalat teknolojisi ile imal edilmesi hedeflenmiştir. Eklemeli imalat teknolojisinin tercih edilme sebepleri ise implantların hasta bireylerin anatomik yapısına uygun olarak imal edilebilir olması ve günümüzde sıklıkla kullanılan implant malzemelerinin dışında malzeme kullanılmasına imkan tanımasıdır.

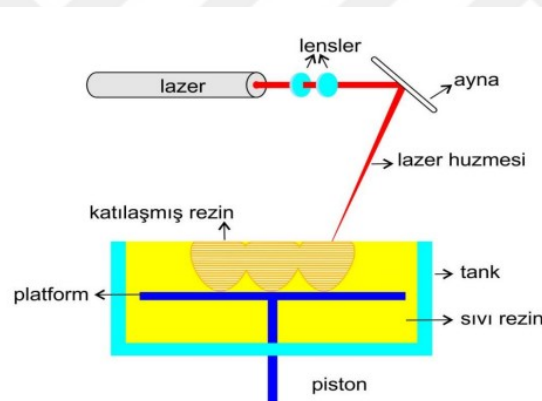
1.3.4 Eklemeli imalat teknolojileri ve üç boyutlu yazıcı çeşitleri

Üç boyutlu (3B) yazıcı teknolojisi, Charles Hull tarafından 1980'lerin başında stereolitografi (SLA) olarak adlandırıldığı yöntemle ilk kez kullanılmaya başlanmıştır [95]. Mühendislik fiziği alanında lisans derecesine sahip olan Hull, daha sonra dünyanın ilk 3B yazıcısını geliştiren 3B Systems şirketini “stereolitografi aparatı” olarak adlandırmaya devam etmiştir [96]. Teknolojinin gelişmesiyle birçok çeşit 3B yazıcı çeşidi ortaya çıkmıştır. Fakat temel olarak ilk çıkan 3B yazıcı çalışma mantığı ile benzerlik arz etmiştir. Tasarımın ilk aşamasında, bir dijital 3B model verilerinin eksenel bölümlerine benzer şekilde iki boyutlu (2B) parçalara ayrılır. Her bir parça daha sonra bir 3B yazıcı tarafından fiziksel olarak yeniden oluşturulur ve seçilen bir

Günümüzde yaygın şekilde kullanılan beş çeşit 3B yazıcı vardır. Bunlar;

- Stereo litografi (SLA) :

Stereo litografi, katmanlı imalat için en eski ve en yaygın kullanılan 3D baskı tekniğidir. 1986 yılında geliştirilen teknik, reaktif bir malzeme üzerinde zincirleme reaksiyon başlatmak için UV ışınları yayan bir lazer ışını kullanır [98]. Kullanılan malzeme çoğunlukla UV aktif olan ve aktivasyondan sonra polimer oluşturan akrilik veya epoksi bazlı monomerlerdir. SLA, 10 µm kadar düşük bir çözünürlüğe sahip kaliteli parçalar üretme avantajına sahiptir ve nano seviyelere kadar kompozit parçalar üretmek için kullanılabilir [99]. SLA ile imalatın dezavantajları, diğer çeşitlere göre yüksek maliyetli, üretim hızı yavaş ve daha az malzeme (çoğunlukla polimer malzemeler) ile üretimin yapılmasıdır [100].

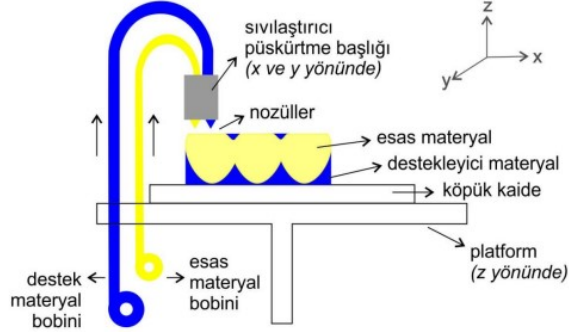


Şekil 1.11 : SLA imalat tekniğinin şematik gösterimi [101]

- Seçici Lazer Sinterleme (SLS) :

SLS, değişken özelliklere sahip, SLA imalat yöntemine kıyasla daha çeşitli malzemelerin kullanılabileceği ve çok yönlü bir eklemeli üretim tekniğidir. Toz yatağı, yüzeyde yüksek sıcaklıklara yükseltilmiş tozun füzyonu için yüksek yoğunluklu bir lazer ışını kullanır ve tozun sinterlenmesiyle imalat işlemi son bulur. Şekil 1.12, SLS tekniğinin şematik diyagramını göstermektedir. Bu tekniğin avantajları arasında polimerlerden, seramiklerden metallere kadar çok sayıda malzeme kullanılarak yüksek doğrulukta kaliteli parçaların üretilmesi, iyi

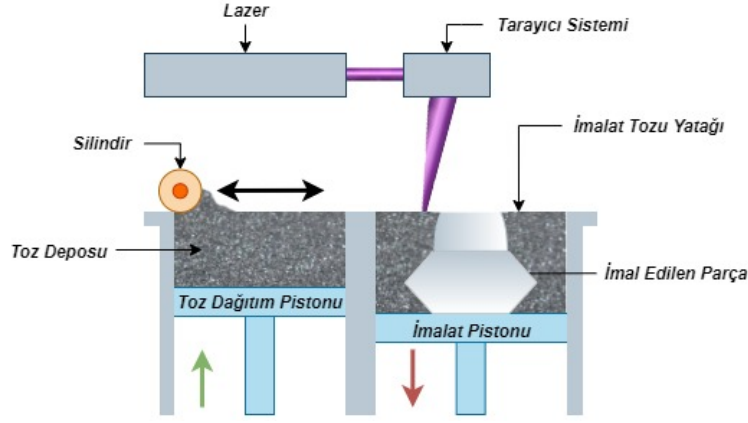
mekanik özelliklere sahip yüksek gözenekli parçaların yanı sıra karmaşık geometri parçaları üretmek için iyi çözünürlüğü olmasıdır. SLS tekniğinin dezavantajları, yüksek üretim maliyeti ve yavaş işlemedir [102].



Şekil 1.12 : SLS imalat tekniğinin şematik gösterimi [101]

- Seçici Lazer Eritme (SLM) :

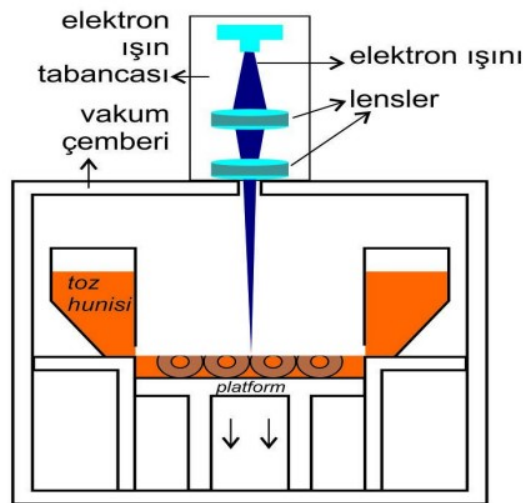
SLM, SLS tekniğine çok benzerdir ve aynı toz yatağı biriktirme tekniği kullanarak üretim yapar. Şekil 1.13'te gösterildiği gibi, SLM tekniği, toz yüzeylerini tanelerin kaynaşması ve sinterlemenin gerçekleşmesi için yeterli sıcaklıklara ısıtmayı kullanan SLS tekniğinden farklı olarak, onları bağlamak için istenen malzemenin tozunu eriterek kullanır. Bu nedenle SLM tekniği, mekanik özellikleri diğer tekniklere göre daha fazla koruduğu için gözenekli parça üretiminde daha avantajlıdır [103]. SLM'nin dezavantajları, aşırı lazer gücünün kullanılması ve daha az malzeme çeşidi kullanılması, yani sadece titanyum, çelik ve alüminyum için kullanılmasıdır. Ancak, diğer üretim teknikleriyle karşılaştırılabilir iyi mekanik özellikler gerektiren ilave parçalar, SLM teknikleri kullanılarak üretilir [104].



Şekil 1.13 : SLM imalat tekniğinin şematik gösterimi [101]

- Eriyik Yığılma Modellenmesi (FDM) :

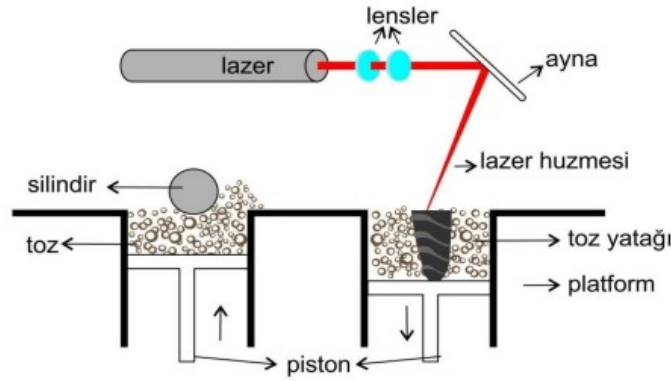
Eriyik Yığılma Modellenmesi (FDM) tekniği, eritilecek ve üst üste katmanlar halinde biriktirilecek bir termoplastik polimer malzemenin sürekli bir filamanı (çoğunlukla kablolu filaman) kullanır. FDM tekniği, Şekil 1.14'te gösterildiği gibi, biri model malzeme veya parça üretimi için, diğeri ise destek malzemesi için, çıkıntıları veya parçanın diğer katlanabilir özelliklerini desteklemek için olmak üzere iki farklı termoplastik polimer kullanır. FDM tekniğini kullanmanın avantajları, yüksek hız, işleyiş basitliği ve süreçle ilişkili düşük maliyettir. Dezavantajları, tabakalar arasındaki zayıf bağlanma nedeniyle zayıf mekanik özellikler, tabakalar arası bozulma ve hava boşlukları nedeniyle zayıf bitirme ve ayrıca sınırlı malzemelerin, yani sadece belirli tipte termoplastik malzemelerin kullanılmasıdır [104].



Şekil 1.14 : FDM imalat tekniğinin kısa özeti [101]

- Elektron Demeti Eritmesi (EBM) :

EBM, katkı tekniği ile üretilecek malzemenin tozunu eritmek ve eritmek için lazer ışını yerine yüksek enerjili elektron ışını kullanan, Şekil 1.16’te gösterilen başka bir 3D baskı tekniği türüdür. Teknik çoğunlukla, yüksek erime noktalarına sahip olan, eritilmesi zor olan ve hızlı oranlarda birleştirilen metal parçalar için kullanılır. Elektromanyetik bobinler, elektron ışınlarının yoğunluğunu kontrol etmek için kullanılır. Bu üç boyutlu üretim tekniği kullanımı, titanyum ve titanyum alaşımları gibi işlenmesi ve biçimlendirilmesi zor olan malzemelerin net şekle yakın parçalarının imalatında çok avantajlıdır. 50 µm ile 200 µm arasında değişen iyi bir çözünürlüğe sahiptir. Bu tekniği kullanmanın diğer avantajları, diğer tekniklere kıyasla yüksek üretim hızı ve daha yoğun parçaların oluşturulabilmesidir [106]. İmalatın yüksek maliyeti ve imalat için sınırlı bir malzeme çeşidi kullanılması, EBM’e ait dezavantajlardır.

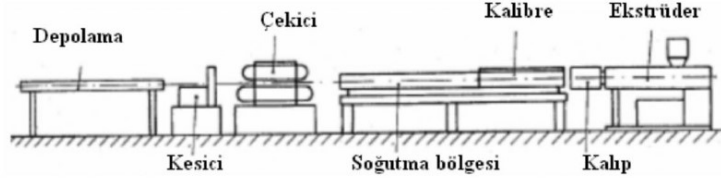


Şekil 1.15 : EBM imalat tekniğinin kısa özeti [101]

1.3.4.1 Granül ekstrüzyon

Granül ekstrüzyon işlemi çoğunlukla düşük kütle yoğunluklu plastikleri granüle etmek için kullanılır. Parçalanmış veya öğütülmüş kuru plastikler ve yıkanmış ve kurutulmuş plastikler granül haline getirilebilir. Ayrıca, granül ekstrüzyon yöntemi ile iki veya daha fazla malzemeyi karıştırarak homojen karışımı elde edilmektedir. Besleme haznesine eklenen granüller ısıtıcılarla çevrili vidalar arasında geçerken basınç ve sıcaklık etkisi altında erimekte ve eriyen granüller plastik kalıbın içine akar ve soğutmak için uzun bir kanal şeklindeki soğutma bölgesinin içine girmektedir.

Bu kısımda soğuyarak katılaşır ve böylece istenilen çapta filament oluşmaktadır. Oluşan filament, kesici ile kesilerek tekrar granül haline getirilerek depolanır.



Şekil 1.16 : Granül ekstrüzyon hattı [107]

1.3.4.2 Biyomedikal alanında eklemeli imalat

Kemik rekonstrüksiyonu, cerrahların karmaşık ameliyatlara hazırlanmalarına yardımcı olmak için, cerrahi koşulları simüle etmek ve görselleştirmek için, doku mühendisliği ve insan derisinin ve diğer organlar ile ilgili zorlukların üstesinden gelmek gibi çeşitli tıbbi alanlarda geçiş teknolojisi olarak üç boyutlu yazıcılar ile imalat işlemi başarı katetmiştir [107,109]. 3B baskı ayrıca hastaların bireysel gereksinimlerine göre özel yapım implantlar üretmek için kullanılabilir. Aynı zamanda doku rejenerasyonuna yardımcı olan implantların yüzeyinde gözeneklilik oluşturmaya yardımcı olur. Biyoimplantlara post-birikim, biyoaktivite ve ilaç yüklemesi sorunlarını çözmeye yardımcı olur [110,111]. Ayrıca, 3B baskı, karmaşık yapıları implantların seri üretimi için kolayca kullanılabilir ve bu da malzeme gereksiniminde ve üretim süresinde önemli bir azalma sağlar [112].

Gerçek anatomik yapıları temsil eden 3B modellerin yüksek doğruluğu ve kesinliği, 3B baskının omurga cerrahisinde klinik kullanıma sahip olması açısından kritik öneme sahiptir. Yapılan bazı çalışmalar, omurganın karmaşık anatomik özelliklerini doğru bir şekilde temsil etmek için eklemeli imalatın önemli bir potansiyele sahip olduğunu göstermiştir.

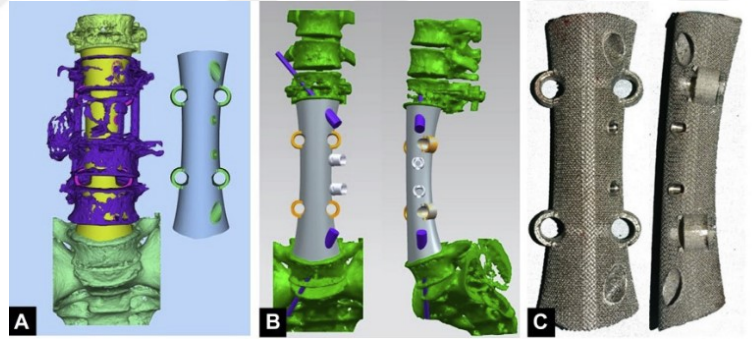
Wu ve arkadaşlarını yaptığı çalışmada sağlıklı servikal, torasik ve lomber vertebraların bilgisayarlı tomografi (BT) görüntülerini ilgili 3B baskılı modelleriyle karşılaştırmış ve 3B modellerin güçlü anatomik korelasyona sahip olduğunu göstermişlerdir [113].

Wu ve arkadaşları yaptıkları diğer bir çalışmada, kadavra pelvisleri ve bu pelvisleri temsil eden 3B baskılı modellerin doğruluğu değerlendirilmiş ve aralarında önemli bir benzerlik olduğu gösterilmiştir [114].

McMenamin ve arkadaşlarının yaptığı çalışmada , eklemeli imalat ile üretilen modellerin sadece yapısal radyolojik verileri doğru bir şekilde temsil etmekle kalmayıp, aynı zamanda hava ve sıvı dolu negatif boşlukları da doğru bir şekilde temsil etmiştir [115].

Son yıllarda, 3B yazıcı teknolojisinin omurga cerrahisi alanında uygulanması muazzam ve önemli ilerlemeler kaydetmiştir [116]. 3B yazıcı teknolojisi ile kötü huylu tümörlü, omurgaya alınan darbe sebebiyle hasar almış, skolyoz hastalığı gibi birçok sebepten dolayı hasar almış omur veya omurların yerine geçebilecek omurların imalatı eklemeli imalat teknolojisiyle birlikte gerçekleştirilebilmektedir.

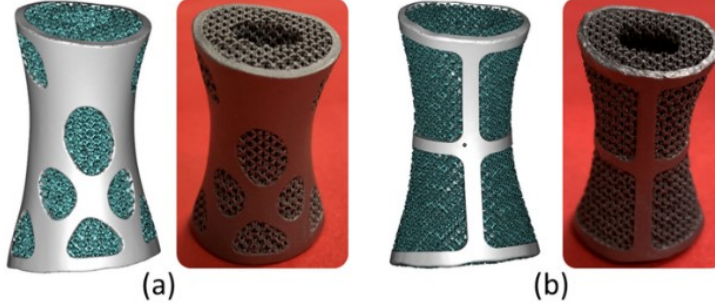
Chin ve arkadaşlarının yaptığı çalışmada ise , MIMICS 15.0 programından yararlanarak preoperatif görüntüleme sonrası Şekil 1.17'deki 3B tasarım yapılmıştır. Tasarımı yapılan implant yalnızca osseointegrasyon sağlamakla kalmayıp aynı zamanda üst ve alt komşu vertebra gövdelerine sabitlemeye izin veren gözenekli titanyum alaşımlı bir vertebral protez şeklinde tasarlanılmış ve üretilmiştir. Böylece geleneksel yöntemlerle üretimi yapılan implantlar ile elde edilemeyen kemik oluşumu ve oluşum hızı artırılmıştır [117].



Şekil 1.17 : MIMICS programında tasarlanan (A,B) ve 3B yazıcıda imalatı yapılan omurga implantı(C) [112]

Kang ve arkadaşlarının yaptığı çalışmada da , hafif, yüksek mukavemetli ve yüksek stabiliteye sahip yapay vertebral implantı (AVI) tasarlamak için çeşitli normal spinal aktivitelere dayalı çok amaçlı optimizasyon metodolojisi geliştirmeyi amaçlanmıştır. Şekil 1.18'de gösterilen iki tip AVI için biyomekanik performans analiz edilmiş ve farklı yükleme koşulları altında sonlu elemanlar yöntemiyle karşılaştırılmıştır. Bu implantlar, seçici lazer eritme teknolojisi ile üretilmiş ve basma testi ile değerlendirilmiştir. Optimize edilmiş implantın, maksimum basma kuvveti açısından

kafes implanttan yaklaşık 2 kat daha dayanaklı olduğu görülmüştür. Bu da optimize edilmiş implantın yapısal gereksinimlerinin karşılayabileceğini göstermiştir. Son olarak da, optimize edilmiş implant klinik uygulamada kullanılmış ve kısa vadeli iyi klinik sonuçlar elde edilmiştir [118].



Şekil 1.18 : Topoloji optimizasyonlu AVI (a) ve geleneksel kırılgan AVI (b) için geometrik model ve 3D baskılı numune [113]

Buraya kadar omurga hakkında anatomik bilgi, implant çeşitleri ve eklemeli imalat yöntemi hakkında bilgiler verilmiştir.

1.4 Tezin Organizasyonu

1. bölümde, tezin giriş kısmı, amaçları ve omurga hakkında anatomik bilgiler, implant çeşitleri ve bu implantlarda yaygın olarak kullanılan biyomalzemeler hakkında bilgiler ve imalat yöntemi olan eklemeli imalat hakkında bilgiler içeren literatür incelemesi sunulmaktadır.
2. bölümde, tez kapsamında kullanılan kompozit malzemenin matris ve takviye malzemeleri hakkında bilgi verilmiştir. Daha sonrasında omur implantının tasarımı ve imalat prosesleri olan ekstrüzyon ve eklemeli imalat hakkında bilgi verilmiştir.
3. bölümde, implantın imali için kullanılan malzemelerin seçilen bir malzeme modeline göre homojenizasyon işleminin yapılarak katılık matrisinin elde edilmesinin ve son olarak yapılan analizlerin detayları ve sonuçları verilmiştir.
4. bölümde, mekanik karakterizasyon testlerinin detayları verilmiştir.
5. bölümde, bulgular hakkında genel bir değerlendirme sunulmaktadır. Bu bölümün amacı, tez sonuçlarını özetlemek ve elde edilen sonuçların yapılan bir başka çalışma ile karşılaştırılması verilmiştir. Son olarak, yapılan çalışmanın devamı olarak gelecekte yapılabilecek çalışmalar hakkında bilgi verilmiştir.

2. MALZEME VE YÖNTEM

Literatür araştırmaları sonucunda geleneksel yöntemlerle ve sıklıkla kullanılan biyomalzeme olan Ti ve Ti alaşımlarının oluşturduğu problemlere çözüm niteliği taşıyan yeni malzeme formülasyonu ve bu formülasyona uygun malzeme modeli seçimi yapılmıştır. Seçilen bu malzeme formülasyonu PEEK ve CNT malzemelerinden oluşmaktadır. PEEK kompozitin matrisi, CNT ise katkı malzemesidir. PEEK malzemesine %1 k oranında CNT karıştırılmıştır.

LFS (Lateral Fiksasyon Sistemi)'ne uygun omur implantı tasarımı yapılmıştır. Hasarlı omurun gövde kısmı çıkarılıp yerine implant konulmuştur. İmplantın stabilizasyonunu sağlayabilmek için iki adet vida ve bir adet rod kullanılmıştır.

Malzeme formülasyonu belirlenen kompozit malzemenin mekanik karakterizasyon işlemleri için test numuneleri eklemeli imalat teknolojisi ile üretilmiştir.

2.1 Malzemeler

Bu tez kapsamında kullanılan kompozit malzemesinin takviye malzemesi olan (-COOH) fonksiyonlaştırılmış CNT Nanografi Nano Teknoloji firmasından temin edilmiştir. Matris malzemesi olan VESTAKEEP 2000 G - PEEK ise EVONIK firmasından tedarik edilmiştir. Çizelge 2.1'de CNT malzeme özellikleri verilmiştir.

Çizelge 2.1 : CNT Malzeme Özellikleri

Malzeme Özellikleri	Değerler
Safılık	> %96
(-COOH) İçeriği	> %0.70 k
Renk	Siyah
Elastisite Modülü	5.49 TPa
Yoğunluk	2.4 (g/cm ³)
Poisson Oranı	0.3
Yüzey Alanı	65 (m ² /g)
Dış Çap	28-48 nm
Uzunluk	10-25µm

Çizelge 2.2’de bu tez kapsamında kullanılan PEEK malzemesine ait özellikleri verilmiştir.

Çizelge 2.2 : PEEK Malzeme Özellikleri	
Malzeme Özellikleri	Değerler
Elastisite Modülü	3150 MPa
Çekme Modülü	3700 MPa
Yoğunluk	1.3 (g/cm ³)
Poisson Oranı	0.4
Akma Dayanımı	100 MPa
Akma Birim Şekil Değişimi	%5
Erime Sıcaklığı	320-340 (°C)

Yukarıda bahsedilen malzemelerden hangi oranda kullanıldığı hakkında bilgi 2.2’de verilmiştir.

2.2 Üretilen Kompozitlere Ait Kompozisyon

Yapılan literatür taraması sonucunda yüksek elastisite modülü ve dayanımına sahip olması ve implant matrisinin kırılma tokluğu ve darbe sönümleme gibi özelliklerinin geliştirilebilmesi için CNT takviye malzemesini kullanılmasına karar verilmiştir. Kullanılacak olan ekstrüder makinesinin hassasiyeti göz önüne alınarak tez kapsamında kullanılacak kompozit malzemesinin içerdiği katkı malzemesinin oranı Çizelge 2.3’ de verilmiştir.

Çizelge 2.3 : Malzeme Kompozisyon Tablosu

Malzemeler	Ağırlıkça Oran
PEEK	%99
CNT	%1

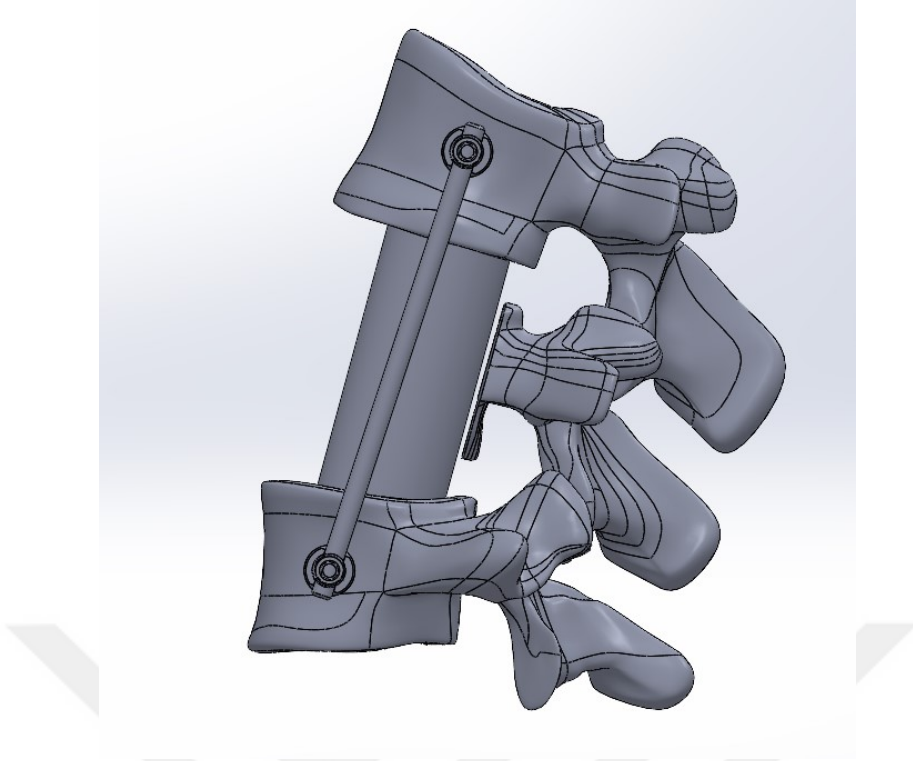
Tasarlanacak implant için malzeme kompozisyonu belirlendikten sonra uygulanacak ameliyat prosedürüne uygun implant tasarımı yapılmıştır. Yapılan bu tasarımın detayları 2.3’te verilmiştir.

2.3 Omur Gövdesi Yerine Kullanılacak İmplant Tasarımı

Lomber omurga, insan iskelet sisteminin en önemli yük taşıyan yapılarından biridir. Vücudun üst bölgesinin yükünü taşır ve iç organları korur. Bununla birlikte,

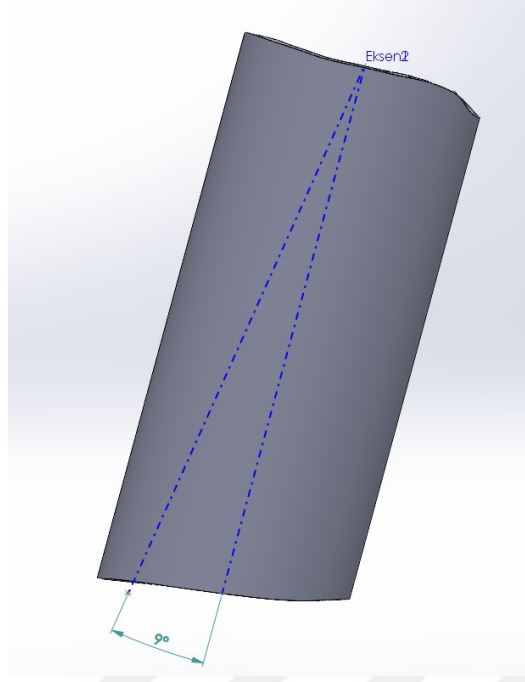
tümörler veya travma nedeniyle lumbar omurgada defektler (kusur) oluşabilir [119]. Bu defeklerin onarılmasında vida-rod fiksasyon sistemli yapay vertebral implant (AVI) omurga rekonstrüksiyonu (yeniden yapım) ana yöntemdir [120]. Lomber omurga rekonstrüksiyonu için lateral ve posterior fiksasyon sistemleri yaygın olarak kullanılmaktadır [121]. Lateral fiksasyon sistemi (LFS) esas olarak lomber omurganın arka yapısını koruyabilen iyi huylu omur gövdesi lezyonlarını yeniden yapılandırmak için kullanılır. Böylece yeniden yapılandırılmış omurganın stabilitesinin korunmasını kolaylaştırılır [122]. Ancak LFS, reseksiyon (bir yapının tamamının ya da bir kısmının çıkartılması) sırasında karın boşluğundan geçme ihtiyacı ve tüm lezyonların çıkarılmasının zorluğu nedeniyle cerrahlar için zor bir ameliyattır. Posterior yaklaşım, spinal kanala, foramenlere ve intradural içeriklere serbest erişime izin verdiği için dejenerasyon, travma ve tümörlerden kaynaklanan instabilite ve stenoza ele almak için yaygın olarak kullanılır. Ancak posterior fiksasyon sistemi (PFS) ile spinal rekonstrüksiyondan sonra, operasyon sırasında yumuşak doku hasarı nedeniyle hastaların hareket fonksiyonu genellikle olumsuz olarak etkilenir [123].

Yapılan literatür araştırması sonucunda LFS ile yapılan spinal rekonstrüksiyon işlemi için L4 omur gövdesinin işlevini yerine getirebilecek implant tasarımı yapılmıştır. Tasarımı yapılan implantın insan omurgasındaki davranışının belirlenebilmesi için yapılacak sonlu elemanlar analizi yapılmıştır. Bu analizde ilgili lumbar bölgenin (L3-L5) geometrilerinin belirlenebilmesi için çevrimiçi referanslar kullanılarak katı modeller elde edilmiştir. Şekil 2.1’de görüldüğü üzere deformasyon sebebi ile çıkartılan L4 omurunun gövdesi Solidworks 2020 programı kullanılarak çıkartılmış ve yerine tasarlanan implant konulmuştur.



Şekil 2.1 : L4 omur gövdesi imlantı ve LFS sistemi

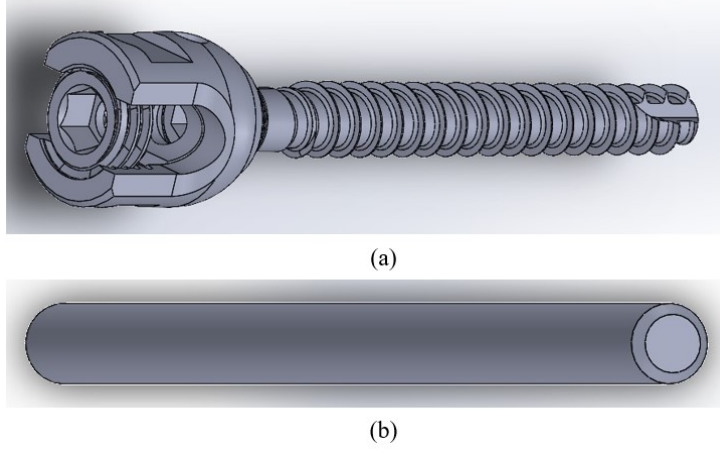
LFS kullanılarak yapılan spinal rekonstrüksiyon ameliyatlarında yumuşak doku çıkartılarak omur implantı üst ve alt bölgede bulunan omur gövdesine oturtturulur. Bu tez kapsamında tasarımı yapılan omur gövdesi implantının geometrik ölçüleri bu doğrultuda verilmiştir. Tasarım Solidworks 2020 yazılımı ile yapılmıştır. Şekil 2.2’de görüldüğü üzere implantın alt ve üst yüzeyleri düz yüzeyler (ing: flat surface) değildir. Bu yüzeyler bağlandıkları yüzeylerin geometrisine tam oturacak (ing: anatomical surface) şekildedir. Detaylı ölçü bilgisi için teknik resim Ek A da paylaşılmıştır. Şekil 2.2’de görüldüğü üzere omur implantı belirli bir açı ile konumlandırılmıştır.



Şekil 2.2 : L4 omur gövdesi imlantı

Eğim açısı γ , sagital düzlemde belin fizyolojik eğriliğini temsil etmek için kullanılır ve global dikey eksen ile sagital düzlemde de hem L3 hem de L5 uç plakalarının (ing: Endplate) merkezlerinden geçen bir çizgi arasındaki açının izdüşümü olarak tanımlanmıştır. Eğim açısının insan omurgasındaki L3 segmenti için normalde $0^\circ - 9^\circ$ aralığında olduğu bilinmektedir. Bu nedenle, bu çalışma için $0^\circ - 9^\circ$ aralığını kapsayacak şekilde γ tasarımı oluşturulmuştur. Periferik sinir sistemine (çevresel sinir sistemi) daha fazla zarar vermemek için omur gövdesi normalde posterior bir konumdan ziyade merkezi bölgede konumlandırılmıştır [122].

L4 omur gövdesi yerine yerleştirilecek implantın ve lomber bölgenin stabilitesini sağlayabilmek için, sırasıyla L3 ve L5 omur gövdelerinin arasına yerleştirilmiş Şekil 2.3 'de gösterilen çubuk ($\varnothing 4.5$ mm) ve iki vida ($\varnothing 5 \times 38$ mm) kullanılmıştır.



Şekil 2.3 : LFS elemanları (a) Vida (b) Rod

2.4 PEEK Matrisli Kompozitlerin İmalatı

Kompozit malzemenin katkı malzemesi olan CNT fonksiyonlaştırılmış CNT olduğu için imalat öncesi hazırlık işlemlerine gerek duyulmamıştır. Takviye malzemesi olan CNT ve matris malzemesi olan PEEK eriyik halde karıştırılmıştır. İlk önce filament şeklinde ekstrüderden çıkan bu karışım kesici yardımıyla granül hale getirilmiştir. Dolayısı ile karışım granül beslemeli üç boyutlu yazıcı için uygun forma getirilmiştir. Bu bölümde imalat işlemleri aşağıda detaylı şekilde anlatılmıştır.

2.4.1 Çift vidalı ekstrüder

Tez kapsamında kullanılacak olan kompozit malzemenin homojen bir yapıya sahip olması gerekmektedir. Bu kapsamda matris ve takviye malzemesi çift vidalı bir ekstrüder yardımıyla karıştırılarak homojen bir kompozisyon elde edilmiştir.

İlk olarak PEEK granülerinde saklama koşullarından kaynaklı hapsolme ihtimali olan nemi ortadan kaldırmak için 150 °C’de vakumlu bir fırında 3 saat süreyle kurutulmuştur. Toz halindeki CNT ve PEEK granüllerinden , 12 mm L:D oranı, $L/D = 22$ vida çapına sahip birlikte dönen bir çift vidalı ekstrüder kullanılarak kompozit malzeme filament formunda imal edilmiştir. Çift vidalı ekstrüder 6 bölgeden oluşmaktadır ve kullanılan malzemelerin erime sıcaklığına erişebilmek için sıcaklık değerleri besleme bölgesi için 47.5 °C, 1’inci bölge için 325 °C, 2’nci bölge için 330

°C ve 3'üncü bölge için 340 °C, 4'üncü bölge için 340 °C, adaptör bölgesi için 360 °C olarak ayarlanmıştır. Vida hızı 60 devir/dakika olarak belirlenmiştir. Şekil 2.4'de bölgelere ait sıcaklıklar görülmektedir.



Şekil 2.4 : Karışım malzemesi imalatında kullanılan çift vidalı ekstrüderin proses parametreleri

Çizelge 2.4'de karışım imalatında İTÜ ARC araştırma merkezinde bulunan Kökbir markasına ait çift vidalı ekstrüderin özellikleri yer almaktadır.

Çizelge 2.4 : Ekstrüdere ait yapısal özellikler

Özellik	Değer
L/D	22
Vida hızı	210 rpm
Vida çapı	12 mm
İşlem Sıcaklığı	Max 420 °C

Şekil 2.5'de ekstrüder, makara ve kesicinin resimleri verilmiştir. Çift vidalı ekstrüderde elde edilen filament makaraların arasından geçerek kesiciye ulaşır. Ulaşan bu filament kesici yardımıyla granül hale getirilmiştir.



(a) ekstrüder



(b) makara



(c) kesici

Şekil 2.5 : Kompozitlerin imalatı için gerekli karışımın elde edildiği çift vidalı ekstrüder

2.4.2 Granül ekstrüzyon tipi üç boyutlu yazıcı ile kompozitlerin imalatı

Kullanılacak olan granül ekstrüzyon tipi üç boyutlu yazıcının imalat prensibi, bir erimiş termoplastiğin katman katman imal edilecek geometri formunda biriktirilmesine dayanır. Bu tip üç boyutlu yazıcı ile parça imali için, üç boyutlu yazıcıya malzemenin granül halinde verilmesi gerekmektedir.

Bu tez kapsamında Yizumi firmasına ait SpaceA-900-500-S kodlu üç boyutlu yazıcı kullanılmıştır. Kullanılan bu yazıcı, boyut olarak en küçük boyuta sahip, yazıcı üzerinde küçük robotun olması 700 mm alanlara erişebilmesi ve kullanım alanının çok geniş olması gibi birçok efektif özelliklere sahiptir. Kullanılan bu yazıcıya ait özelliklerin detayı Çizelge 2.5'te verilmiştir.

Çizelge 2.5 : Yizumi SpaceA-900-500-S üç boyutlu yazıcı özellikleri

Özellik	Birim	Değer
Max.verim	cm^3/h	1500
Vida çapı	mm	16
Vida dönüş hızı	rpm	130/250
Robot ağırlığı	kg	10
Robot kol uzunluğu	mm	900
Pnömatik basınç	bar	8
Pnömatik akış	L/min	500
Max.güç	W	900
Voltaj	V	400
Akım	A	32
Isıtma bölgeleri	-	4
Isıtma gücü	W	400
Makine boyutu	m	1600x1100x2300
Makine ağırlığı	kg	780

Kullanılan cihazın görseli Şekil 2.6 'de verilmiştir.



Şekil 2.6 : Yizumi SpaceA-900-500-S kodlu üç boyutlu yazıcı



3. KOMPOZİT BAZLI SPİNAL İMPLANTIN TASARIMI, MÜHENDİSLİK HESAPLARI VE NÜMERİK ANALİZLER

İmplant tasarımında kullanılacak malzeme formülasyonuna uygun olarak seçilen mikro mekanik malzeme homojenizasyon adımlarının detayları anlatılmıştır. Kompozit malzemenin elde edilen malzeme özellikleri kullanılarak bir insanın omurgasının günlük olarak maruz kaldığı ayakta durma, ayakta dururken y eksenini etrafında dönme, ayakta dururken geriye doğru esneme ve ayakta dururken sağa doğru eğilme hareketleri için sonlu elamanlar yöntemi ile analizler yapılmıştır. Bunlara ek olarak implant üzerinde oluşan gerilmelerin mukavemet hesaplamaları yapılmıştır.

3.1 Homojenizasyon İşlemleri

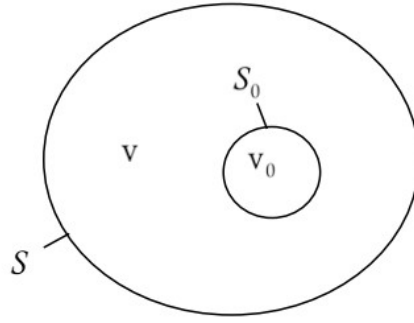
Bu tez kapsamında kullanılan kompozit malzemesinin matris malzemesi olan PEEK ve katkı malzemesi olan CNT'nin homojenizasyon işlemi hakkında bilgiler verilmiştir. Matris olarak adlandırılan bir ana malzeme ve özellikleri matristen farklı mikro boyutta parçacıklardan oluşan parçacık takviyeli kompozit malzeme, homojen olmayan bir dağılıma sahip olabilir. Homojenizasyon işlemi, kompozit malzemesinin modellemesinde kullanılmaktadır. Homojenizasyon işlemi ile kompozitin eşdeğer mekanik özelliklerinin matematiksel olarak hesaplanabilmektedir.

3.1.1 Mikro-mekanik matematiksel modeller ile eşdeğer malzeme özelliklerinin belirlenmesi

Literatürde görülebileceği gibi, nanoparçacık takviyeli kompozitlerin elastik özelliklerini, takviye maddesinin geometrisi ve yönüne ve matrisin elastik özelliklerine dayalı olarak tahmin etmek için birkaç model vardır. Bu tez kapsamında Mori-Tanaka yöntemi kullanılmıştır.

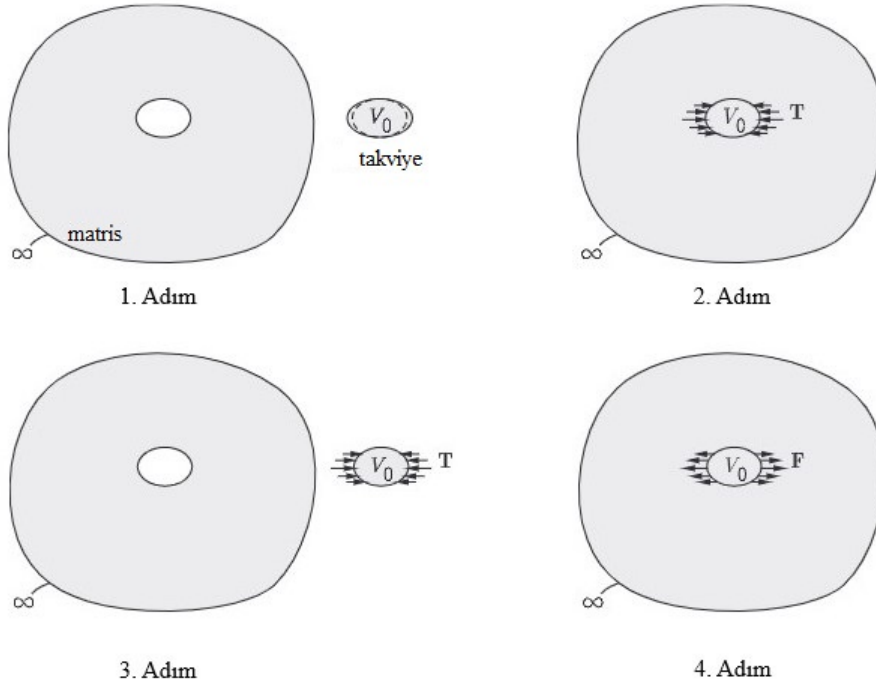
3.1.1.1 Eshelby tensörü

Eshelby tensörü, sürekli bir ortam içinde küresel bir katkı malzemesi nedeniyle oluşan birim şekil değişimi üzerindeki etkiyi ifade etmek için türetilmiş bir tensördür. Eshelby tensörünün türetilmesinde, Şekil 3.1’de gösterildiği üzere, hacim v ve yüzey alanı S olan, katkı malzemesinin hacmi v_0 ve yüzey alanı S_0 olan homojen bir lineer elastik katıya sahip olduğumuz varsayılmıştır [124].



Şekil 3.1 : S_0 yüzeye ve v_0 hacminde katkıya sahip elastik bir malzeme [114]

Eshelby tensörünü elde etmek için sonsuz büyüklükteki bir matristen bir ellipsoid kesiti alınır. Bu kesitin boyutu ve şekli değiştirilerek bir ekgenlemeye (ing: eigenstrain) maruz kalır. Son olarak, eski şekline ve boyutuna dönüştürülür ve matris içine geri yerleştirilir. Bu işlemler sonucunda S tensörü, Eshelby tensörü olarak adlandırılır [125]. Şekil 3.2’de Eshelby tensörünün elde edilişi gösterilmektedir.



Şekil 3.2 : Eshelby problemi adımları [125]

Eşitlik 3.1 'de Eshelby tensörünün elde edilişi gösterilmektedir.

$$e_{ij}^c = S_{ijkl} e_{kl}^* \quad (3.1)$$

S_{ijkl} Eshelby tensörünü ifade etmektedir. Eshelby tensörü, katkı malzemesi içindeki kısıtlanmış birim şekil değişimini ifade etmektedir [124].

Eshelby tensörü, birim şekil değişimleri arasındaki ilişki ile elde edildiğinden dolayı Eşitlik 3.2'de görüldüğü üzere küçük simetri koşulunu sağlarken ana simetri koşulunu sağlamamaktadır [124].

$$S_{ijkl} = S_{jikl} = S_{ijlk}, \quad S_{ijkl} \neq S_{klij} \quad (3.2)$$

v_0 hacmi, küresel katkılar için Eşitlik 3.3'de gösterilmiştir.

$$\left(\frac{x'}{a}\right)^2 + \left(\frac{y'}{b}\right)^2 + \left(\frac{z'}{c}\right)^2 \leq 1 \quad (3.3)$$

a , b ve c sırası ile x' , y' ve z' eksenleri boyunca silindirik boyutu ifade etmektedir.

Eshelby tensörü için boyuta bağlı olarak farklı ifadeler elde edilebilir.

Fiber benzeri silindirik şeklindeki katkı malzemeleri için Eshelby tensörü aşağıdaki denklemler ile ifade edilebilir [126].

$$S_{1111} = \frac{1}{2(1-v_0)} \left\{ 1 - 2v_0 + \frac{3\alpha^2 - 1}{\alpha^2 - 1} - \left[1 - 2v_0 + \frac{3\alpha^2}{\alpha^2 - 1} \right] g \right\} \quad (3.4)$$

$$S_{2222} = S_{3333} = \frac{3}{8(1-\nu_0)} \frac{\alpha^2}{\alpha^2-1} + \frac{1}{4(1-\nu_0)} \left[1 - 2\nu_0 - \frac{9}{4(\alpha^2-1)} \right] g \quad (3.5)$$

$$S_{2233} = S_{3322} = \frac{1}{4(1-\nu_0)} \left\{ \frac{\alpha^2}{2(\alpha^2-1)} - \left[1 - 2\nu_0 + \frac{3}{4(\alpha^2-1)} \right] g \right\} \quad (3.6)$$

$$S_{2211} = S_{3311} = -\frac{1}{2(1-\nu_0)} \frac{\alpha^2}{\alpha^2-1} + \frac{1}{4(1-\nu_0)} \left\{ \frac{3\alpha^2}{\alpha^2-1} - (1-2\nu_0) \right\} g \quad (3.7)$$

$$S_{1122} = -\frac{1}{2(1-\nu_0)} \left[1 - 2\nu_0 + \frac{1}{\alpha^2-1} - \left[1 - 2\nu_0 + \frac{3}{2(\alpha^2-1)} \right] g \right] \quad (3.8)$$

$$S_{1133} = -\frac{1}{2(1-\nu_0)} \left[1 - 2\nu_0 + \frac{1}{\alpha^2-1} - \left[1 - 2\nu_0 + \frac{3}{2(\alpha^2-1)} \right] g \right] \quad (3.9)$$

$$S_{2323} = S_{3232} = \frac{1}{4(1-\nu_0)} \left\{ \frac{\alpha^2}{2(\alpha^2-1)} + \left[1 - 2\nu_0 - \frac{3}{4(\alpha^2-1)} \right] g \right\} \quad (3.10)$$

$$S_{1212} = \frac{1}{4(1-\nu_0)} \left\{ 1 - 2\nu_0 - \frac{\alpha^2+1}{\alpha^2-1} - \frac{1}{2} \left[1 - 2\nu_0 - \frac{3(\alpha^2+1)}{\alpha^2-1} \right] g \right\} \quad (3.11)$$

$$S_{1313} = \frac{1}{4(1-\nu_0)} \left\{ 1 - 2\nu_0 - \frac{\alpha^2+1}{\alpha^2-1} - \frac{1}{2} \left[1 - 2\nu_0 - \frac{3(\alpha^2+1)}{\alpha^2-1} \right] g \right\} \quad (3.12)$$

ν_0 matrisin Poisson oranını, α katkı malzemesinin boy/çap oranını ($= l/d$) ifade etmektedir. Yukarıda verilen eşitliklerde yer alan g değeri Eşitlik 3.13 'de verilmiştir.

$$g = \frac{\alpha}{(\alpha^2-1)^{3/2}} \{ \alpha(\alpha^2-1)^{1/2} - \cosh^{-1} \alpha \} \quad (3.13)$$

Bu tez kapsamında katkı malzemesi olarak kullanılacak olan CNT fiber benzeri silindirik şekle sahiptir. Dolayısı ile Eshelby tensorlerinin hesaplanabilmesi için fiber benzeri silindirik şekil eşitlikleri kullanılmıştır [124].

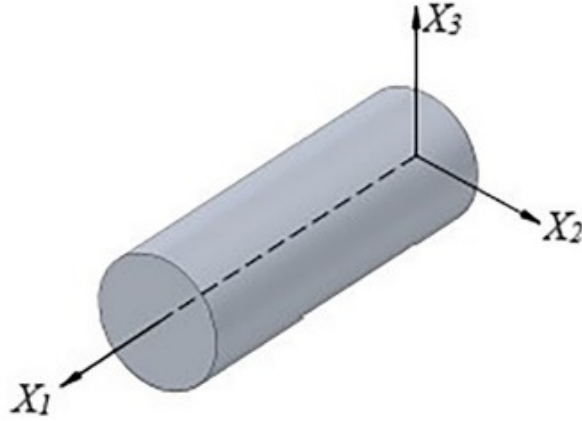
3.1.1.2 Mori-Tanaka modeli (MT)

Heterojen yapıya sahip olan kompozit malzemelerde, mikro boyuttaki özellikler esas alınarak makro boyuttaki özelliklerin tahmin edilmesi sağlanır. Bu amaca ulaşabilmek için Jonh D. Eshelby tarafından Eshelby eşdeğer dönüşüm tensörü oluşturulmuştur. Mori-Tanaka yönteminde, Eshelby çözümüne dayandırılan yöntem kullanılarak gerilmesiz birim şekil değişimi (eigenstrain) yapan malzemelerin matrisindeki ortalama gerilme elde edilir. Bu yöntemde, elipsoid geometiye sahip bir katkı maddesi temel alınır. Bu yöntem kullanılarak homojenleştirme yapılmış malzemenin etkin malzeme özellikleri, analitik ve kapalı bir şekilde elde edilebilmektedir. Bu yöntemin

avantajı parçaçık takviyeli kompozitlerin homojenleştirilmesinde kapalı ve analitik çözüm elde edilebilmesini sağladığından dolayı, işlemler basite indirgenebilmektedir ve gerçeğe daha yakın sonuçlar elde edilmesi sağlamaktadır [127].

MT yöntemi etkili bir alan teorisidir. Bu yöntem, Eshelby'nin homojen olmama durumu için esneklik yöntemine dayanmaktadır. Bu yöntemde, dördüncü derece tensörler yardımıyla matris ile katkı malzemelerinin özellikleri kullanılarak eşdeğer malzeme özellikleri tahmin edilir. Bu yöntemde, üretilecek kompozitin katılık matrisini tahmin etmek için hem matrisin hem de takviyelerin üç boyutlu elastik parametrelerine ihtiyaç vardır [127].

CNT'ler izotropik bir malzeme olarak kabul edilebilmektedir. CNT'ler Şekil 3.3'de gösterildiği üzere $x_1 - x_2$ asallerine konumlandırıldığında x_3 eksenine dik olduğu kabul edilebilmektedir. CNT'nin elastik modülü (E_{11} ve E_{22}), kayma modülü (G_{13}) ve Poisson oranları (ν_{12} ve ν_{23}) birbirinden bağımsız parametrelerdir. Bu parametreler sayesinde CNT'nin elastik davranışı açıklanabilmektedir [128].



Şekil 3.3 : Karbon nanotüpün (CNT) eşdeğer fiber modelinin şematik gösterimi [128]

MT'nin matematiksel model ifadesi dördüncü dereceden enine izotropik tensörleri içerir. Bu matematiksel model, k , l , n , m ve p olarak adlandırılan Hill Parametreleri kullanılarak basitleştirilmiştir [128].

Bu matematiksel model, Eşitlik 3.14’de verilmiştir.

$$\sigma_{ij} = C_{ijkl} : \varepsilon_{ij}, \quad \left\{ \begin{matrix} \sigma_{11} \\ \sigma_{22} \\ \sigma_{33} \\ \sigma_{44} \\ \sigma_{55} \\ \sigma_{66} \end{matrix} \right\} = \begin{bmatrix} n & l & l & 0 & 0 & 0 \\ l & k+m & k-m & 0 & 0 & 0 \\ l & k-m & k+m & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 2m & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & 2p & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 2p \end{bmatrix} \left\{ \begin{matrix} \varepsilon_{11} \\ \varepsilon_{22} \\ \varepsilon_{33} \\ 2\varepsilon_{44} \\ 2\varepsilon_{55} \\ 2\varepsilon_{66} \end{matrix} \right\} \quad (3.14)$$

Matris ve diğer katkı malzemelerin katılık matrisi, Hill parametreleri cinsinden aşağıdaki denklemler ile ifade edilebilir [128].

$$k_r = \frac{E_2}{2(-2\nu_{12}\nu_{21} - \nu_{23} + 1)}, \quad l_r = \frac{E_2\nu_{12}}{(-2\nu_{12}\nu_{21} - \nu_{23} + 1)} \quad (3.15)$$

$$m_r = \frac{E_2}{2(1 + \nu_{23})}, \quad n_r = \frac{(1 - \nu_{23})E_2}{(-2\nu_{12}\nu_{21} - \nu_{23} + 1)}, \quad p_r = G_{12} \quad (3.16)$$

Yukarıdaki denklemler kullanılarak üretilecek kompozitin matris ve katkı malzemelerinin katılık matrislerini elde edilir. Tez kapsamında kullanılacak olan kompozitin katılığı, genellikle katkı malzemelerin birim şekil değişim konsantrasyon faktörü ile kompozitin katılığı arasındaki ilişkiyle hesaplanır. Üretilecek kompozit malzemenin MT formülü Eşitlik 3.17’de verilmiştir [129].

$$C^{MT} = C^m + \sum_{\alpha=1}^M c_{\alpha}(C^{\alpha} - C^m)A^{\alpha} \quad (3.17)$$

C^{MT} kompozit malzemenin rijtlik matrisini, C^m matrisin rijtlik matrisini C^{α} katkı malzemesinin rijtlik matrisini ifade etmektedir. c_{α} , katkı malzemesinin hacimsel oranını, M katkı malzemelerinin toplam sayısını ifade etmektedir. A^{α} deformasyon konsantrasyon tensörünü ifade eder. Eşitlik 3.18 ve Eşitlik 3.19 ile elde edilir.

$$A_m^{\alpha} = [I + S^{\alpha}(C^m)^{-1}(C^{\alpha} - C^m)]^{-1} \quad (3.18)$$

$$A^{\alpha} = A_m^{\alpha}[c_m I + \sum_{\beta=1}^M c_{\beta} A_m^{\beta}]^{-1} \quad (3.19)$$

Eşitlikler incelendiğinde, katkı malzemesine ait Eshelby tensörüne ihtiyaç vardır. Bu tez çalışmasında, CNT Şekil 3.3’te görüldüğü gibi fiber benzeri silindirik şekil olarak modellenmiştir. Bu yaklaşım sayesinde matris malzemesi olan PEEK’in elastik

özelliklerini kullanılarak CNT'ye ait Eshelby tensörleri elde edilir.

$$C^{MT} = C^{PEEK} + c_{CNT}(C^{CNT} - C^{PEEK})A^{CNT} \quad (3.20)$$

$$A^{CNT} = A_m^{CNT} [c_{PEEK}I + c_{CNT}A_m^{CNT}]^{-1} \quad (3.21)$$

$$A_m^{CNT} = [I + S_{CNT}(C^{PEEK})^{-1}(C^{CNT} - C^{PEEK})]^{-1} \quad (3.22)$$

Kompozit malzemenin homojen haldeki elastik davranışına ait dördüncü dereceden katılık matrisini elde etmek için Eşitlik 3.17'de yer alan MT formülü kullanılır. Bu formülde, C^{MT} matrisin tersi alınarak kompozit malzemenin mühendislik katsayıları elde edilmiştir [129].

$$C^{MT} = \begin{bmatrix} n & l & l & 0 & 0 & 0 \\ l & k+m & k-m & 0 & 0 & 0 \\ l & k-m & k+m & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 2m & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & 2p & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 2p \end{bmatrix} \quad (3.23)$$

$$\Downarrow$$

$$C^{MT^{-1}} = \begin{bmatrix} \frac{1}{E_1} & -\frac{\nu_{12}}{E_2} & -\frac{\nu_{31}}{E_3} & 0 & 0 & 0 \\ -\frac{\nu_{12}}{E_1} & \frac{1}{E_2} & -\frac{\nu_{32}}{E_3} & 0 & 0 & 0 \\ -\frac{\nu_{13}}{E_1} & -\frac{\nu_{23}}{E_2} & \frac{1}{E_3} & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & \frac{1}{G_{23}} & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & \frac{1}{G_{31}} & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & \frac{1}{G_{12}} \end{bmatrix}$$

Eşitlik 3.23'deki $C^{MT^{-1}}$ matrisi kullanılarak kompozite ait mühendislik katsayıları elde edilmiştir [130]. Bu işlemler için kullanılan Matlab kodu EK B'de verilmiştir.

$$E_{11} = \frac{1}{C_{11}^{MT^{-1}}}, \quad E_{22} = \frac{1}{C_{22}^{MT^{-1}}}, \quad E_{33} = \frac{1}{C_{33}^{MT^{-1}}} \quad (3.24)$$

$$G_{23} = \frac{1}{C_{44}^{MT^{-1}}}, \quad G_{31} = \frac{1}{C_{55}^{MT^{-1}}}, \quad G_{12} = \frac{1}{C_{66}^{MT^{-1}}} \quad (3.25)$$

$$\nu_{12} = -\frac{C_{12}^{MT^{-1}}}{C_{11}^{MT^{-1}}}, \quad \nu_{13} = -\frac{C_{13}^{MT^{-1}}}{C_{11}^{MT^{-1}}}, \quad \nu_{23} = -\frac{C_{23}^{MT^{-1}}}{C_{22}^{MT^{-1}}} \quad (3.26)$$

Bu tez kapsamında kullanılacak olan implant malzemesinin katılık matrisi Eşitlik 3.27 ile hesaplanmıştır.

$$C = \begin{bmatrix} n & l & l & 0 & 0 & 0 \\ l & k+m & k-m & 0 & 0 & 0 \\ l & k-m & k+m & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 2m & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & 2p & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 2p \end{bmatrix} \quad (3.27)$$

Hesaplamalar yapılırken Çizelge 3.1'deki değerler kullanılmıştır.

Çizelge 3.1 : Hesaplamalarda kullanılan değerler

Parametreler	Değerler
E_{PEEK}	3150 (MPa)
ν_{PEEK}	0.43
$E_{11_{CNT}}$	704000 (MPa)
$E_{22_{CNT}}$	345000 (MPa)
$\nu_{12_{CNT}}$	0.14
$G_{12_{CNT}}$	227000 (MPa)
$G_{23_{CNT}}$	227000 (MPa)

Eşitlik 3.27 ve Çizelge 3.1 kullanılarak kompozit malzemenin Çizelge 3.2'de verilen katılık matrisi elde edilmiştir.

Çizelge 3.2 : Mekanik homojenizasyon sonucu elde edilen kompozitlere ait eşdeğer malzeme özellikleri

CNT % k	E_{11}	E_{22}	E_{33}	G_{12}	G_{13}	G_{23}	ν_{12}	ν_{13}	ν_{23}
%1	3131	3171	3171	1113	1112	1113	0.4314	0.4314	0.4261

3.2 Analitik Çözüm

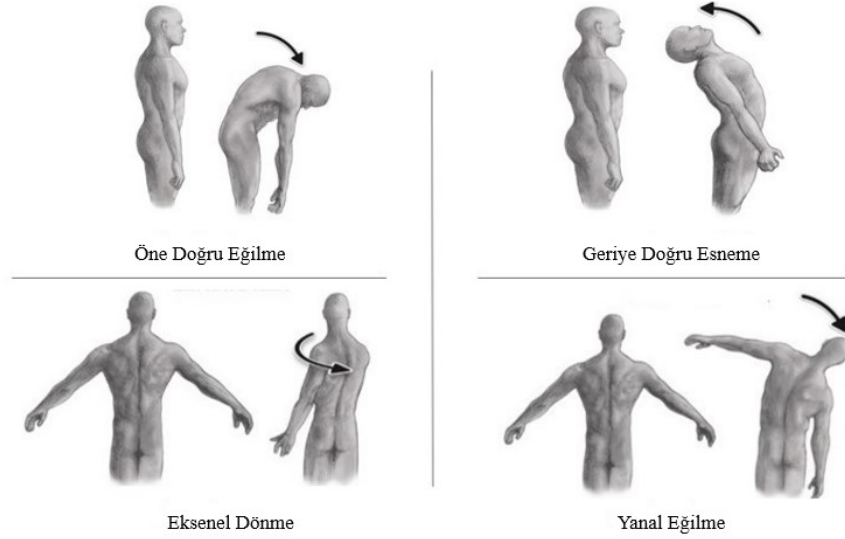
Bu tez kapsamında incelenen omur implantı üzerine gün içerisinde yapılan hareketleri ifade edebilmek için dört çeşit yükleme verilmiştir. Çizelge 3.3'de verilen yüklemelerin büyüklükleri verilmiştir.

Çizelge 3.3 : İmplant kesiti üzerine etki eden yükleme

Yüklemeler	Ayakta Durma	Fleksiyon / Ekstansiyon	Sağa/Sola eğilme	Eksenel dönme
Kuvvet ve Momentler	$F=1000N$	$M_x= 10Nm$	$M_y = 10Nm$	$M_z = 10Nm$

Bu dört çeşit yükleme bir insanın ayakta durduğu durumu, öne eğilme veya geriye

doğru esneme durumunu, sağa veya sola doğru eğilme ve bir eksen etrafında dönmesini ifade etmektedir. Şekil 3.4’de bu hareketler gösterilmiştir.



Şekil 3.4 : Günlük hareketlerin gösterimi [133]

Şekil 3.4’de gösterilen hareketler ve insanın ayakta hareketsiz bir şekilde durma halinde iken bir insan omuruna etki eden kuvvetler dört ana başlıkta incelenmiştir. Hesaplamalar 12.7 mm çapına sahip implant kesiti üzerinde yapılmıştır. İmplant kesiti üzerinde yapılacak hesaplamalar için implantın kutupsal atalet momenti (J), atalet momenti (I) ve yüklemelerin uygulandığı kesit alanının hesaplanması gerekmektedir. Atalet momenti Eşitlik 3.28, kutupsal atalet momenti Eşitlik 3.29 ve kesit alanı Eşitlik 3.30 ile hesaplanmıştır.

$$I = \frac{D^4 \pi}{64} \quad (3.28)$$

$$J = \frac{D^4 \pi}{32} \quad (3.29)$$

$$A = \frac{D^2 \pi}{4} \quad (3.30)$$

D , implantın çapını ifade etmektedir. Yukarıdaki eşitlikler kullanılarak elde edilen sonuçlar Çizelge 3.4 ’de verilmiştir.

Çizelge 3.4 : Sabit Değerler

Parametreler	Değerler
I	1276.98 (mm^4)
J	2553.96 (mm^4)
A	126.68 (mm^2)

Çizelge 3.4’de bulunan değerler ve Çizelge 3.3’de verilen yüklemeler kullanılarak Eşitlik 3.31, Eşitlik 3.32 ve Eşitlik 3.33 bulunan gerilmeler hesaplanmıştır.

$$\sigma_y(basma) = \frac{F}{A} \quad (3.31)$$

$$\sigma_y(egilme) = \frac{Mc}{I} \quad (3.32)$$

$$\tau_{xy} = \frac{Tc}{J} \quad (3.33)$$

$\sigma_y(basma)$ basma kuvveti sonucu elde edilen gerilmeyi, $\sigma_y(egilme)$ eğilme momenti sonucu elde edilen gerilmeyi, T burulma momentini ve τ_{xy} burulma momenti sonucu elde edilen kayma gerilmesini ifade etmektedir. c ise, tarafsız eksene olan mesafeyi ifade etmektedir. C için hesaplamalarda implantın yarıçap değeri alınmıştır.

Gerilmeler elde edildikten sonra, aşağıdaki eşitlikler kullanılarak incelenecek dört durum için maximum ve minimum asal gerilmeleri ve maximum kayma gerilmesi değerleri hesaplanmıştır. Son olarak ise, elde edilen değerler Mohr çemberinde gösterilmiştir.

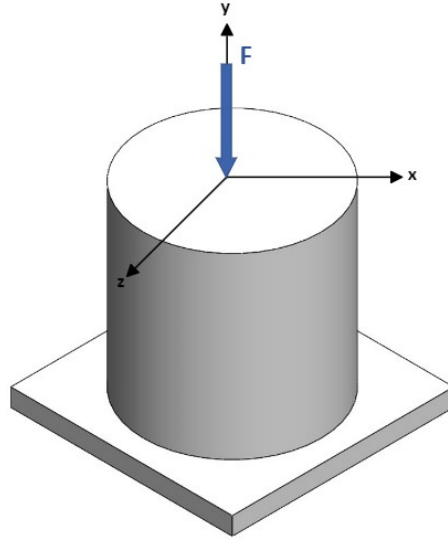
$$\sigma_{max} = \frac{\sigma_x + \sigma_y}{2} + \sqrt{\left(\frac{\sigma_x - \sigma_y}{2}\right)^2 + (\tau_{xy})^2} \quad (3.34)$$

$$\sigma_{min} = \frac{\sigma_x + \sigma_y}{2} - \sqrt{\left(\frac{\sigma_x - \sigma_y}{2}\right)^2 + (\tau_{xy})^2} \quad (3.35)$$

$$\tau_{max} = \sqrt{\left(\frac{\sigma_x - \sigma_y}{2}\right)^2 + (\tau_{xy})^2} \quad (3.36)$$

3.2.1 Ayakta sabit bir şekilde durma

Bu başlık altında, bir insanın ayakta dik şekilde durduğu durum incelenmiştir. Bu pozisyonda iken implant kesiti üzerine gelen yüklemeler Şekil 3.5’de gösterilmiştir.



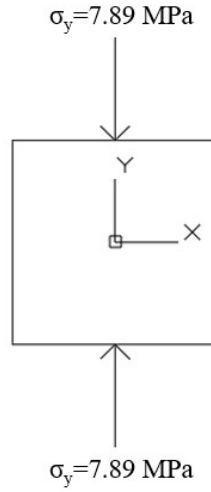
Şekil 3.5 : Ayakta sabit bir şekilde durma hali için implant kesiti üzerine etki eden yükleme

İmplant kesitinin alt yüzeyi ankastre mesnet ile sabitlenmiştir. Üst vücudun etki ettiği kuvvet F ile gösterilmiştir. İmplantın kesitine etki eden bu F kuvveti sadece basma gerilmesine neden olur. Çizelge 3.5’de, Eşitlik 3.31, Eşitlik 3.32 ve Eşitlik 3.33 kullanılarak elde edilen gerilme değerleri gösterilmiştir.

Çizelge 3.5 : Ayakta sabit bir şekilde durma hali için gerilme değerleri

Gerilmeler	Değerler
$\sigma_y(basma)$	-7.89 (MPa)
$\sigma_y(eğilme)$	0 (MPa)
$\sigma_y(toplam)$	-7.89 (MPa)
τ_{xy}	0 (MPa)

Çizelge 3.5’de verilen gerilmelerin asal gerilme durumu gösterimi Şekil 3.6’te verilmiştir.



Şekil 3.6 : Ayakta sabit bir şekilde durma hali için asal gerilme durumu

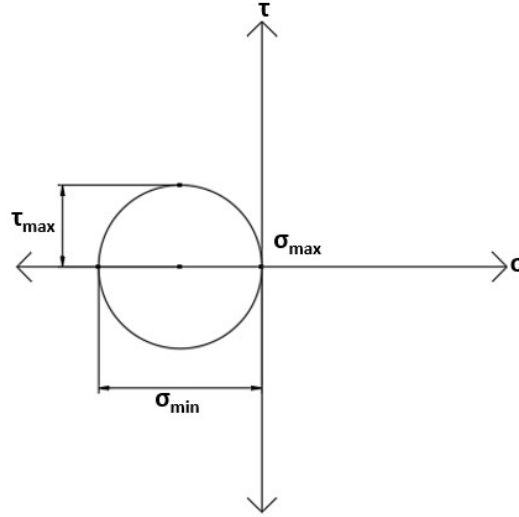
$\sigma_y(\text{toplama})$ ve τ_{xy} gerilme değerleri Eşitlik 3.34’de, Eşitlik 3.35’de ve Eşitlik 3.36’da yerine koyularak σ_{max} , σ_{min} ve τ_{max} değerleri hesaplanmıştır. Bu değerler Çizelge 3.6’de verilmiştir.

Çizelge 3.6 : Ayakta sabit bir şekilde durma hali için asal gerilme değerleri

Asal Gerilmeler	Değerler
σ_{max}	0 (MPa)
σ_{min}	-7.89 (MPa)
τ_{max}	3.95 (MPa)

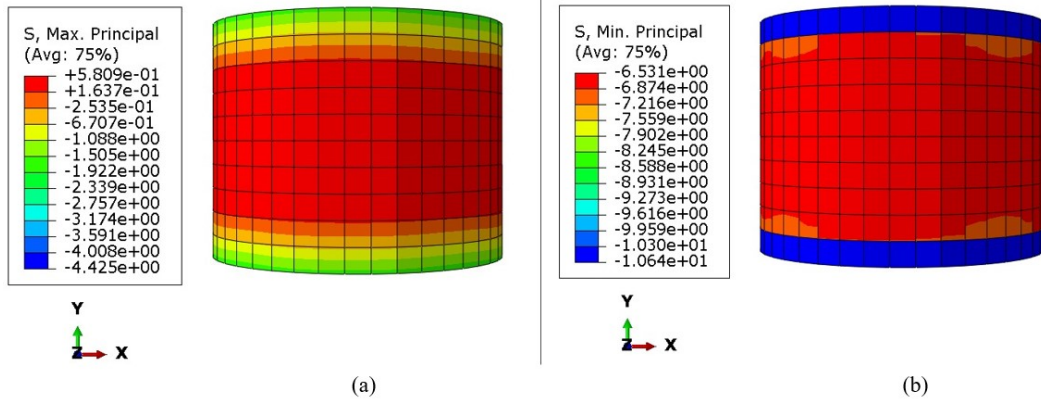
İmplant kesiti sadece basma gerilmesi etkisi altında olduğu için maksimum asal gerilme oluşmamıştır. Bundan dolayı $\sigma_y(\text{toplama})$ değeri $\sigma_y(\text{basma})$ değerine eşit çıkmıştır. İmplant kesiti üzerinde kayma gerilmesi oluşmadığı için $\sigma_y(\text{min})$ değeri $\sigma_y(\text{toplama})$ değerine eşit elde ediliyorken, $\tau(\text{max})$ değerinin $\sigma_y(\text{toplama})$ değerinin yarısına eşit olduğu gözlemlenmiştir. Çizelge 3.6’deki asal gerilme değerleri kullanılarak Mohr çemberi oluşturulmuştur.

Şekil 3.7’de Mohr çemberinin gösterimi verilmiştir.



Şekil 3.7 : Ayakta sabit bir şekilde durma hali için Mohr çemberi gösterimi

Analitik çözümden elde edilen sonuçları karşılaştırmak için Abaqus CAE programı kullanılarak statik analiz yapılmıştır. Sonlu elemanlar yöntemi ile yapılan analizde kullanılan yükleme ve sınır koşulları, ayakta sabit bir şekilde durma durumu için yapılan nümerik çözümleme ile aynıdır. Şekil 3.8’de, ayakta sabit bir şekilde durma durumunun maksimum ve minimum asal gerilme değerleri gösterilmiştir.

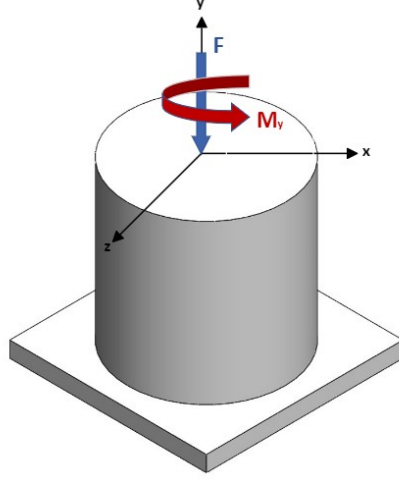


Şekil 3.8 : Ayakta sabit bir şekilde durma hali için asal gerilme değerleri (a) Maksimum asal gerilme (b) Minimum asal gerilme

Yapılan analiz sonucunda, maksimum asal gerilme değeri yaklaşık 0.16 MPa elde ediliyorken, minimum asalsek gerilme -6.87 MPa elde edilmiştir. Sonuçlar incelendiğinde, elde edilen değerlerin analitik çözüm sonucu neredeyse aynı çıktığı gözlemlenmiştir. Ufak farklılığın nedeni, çıktının elde edilme sayısının yeterli olmamasından dolayı kaynaklandığı düşünülmektedir.

3.2.2 Ayakta sabit bir şekilde dururken eksenel dönme durumu

Bir insanın ayakta dik şekilde dururken eksenel dönme durumu incelenmiştir. Bu pozisyonda iken implant kesiti üzerine gelen yüklemeler Şekil 3.9’de gösterilmiştir.



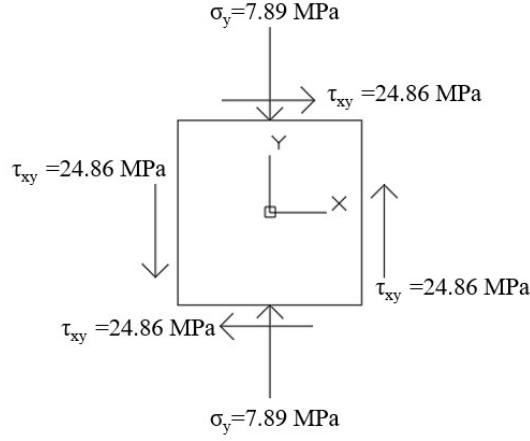
Şekil 3.9 : Ayakta sabit bir şekilde dururken eksenel dönme hali için implant kesiti üzerine etki eden yükleme

İmplant kesitinin alt yüzeyi ankastre mesnet ile sabitlenmiştir. Üst vücutun ağırlığı nedeniyle ortaya çıkan F kuvveti ile dönme hareketinin y eksenini boyunca oluşturduğu moment M_y gösterilmiştir. İmplantın kesitine etki eden bu F kuvveti sadece basma gerilmesine neden olurken, M_y momenti ise kayma gerilmesine neden olmaktadır. Çizelge 3.7’de, Eşitlik 3.31, Eşitlik 3.32 ve Eşitlik 3.33 kullanılarak elde edilen gerilme değerleri gösterilmiştir.

Çizelge 3.7 : Ayakta sabit bir şekilde dururken eksenel dönme hali için gerilme değerleri

Gerilmeler	Değerler
$\sigma_y(basma)$	-7.89 (MPa)
$\sigma_y(eğilme)$	0 (MPa)
$\sigma_y(toplam)$	-7.89 (MPa)
τ_{xy}	24.86 (MPa)

Çizelge 3.7’de verilen gerilmelerin asal gerilme durumu gösterimi Şekil 3.10’da verilmiştir.



Şekil 3.10 : Ayakta sabit bir şekilde dururken y eksenini etrafında dönme hali için asal gerilme durumu

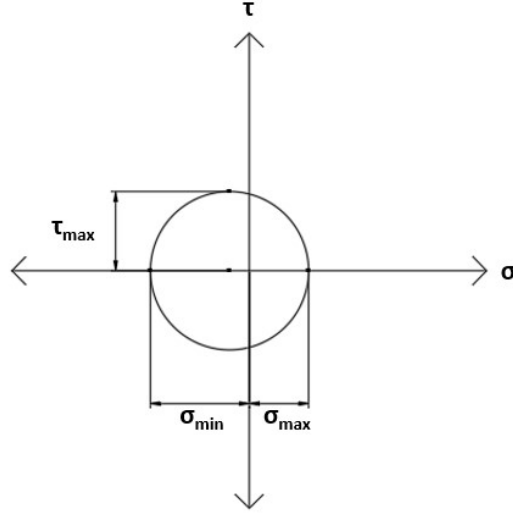
$\sigma_y(\text{toplama})$ ve τ_{xy} gerilme değerleri Eşitlik 3.34’de, Eşitlik 3.35’de ve Eşitlik 3.36’da yerine konularak σ_{max} , σ_{min} ve τ_{max} değerleri hesaplanmıştır. Bu değerler Çizelge 3.8’de verilmiştir.

Çizelge 3.8 : Ayakta sabit bir şekilde dururken eksenel dönme hali için asal gerilme değerleri

Asal Gerilmeler	Değerler
σ_{max}	21.33 (MPa)
σ_{min}	-29.12 (MPa)
τ_{max}	35.38 (MPa)

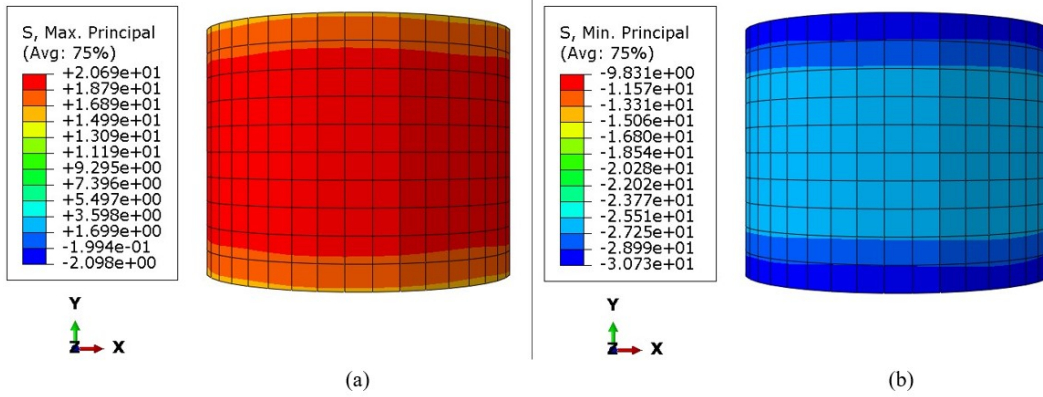
Çizelge 3.8’den hareketle implant kesiti basma gerilmesi ve kayma gerilmesi etkisi altındadır. Bundan dolayı ayakta sabit bir şekilde durma durumdan farklı olarak $\sigma_y(\text{max})$ değeri ve $\tau(\text{max})$ değerleri sıfırdan farklı elde edilmiştir. Ayrıca $\sigma_y(\text{min})$ değerinin $\sigma_y(\text{toplama})$ değerine eşit olmadığı gözlemlenmiştir. Çizelge 3.8’deki asal gerilme değerleri kullanılarak Mohr çemberi oluşturulmuştur.

Şekil 3.11’de Mohr çemberinin gösterimi verilmiştir.



Şekil 3.11 : Ayakta sabit bir şekilde dururken y eksenini etrafında dönme hali için Mohr çemberi gösterimi

Sonlu elemanlar yöntemi ile yapılan analizde kullanılan yükleme ve sınır koşulları, ayakta sabit bir şekilde dururken eksenel dönme durumu için yapılan nümerik çözümleme ile aynıdır. Şekil 3.12’de, ayakta sabit bir şekilde dururken eksenel dönme durumunun maksimum ve minimum asal gerilme değerleri gösterilmiştir.



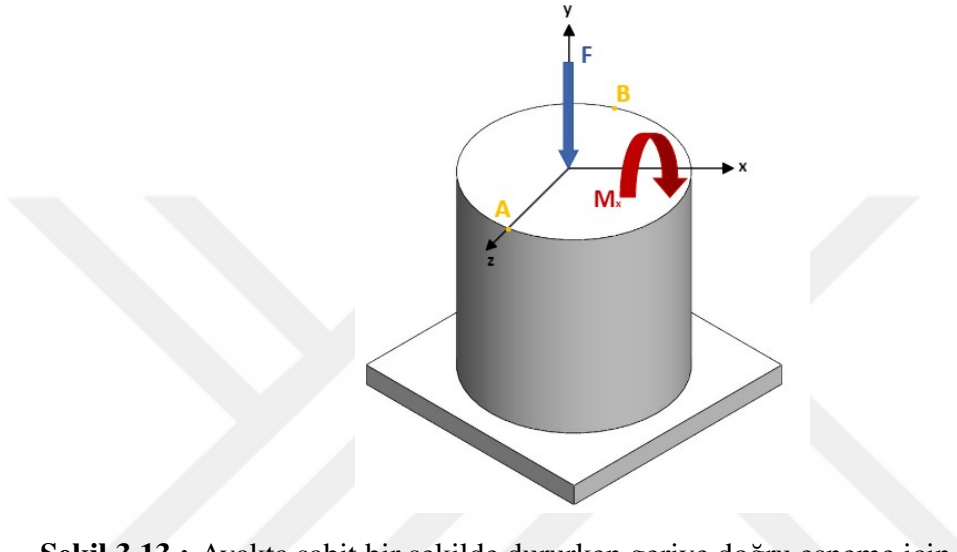
Şekil 3.12 : Ayakta sabit bir şekilde dururken eksenel dönme hali için asal gerilme değerleri (a) Maksimum asal gerilme (b) Minimum asal gerilme

Yapılan analiz sonucunda, maksimum asal gerilme değeri yaklaşık 20.69 MPa olarak elde ediliyorken, minimum asal gerilme -27.25 MPa olarak elde edilmiştir. Sonuçlar incelendiğinde, elde edilen değerlerin analitik çözüm sonucuna yaklaşık olarak aynı çıktığı gözlemlenmiştir. Küçük farklılığın nedeni, ilk durumdaki farklılık nedeni ile aynı olduğu düşünülmektedir. Ayakta sabit bir şekilde durma durumunda elde edilen sonuç ile karşılaştırıldığında uygulanan momentin etkisi net bir şekilde

gözlemlenmiştir. Bu etkiden dolayı maksimum ve minimum asal gerilmelerin değerlerinin arttığı görülmüştür.

3.2.3 Ayakta sabit bir şekilde dururken geriye doğru esneme durumu

Bu başlık altında, bir insanın ayakta dik şekilde dururken geriye doğru esneme hareketi incelenmiştir. Bu pozisyonda iken implant kesiti üzerine gelen yüklemeler Şekil 3.13’de gösterilmiştir.



Şekil 3.13 : Ayakta sabit bir şekilde dururken geriye doğru esneme için implant kesiti üzerine etki eden yüklemeler

İmplant kesitinin alt yüzeyi ankastre mesnet ile sabitlenmiştir. Üst vücudun ağırlığı olarak verilen F kuvveti ile geriye doğru esneme hareketinin x eksenı boyunca oluşturduğu moment M_x ile gösterilmiştir. İmplantın kesitine etki eden bu F kuvveti sadece basma gerilmesine neden olurken, M_x momenti ise eğilme gerilmesine neden olmaktadır. İmplant kesiti üzerinde verilen A noktası implantın ön yüzde bulunuyorken B noktası arka yüzeyinde bulunmaktadır.

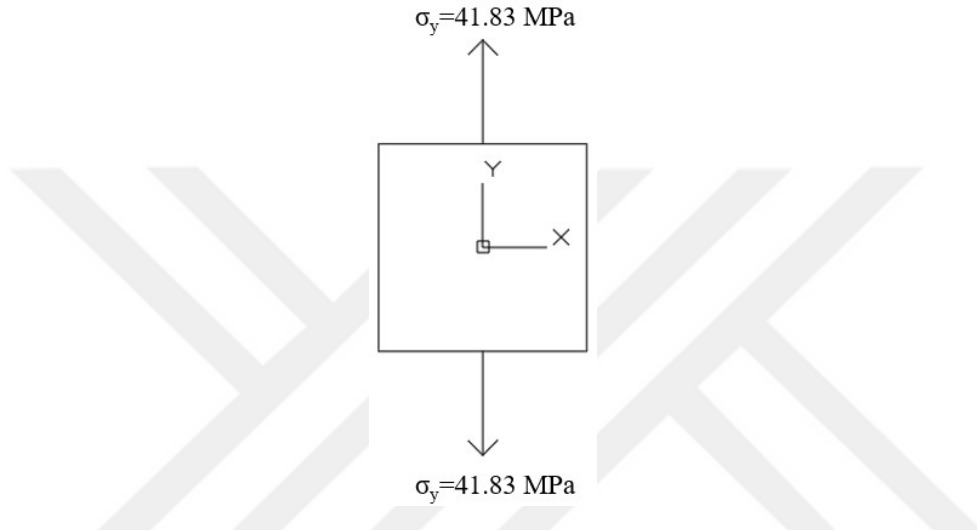
3.2.3.1 A noktası için hesaplamalar

Şekil 3.13’de gösterilen A noktasında oluşan gerilmelerin değerlerini hesaplamak için Eşitlik 3.31, Eşitlik 3.32 ve Eşitlik 3.33 kullanılmıştır. Çizelge 3.9’da, A noktası için elde edilen gerilme değerleri gösterilmiştir.

Çizelge 3.9 : Ayakta sabit bir şekilde dururken geriye doğru esneme hali için A noktasındaki gerilme değerleri

Gerilmeler	Değerler
$\sigma_y(basma)$	-7.89 (MPa)
$\sigma_y(eğilme)$	49.73 (MPa)
$\sigma_y(toplam)$	41.83 (MPa)
τ_{xy}	0 (MPa)

Çizelge 3.9’da verilen gerilmelerin A noktası için asal gerilme durumu gösterimi Şekil 3.14’te verilmiştir.



Şekil 3.14 : Ayakta sabit bir şekilde dururken geriye doğru esneme hali için A noktasındaki asal gerilme durumu

$\sigma_y(toplam)$ ve τ_{xy} gerilme değerleri Eşitlik 3.34’de, Eşitlik 3.35’de ve Eşitlik 3.36’da yerine koyularak σ_{max} , σ_{min} ve τ_{max} değerleri hesaplanmıştır. Bu değerler Çizelge 3.10’de verilmiştir.

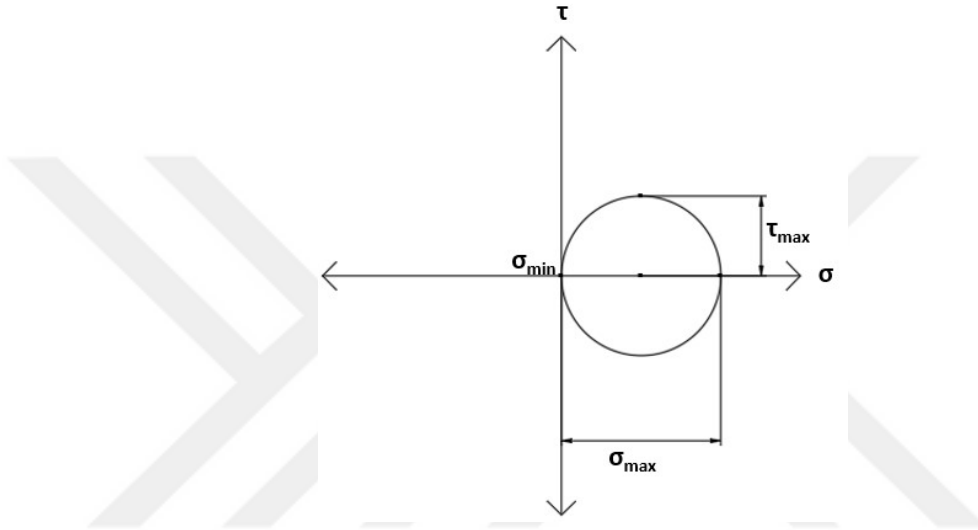
Çizelge 3.10 : Ayakta sabit bir şekilde dururken geriye doğru esneme hali için A noktasındaki asal gerilme değerleri

Asal Gerilmeler	Değerler
σ_{max}	41.83 (MPa)
σ_{min}	0 (MPa)
τ_{max}	20.92 (MPa)

İmplant kesitindeki A noktası basma gerilmesi ve eğilme gerilmesi etkisi altındadır. Bundan dolayı ayakta sabit bir şekilde durma durumuna büyük benzerlik göstermektedir. Ayakta sabit durma durumuna göre oluşan farklılık x eksenı boyunca uygulanan moment nedeniyle oluşan eğilme gerilmesidir. A noktası uygulanan

moment nedeniyle çekme gerilmesi altındadır. Oluşan çekme gerilmesi basma gerilmesinden büyük olduğundan dolayı hesaplanan $\sigma_y(\text{toplama})$ değeri $\sigma_y(\text{basma})$ ve $\sigma_y(\text{egilme})$ değerlerinin farkına eşit çıkmıştır. Bundan dolayı minimum asal gerilme oluşmamıştır. Ayakta sabit durma durumundaki gibi kayma gerilmesi oluşmadığından $\sigma_y(\text{toplama})$ değerinin σ_{max} değerine eşit çıktığı gözlemlenmiştir. Ayrıca τ_{max} değeri, $\sigma_y(\text{toplama})$ değerinin yarısına eşit çıkmıştır. Çizelge 3.10'deki asal gerilme değerleri kullanılarak Mohr çemberi oluşturulmuştur.

Şekil 3.15'te Mohr çemberinin gösterimi verilmiştir.



Şekil 3.15 : Ayakta sabit bir şekilde dururken geriye doğru esneme hali için A noktasındaki Mohr çemberi gösterimi

3.2.3.2 B noktası için hesaplamalar

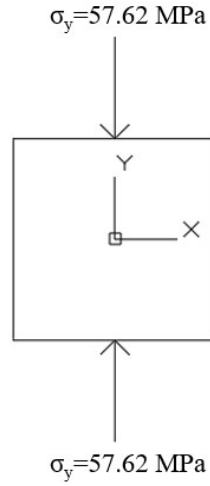
Şekil 3.13'de gösterilen B noktasında oluşan gerilmelerin değerlerini hesaplamak için Eşitlik 3.31, Eşitlik 3.32 ve Eşitlik 3.33 kullanılmıştır. Çizelge 3.11'de, B noktası için elde edilen gerilme değerleri gösterilmiştir.

Çizelge 3.11 : Ayakta sabit bir şekilde dururken geriye doğru esneme hali için B noktasındaki gerilme değerleri

Gerilmeler	Değerler
$\sigma_y(\text{basma})$	-7.89 (MPa)
$\sigma_y(\text{egilme})$	-49.73 (MPa)
$\sigma_y(\text{toplama})$	-57.62 (MPa)
τ_{xy}	0 (MPa)

Çizelge 3.11'de verilen gerilmelerin B noktası için asal gerilme durumu gösterimi

Şekil 3.16'da verilmiştir.



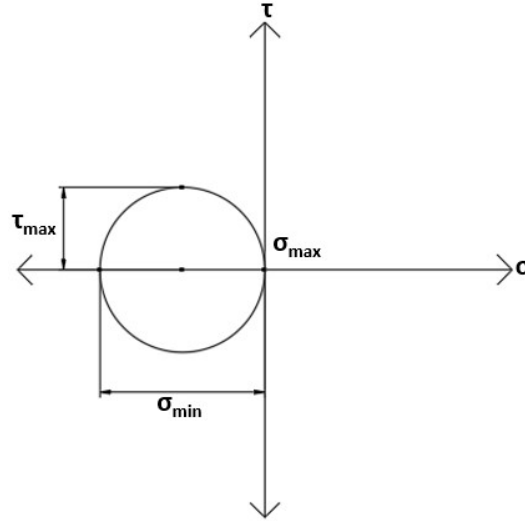
Şekil 3.16 : Ayakta sabit bir şekilde dururken geriye doğru esneme hali için B noktasındaki asal gerilme durumu

$\sigma_y(\text{toplam})$ ve τ_{xy} gerilme değerleri Eşitlik 3.34'de, Eşitlik 3.35'te ve Eşitlik 3.36'da yerine konularak σ_{max} , σ_{min} ve τ_{max} değerleri hesaplanmıştır. Bu değerler Çizelge 3.12'de verilmiştir.

Çizelge 3.12 : Ayakta sabit bir şekilde dururken geriye doğru esneme hali için B noktasındaki asal gerilme değerleri

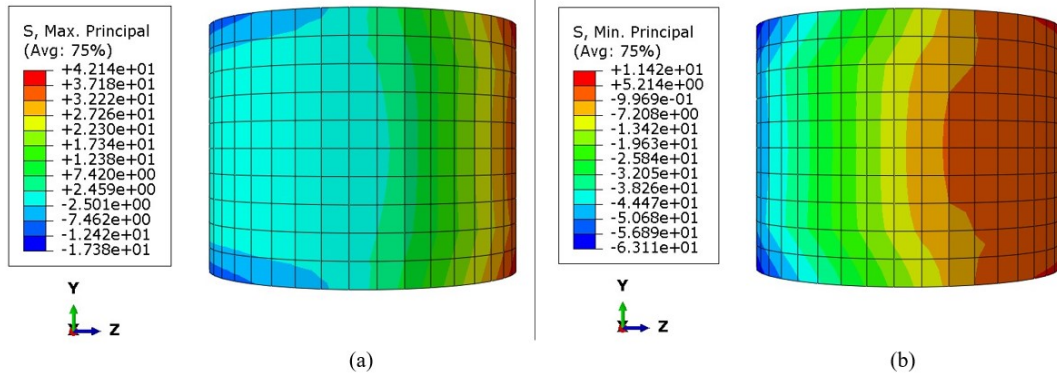
Asal Gerilmeler	Değerler
σ_{max}	0 (MPa)
σ_{min}	-57.62 (MPa)
τ_{max}	28.81 (MPa)

İmplant kesitindeki B noktası basma gerilmesi ve eğilme gerilmesi etkisi altındadır. Bundan dolayı incelenen bu durum ayakta sabit bir şekilde durma durumuna benzerlik göstermektedir. Ayakta sabit durma durumuna göre oluşan farklılık x eksenı boyunca uygulanan moment nedeniyle oluşan eğilme gerilmesidir. B noktası uygulanan moment nedeniyle basma gerilmesi altındadır. Oluşan basma gerilmesinden dolayı hesaplanan $\sigma_y(\text{toplam})$ değeri $\sigma_y(\text{basma})$ ve $\sigma_y(\text{eğilme})$ değerlerinin toplamına eşit çıkmıştır. Bundan dolayı maksimum asal gerilme oluşmamıştır. Ayakta sabit durma durumundaki gibi kayma gerilmesi oluşmadığından dolayı $\sigma_y(\text{toplam})$ değerinin σ_{min} değerine eşit çıktığı gözlemlenmiştir. Ayrıca τ_{max} değeri $\sigma_y(\text{toplam})$ değerinin yarısına eşit çıkmıştır. Çizelge 3.12'deki asal gerilme değerleri kullanılarak Mohr çemberi oluşturulmuştur ve Şekil 3.17'de verilmiştir.



Şekil 3.17 : Ayakta sabit bir şekilde dururken geriye doğru esneme hali için B noktasındaki Mohr çemberi gösterimi

Sonlu elemanlar yöntemi ile yapılan analizde kullanılan yükleme ve sınır koşulları, ayakta sabit bir şekilde dururken geriye doğru esneme durumu için yapılan nümerik çözümleme ile aynıdır. Şekil 3.18’de, ayakta sabit bir şekilde dururken geriye doğru esneme durumunun maksimum ve minimum asal gerilme değerleri gösterilmiştir.



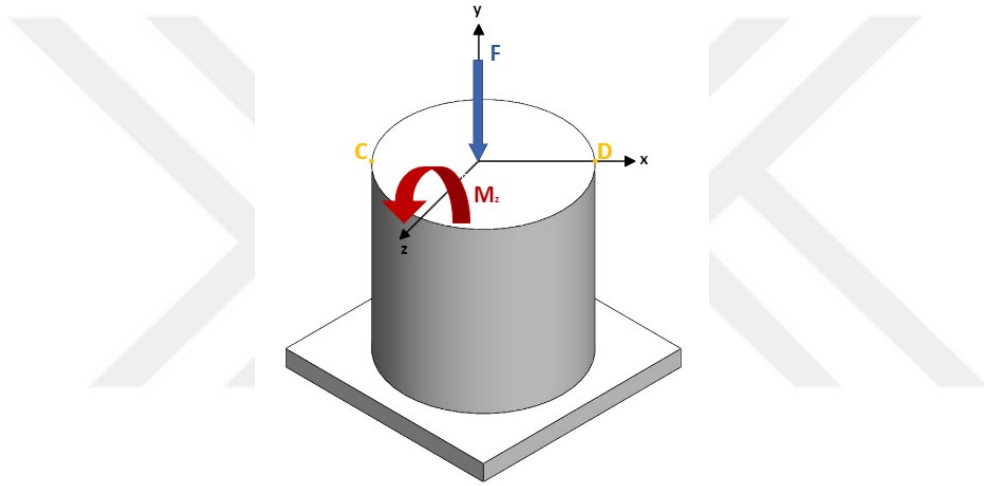
Şekil 3.18 : Ayakta sabit bir şekilde dururken geriye doğru esneme hali için asal gerilme değerleri (a) Maksimum asal gerilme (b) Minimum asal gerilme

Yapılan analiz sonucunda, A noktası için maksimum asal gerilme değeri yaklaşık 42.14 MPa ve minimum asal gerilme değeri yaklaşık 5.21 MPa elde ediliyorken, B noktası için maksimum asal gerilme değeri yaklaşık -2.5 MPa ve minimum asal gerilme değeri yaklaşık -56.89 MPa elde edilmiştir. Sonuçlar incelendiğinde, A noktası için maksimum asal gerilme değeri ve B noktası için minimum asal gerilme değeri analitik çözüm sonucu ile elde edilen değerlerle yaklaşık olarak aynı çıktığı gözlemlenmiştir.

İncelenen yükleme hali, diğer iki durum ile karşılaştırıldığında, eğilme momentinin oluşturduğu gerilme yönü ile basma kuvvetinin oluşturduğu gerilmenin yönünün aynı yönde olmasından dolayı sonuçlarda %50 artış olduğu gözlemlenmiştir. Ayrıca minimum asal gerilmenin maximum asal gerilmeden beklenildiği gibi daha büyük çıkmasını bu çözüm yönteminde de gözlemlenmiştir.

3.2.4 Ayakta sabit bir şekilde dururken sağa doğru yanal eğilme durumu

Bu başlık altında bir insanın ayakta dik bir şekilde dururken sağa doğru eğilme hareketi incelenmiştir. Bu pozisyonda iken implant kesiti üzerine gelen yüklemeler Şekil 3.19’da gösterilmiştir.



Şekil 3.19 : Ayakta sabit bir şekilde dururken sağa doğru yanal eğilme durumu için implant kesiti üzerine etki eden yükleme

İmplant kesitinin alt yüzeyi ankastre mesnet ile sabitlenmiştir. Üst vücudun ağırlığı olarak verilen F kuvveti ile sağa doğru eğilme hareketinin z eksenı boyunca oluşturduğu moment M_z ile gösterilmiştir. İmplantın kesitine etki eden bu F kuvveti sadece basma gerilmesine neden olurken, M_z momenti ise eğilme gerilmesine neden olmaktadır. İmplant kesiti üzerinde verilen C noktası implantın sol yüzeyinde bulunuyorken D noktası sağ yüzeyinde bulunmaktadır.

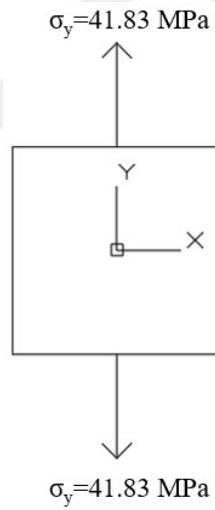
3.2.4.1 C noktası için hesaplamalar

Şekil 3.19’de gösterilen C noktasında oluşan gerilmelerin değerlerini hesaplamak için Eşitlik 3.31, Eşitlik 3.32 ve Eşitlik 3.33 kullanılmıştır. Çizelge 3.13’de, C noktası için elde edilen gerilme değerleri gösterilmiştir.

Çizelge 3.13 : Ayakta sabit bir şekilde dururken sağa doğru yanal eğilme hali için C noktasındaki gerilme değerleri

Gerilmeler	Değerler
$\sigma_y(basma)$	-7.89 (MPa)
$\sigma_y(eğilme)$	49.73 (MPa)
$\sigma_y(toplam)$	41.83 (MPa)
τ_{xy}	0 (MPa)

Çizelge 3.13’te verilen gerilmelerin C noktası için asal gerilme durumu gösterimi Şekil 3.20’de verilmiştir.



Şekil 3.20 : Ayakta sabit bir şekilde dururken sağa doğru yanal eğilme hali için C noktasındaki asal gerilme durumu

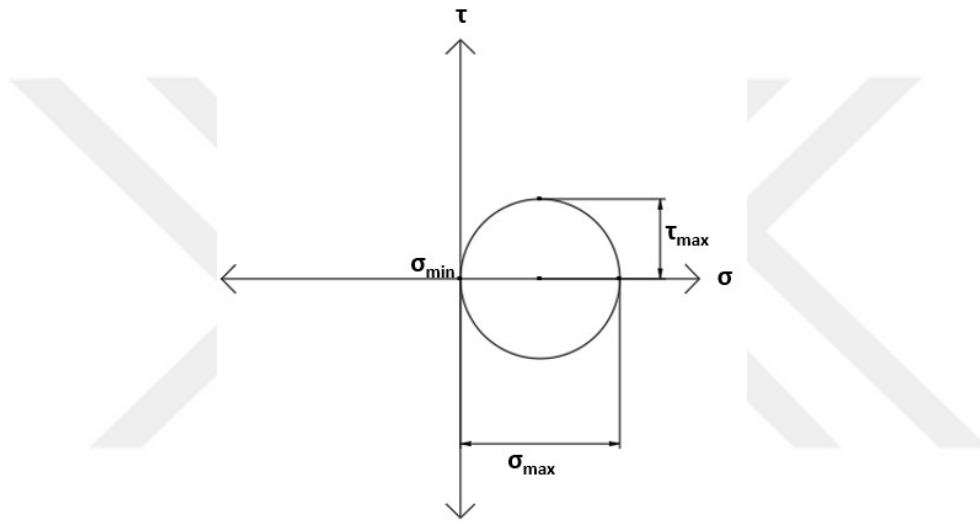
$\sigma_y(toplam)$ ve τ_{xy} gerilme değerleri Eşitlik 3.34’de, Eşitlik 3.35’de ve Eşitlik 3.36’da yerine koyularak σ_{max} , σ_{min} ve τ_{max} değerleri hesaplanmıştır. Bu değerler Çizelge 3.14’de verilmiştir.

Çizelge 3.14 : Ayakta sabit bir şekilde dururken sağa doğru yanal eğilme hali için C noktasındaki asal gerilme değerleri

Asal Gerilmeler	Değerler
σ_{max}	41.83 (MPa)
σ_{min}	0 (MPa)
τ_{max}	20.92 (MPa)

Sonuçlar incelendiğinde, ayakta sabit bir şekilde dururken geriye doğru esneme hali için A noktasındaki sonuçlara tamamen benzerlik gösterdiği gözlemlenmiştir. Çizelge 3.14'deki asal gerilme değerleri kullanılarak Mohr çemberi oluşturulmuştur.

Şekil 3.21'de ilgili gerilme durumuna ait Mohr çemberinin gösterimi verilmiştir.



Şekil 3.21 : Ayakta sabit bir şekilde dururken sağa doğru yanal eğilme hali için C noktasındaki Mohr çemberi gösterimi

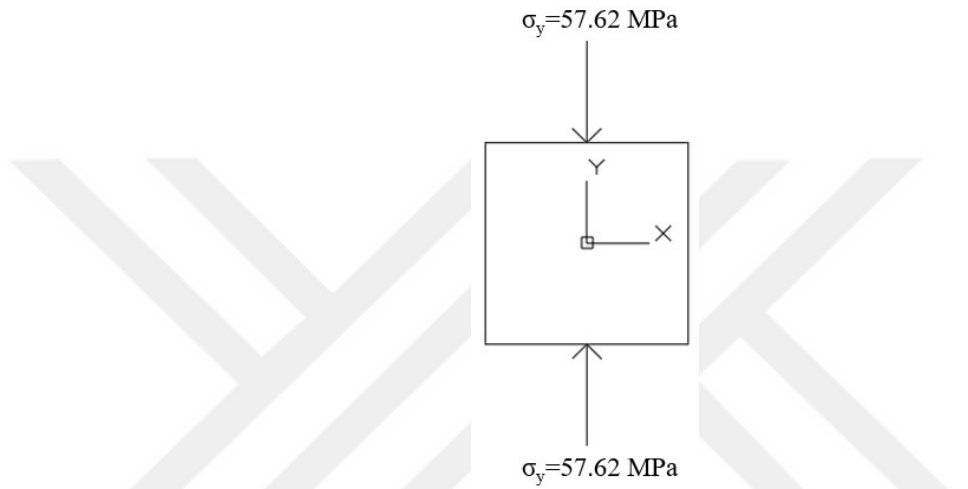
3.2.4.2 D noktası için hesaplamalar

Şekil 3.19'de gösterilen D noktasında oluşan gerilmelerin değerlerini hesaplamak için Eşitlik 3.31, Eşitlik 3.32 ve Eşitlik 3.33 kullanılmıştır. Çizelge 3.15'te, D noktası için elde edilen gerilme değerleri gösterilmiştir.

Çizelge 3.15 : Ayakta sabit bir şekilde dururken sağa doğru yanal eğilme hali için D noktasındaki gerilme değerleri

Gerilmeler	Değerler
$\sigma_y(basma)$	-7.89 (MPa)
$\sigma_y(eğilme)$	-49.73 (MPa)
$\sigma_y(toplam)$	-57.62 (MPa)
τ_{xy}	0 (MPa)

Çizelge 3.15'te verilen gerilmelerin D noktası için asal gerilme durumu gösterimi Şekil 3.22'de verilmiştir.



Şekil 3.22 : Ayakta sabit bir şekilde dururken sağa doğru yanal eğilme hali için D noktasındaki asal gerilme durumu

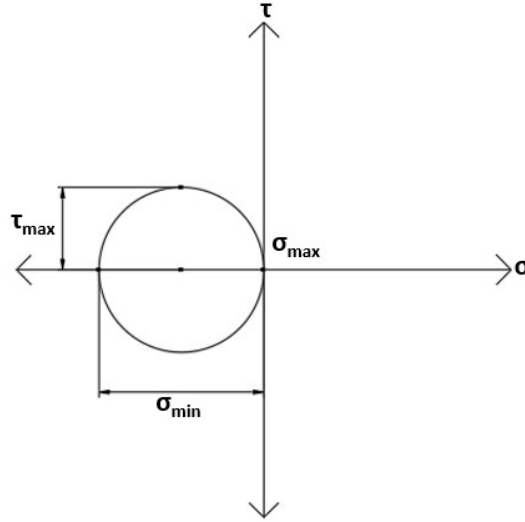
$\sigma_y(toplam)$ ve τ_{xy} gerilme değerleri Eşitlik 3.34'de, Eşitlik 3.35'de ve Eşitlik 3.36'da yerine koyularak σ_{max} , σ_{min} ve τ_{max} değerleri hesaplanmıştır. Bu değerler Çizelge 3.16'da verilmiştir.

Çizelge 3.16 : Ayakta sabit bir şekilde dururken sağa doğru yanal eğilme hali için D noktasındaki asal gerilme değerleri

Asal Gerilmeler	Değerler
σ_{max}	0 (MPa)
σ_{min}	-57.62 (MPa)
τ_{max}	28.81 (MPa)

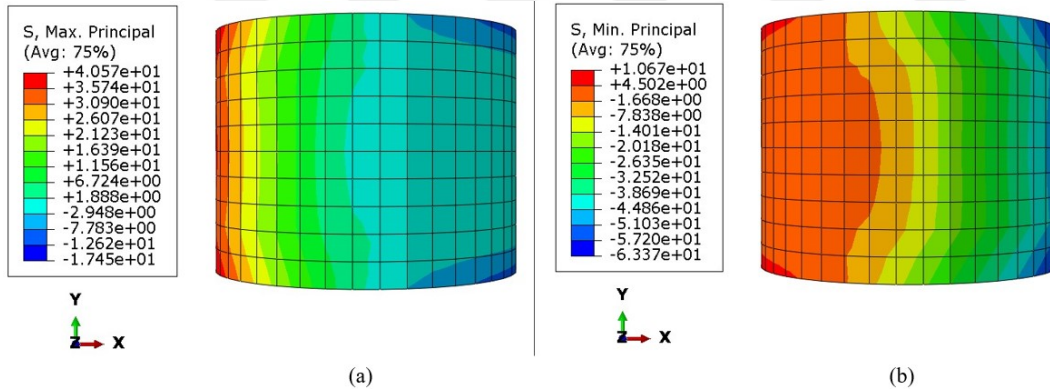
Sonuçlara bakıldığında, ayakta sabit bir şekilde dururken geriye doğru esneme hali için B noktasındaki sonuçlara tamamen benzerlik gösterdiği gözlemlenmiştir. Çizelge 3.16'daki asal gerilme değerleri kullanılarak Mohr çemberi oluşturulmuştur.

Şekil 3.23'de Mohr çemberinin gösterimi verilmiştir.



Şekil 3.23 : Ayakta sabit bir şekilde dururken sağa doğru yanal eğilme hali için D noktasındaki Mohr çemberi gösterimi

Sonlu elemanlar yöntemi ile yapılan analizde kullanılan yükleme ve sınır koşulları, ayakta sabit bir şekilde dururken sağa doğru yanal eğilme durumu için yapılan nümerik çözümleme ile aynıdır. Şekil 3.24’de, ayakta sabit bir şekilde dururken sağa doğru eğilme durumunun maksimum ve minimum asal gerilme değerleri gösterilmiştir.



Şekil 3.24 : Ayakta sabit bir şekilde dururken sağa doğru eğilme hali için asal gerilme değerleri (a) Maksimum asal gerilme (b) Minimum asal gerilme

Yapılan analiz sonucunda, C noktası için maksimum asal gerilme değeri yaklaşık 40.57 MPa ve minimum asal gerilme değeri yaklaşık 4.50 MPa elde ediliyorken, D noktası için maksimum asal gerilme değeri yaklaşık -2.95 MPa ve minimum asal gerilme değeri yaklaşık -57.20 MPa elde edilmiştir. Sonuçlar incelendiğinde, C noktası için maksimum asal gerilme değeri ve D noktası için minimum asal gerilme değerinin analitik çözüm sonucu ile elde edilen değerlerle önemli ölçüde yakın çıktığı

gözlemlenmiştir. Diğer üçüncü durum ile karşılaştırıldığında, sonuçların beklenildiği gibi birbirlerine yakın değerlerin elde edildiği görülmüştür.

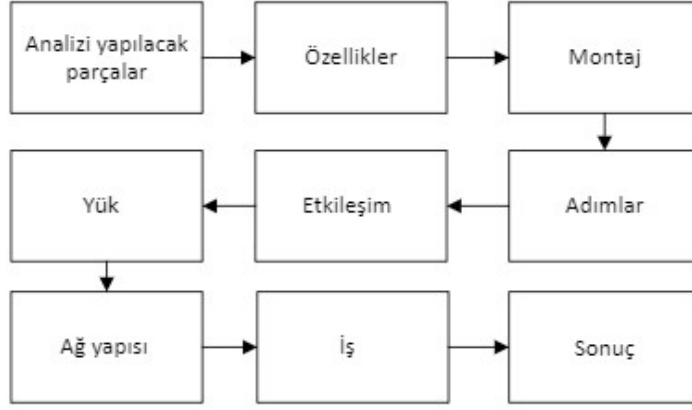
3.3 Sonlu Elemanlar Analizi (FEA)

Sonlu elemanlar yöntemi ile hesaplanması kompleks olan parçalar daha küçük parçalara bölünerek elde edilen model üzerinden gerekli analizler yapılır. Sonlu elemanlar yöntemi karmaşık yapıların çözümünde diğer yöntemlere kıyasla daha çok tercih edilir. Kompleks geometrilerin modellenmesi daha kolay, malzeme modelleri ve malzeme sayısındaki çeşitlilik sayesinde gerçekçi analizler yapılabilir, analizin bağlı olduğu parametreler (yükleme, sınır koşulları, geometri, malzeme modeli) kolaylıkla değiştirilebildiği için çeşitli analizler yaparken zaman kaybının önüne geçilebilmesi gibi bir çok avantaj sonlu elemanlar yönteminin daha çok tercih edilmesini sağlamaktadır [131].

Lumbar omur (L4) geometrisinin gerçeğe yakın bir geometriye sahip olması yapılacak sonlu elemanlar analizi için büyük önem taşımaktadır. Bu doğrultuda kullanılacak olan omur geometrisi üzerinde gerekli düzeltmeler yapılarak sonlu elemanlar analizine hazır hale getirilmiştir. Bu tez kapsamında hasar almış bir insan omurgasının L4 omurunun yerine konulmuş omur gövdesi implantına dört yüklem koşulu uygulanmıştır. Bunlar: ayakta durma (standing), fleksiyon/ekstansiyon (flexion/extension), sağ/sol eğilme (lateral bending) ve eksenel dönme (axial rotation)dir.

3.3.1 Omur gövdesi implant simülasyonu

Omur gövdesi implantı simülasyonunun yapılabilmesi için Abaqus programı üzerinde bir modelleme yapılmıştır. Bu modellemede Şekil 3.26’te verilen analiz adımları sırasıyla takip edilmiştir.



Şekil 3.25 : Sonlu elemanlar analizi için takip edilen iş akışı

Analizi yapılacak parçalar (Part): Sonlu elemanlar yöntemi ile modellemede ilk adım olan parça tasarımı için iki yol izlenebilmektedir. Birinci yol, Abaqus yazılımının içerisinde bulunan çizim modüllerini kullanarak analizi yapılacak parçaların tasarımı yapılmaktadır. Diğer yol ise farklı bir çizim yazılımı kullanılarak analizi yapılacak parçaların tasarımı tamamlandıktan sonra Abaqus yazılımının içerisine aktarılmasıdır. Bu tez kapsamında analizi yapılacak parçalar kompleks yapılara sahip olduğu için Solidworks 2020 programı kullanılarak parçaların tasarımı yapılmıştır. Yapılan bu tasarımlar Abaqus programına aktarılarak analiz işleminin ilk adımı tamamlanmıştır.

Özellikler (Properties): Bu adım, analiz sırasında kullanılacak olan parçaların malzeme özelliklerinin belirlenmesi adımıdır. Ağırlıkça %99 PEEK ve %1 oranında CNT içeren kompozit malzemenin Mori-Tanaka yöntemi ile elde edilen malzeme özellikleri tanımlanmıştır. Tanımlanan bu malzeme özellikleri omur gövdesi implantı geometrisine atanmıştır. Literatür araştırmaları sonucunda model üzerinde yer alan iki adet vida ve çubuk implantı için Ti-6Al-4V malzemesinin özelliklerinin atanması uygun görülmüştür. Kullanılan Ti alaşımının elastisite modülü 110 GPa ve Poisson oranı 0.3 olarak belirlenmiştir. L3 ve L5 omurlarına kortikal kemik dokusunun malzeme özellikleri tanımlanmıştır. Kortikal kemiğin elastisite modülü 12 GPa ve Poisson oranı 0.3 olarak belirlenmiştir. Analizi yapılacak modelde ALL, PLL, TL, CL, LF, ISL, SSL olmak üzere 7 farklı ligament bulunmaktadır. Bu ligamentlerin malzeme özellikleri Çizelge 3.17’ de verilmiştir.

Çizelge 3.17 : Ligamentlerin malzeme özellikleri.

Ligamentler	μ_1	α_1	μ_2	α_2	μ_3	α_3	D_1	D_2	D_3
ALL	0.177	-3.080	0.627	-13.860	-0.357	-6.800	1	1	1
PLL	0.159	-1.126	0.770	-18.540	-0.390	-9.600	1	1	1
ITL	-6412.7	-7.3	4159.0	-9.0	2254.5	4.09	1	1	1
CL	0.159	-1.126	0.770	-18.540	-0.390	-9.600	1	1	1
LF	0.159	-1.126	0.770	-18.540	-0.390	-9.600	1	1	1
ISL	0.177	-3.080	0.627	-13.860	-0.357	-6.800	1	1	1
SSL	0.177	-3.080	0.627	-13.860	-0.357	-6.800	1	1	1

Çizelge 3.17’de verilen μ_i , α_i ve D_i sıcaklığa bağlı malzeme özellikleri parametreleridir.

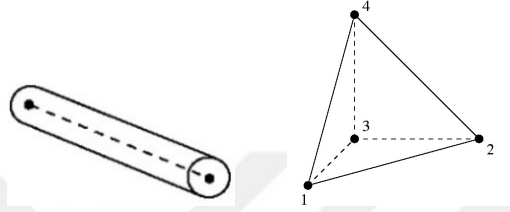
Montaj (Assembly): Analizi yapılacak modelin bütün parçalarının başka bir yazılım üzerinden gerekli geometri düzenlemeleri ve ağ yapısı oluşturulmuştur. Bütün parçaların .inp dosyaları tek tek çekilerek Abaqus programına aktarılmıştır. Aktarılan bu parçalar montaj modülünde çağırılarak tüm yapı oluşturulmuştur.

Adım (Step): Bu adımda analiz türü belirlenmektedir. Bu tez kapsamında statik/genel bir analiz yapılmıştır. Alan çıktısı (field output) ve geçmiş çıktısı (history output) olmak üzere iki farklı çıktının elde edilme sıklıkları 0.02 saniye olarak belirlenip toplam olarak 100 adet sonuca ait veri noktası eldesi hedeflenmiştir. Çıktıların türleri üzerinde bir değişiklik yapılmamıştır. Parçanın deformasyonunun lineer olup olmamasına karar vermek için NLGEOM (nonlinear geometry) seçeneği bulunmaktadır. Analiz yapılacak modelde hiperelastik malzeme özelliklerini taşıyan yapılar olduğu için NLGEOM seçeneği açık olarak seçilmiştir .

Etkileşim (Interaction): Bu modülde parçalar arasındaki etkileşim çeşitleri belirlenmiştir. L3 ve L5 omurlarının sol yüzeylerinde bulunan vidalar, vidalar arasında yer alan rod, ligamentlerin omurlara tutunduğu yerler ve implantın L3 ve L5 omurlarına temas ettikleri yüzeyler için bağlantı (tie) kısıtlanması yapılmıştır. Böylece bu parçalar birlikte hareket edebilecektir. L3 omurunun üst yüzeyinin ortasında oluşturulan referans noktası etrafında bağlantı (coupling) oluşturulmuştur.

Yük ve sınır koşulları (Load and boundary conditions): Bu adımda yükleme çeşitleri ve sınır koşulları belirlenmiştir. Literatür araştırmaları sonucunda 1000N basma kuvveti uygulanmıştır. Belirlenen bu basma yüklemesi L3 omur gövdesinin üst yüzeyinin ortasında oluşturulan bir referans noktası üzerinden uygulanmıştır.

Basma kuvvetine ek olarak bir insanın günlük aktiviteleri sonucunda meydana gelen hareketleri simüle edebilmek için her bir ekseninde 10000 Nmm büyüklüğünde moment uygulanmıştır. Ayrıca L5 omur gövdesinin alt yüzeyi ankastre olarak mesnetlenmiştir. **Ağ yapısı (Mesh):** Bu adımda parçalarda kullanılacak olan ağ yapısı tanımlanmıştır. Ligamentlerin tümü bir boyutlu iki düğüm noktalı kafes elemanı olan T3D2 ağ yapısı kullanılarak tanımlanmıştır. Diğer parçaların ağ yapısı için (L3, L4 omur gövdesi dışındaki geometri, L5, omur implantı, rod ve iki adet vida) dört yüzlü eleman olan C3D4 elemanı tanımlanmıştır.



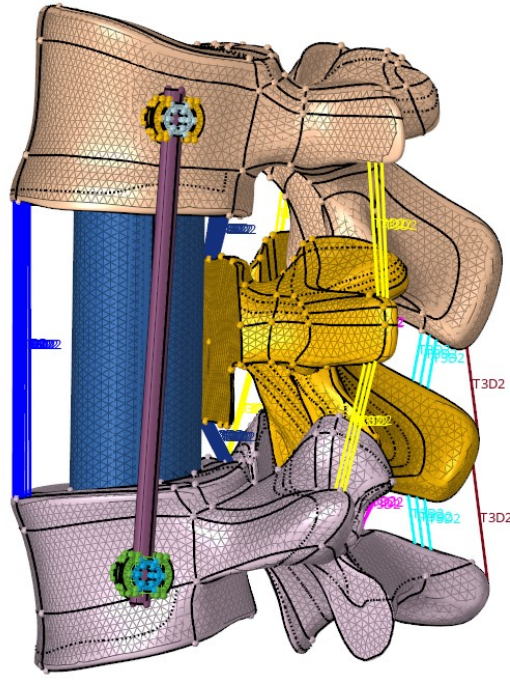
Şekil 3.26 : T3D2 ve C3D4 elemanlarının gösterimi [131]

Çizelge 3.18’de analizi yapılan parçaların eleman tipleri, düğüm sayıları ve eleman sayıları hakkında detaylı bilgi verilmiştir.

Çizelge 3.18 : Parçaların ağ yapıları hakkında bilgiler

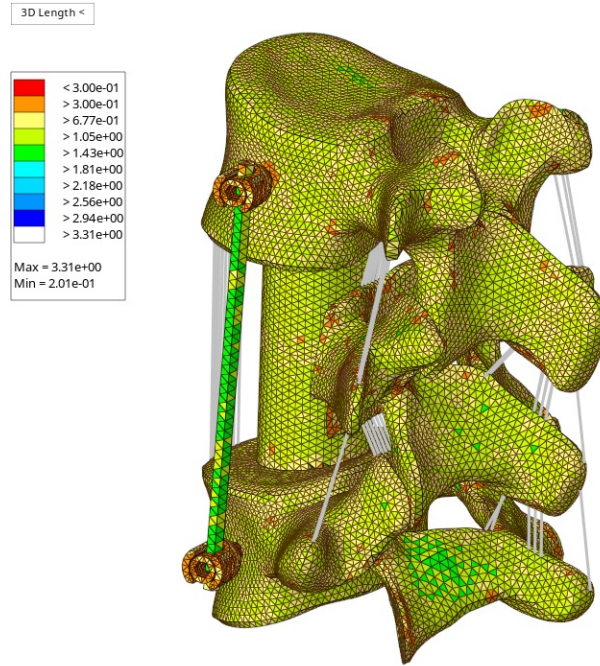
Parça Adı	Eleman Tipi	Düğüm Sayısı	Eleman Sayısı
L3	C3D4	18785	88129
L4	C3D4	10075	43713
L5	C3D4	26750	120843
İmplant	C3D4	34871	155305
Rod	C3D4	35216	156202
Üst Vida	C3D4	36887	162712
Alt Vida	C3D4	38558	169222
ALL	T3D2	38567	169231
PLL	T3D2	38588	169273
ITL	T3D2	38573	169243
CL	T3D2	24	12
LF	T3D2	38579	169255
ISL	T3D2	38576	169249
SSL	T3D2	38580	169257

Çizelge 3.18’de verilen bilgiler ile ağ yapısı oluşturulmuş model Şekil 3.27’de gösterilmiştir.



Şekil 3.27 : Ağ yapısı oluşturulmuş model

Tüm modelde ağ boyutu 1 mm olacak şekilde hedeflenmiştir. Parçaların geometrileri kompleks yapılı olduğu için hedeflenen ağ boyutundan sapmalar meydana gelmiştir. En düşük ağ boyutu 0.3 mm ve en yüksek ağ boyutu 3.31 mm olarak ağ yapısı oluşturulmuştur. Şekil 3.28’de ağ boyutunun dağılımı gösterilmiştir.



Şekil 3.28 : Ağ boyutu dağılımı

İş (Job): Bu modülde modelin analiz işlemi gerçekleştirilmektedir. Analiz yapılacak bilgisayarın tüm çekirdeklerini kullanarak analiz süresi kısaltılarak sonuçlar elde edilmiştir.

3.3.2 Sonlu elemanlar analiz sonuçları

Bu tez kapsamında yapılan sonlu elemanlar analizi için Abaqus CAE programı kullanılarak statik analiz yapılmıştır. Bir insanın günlük hayatı içerisinde yapmış olduğu hareketler sonucunda ortaya çıkan yüklerin tasarımı yapılan implantın üzerindeki etkileri incelenmiştir. Dört farklı durum için analiz yapılmıştır.

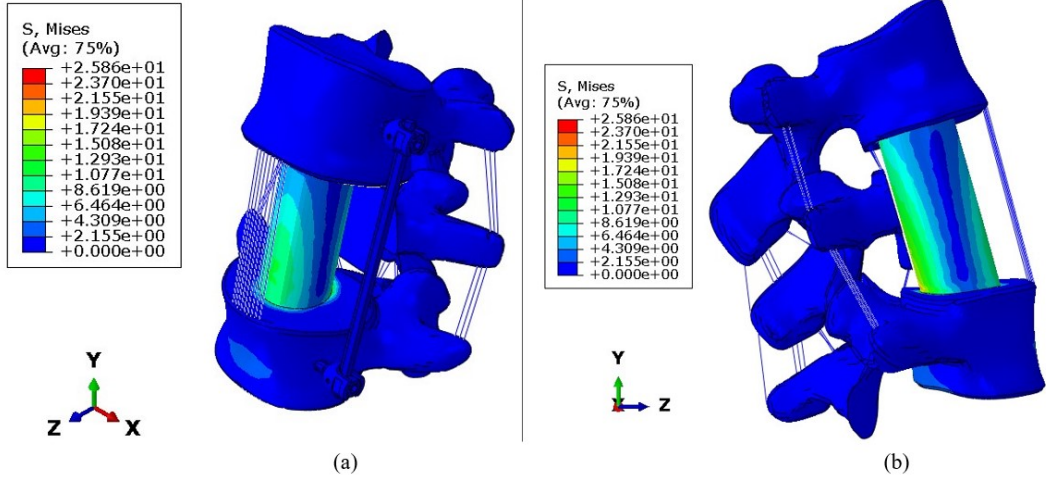
Bu durumlar;

- **I. Durum:** Ayakta sabit bir şekilde durma,
- **II. Durum:** Ayakta sabit bir şekilde dururken y eksenini etrafında dönme,
- **III. Durum:** Ayakta sabit bir şekilde dururken geriye doğru esneme,
- **IV. Durum:** Ayakta sabit bir şekilde dururken sağa doğru yanal eğilmedir.

Bu analizler sonucunda elde edilen von Mises gerilme sonuçları, Wang ve arkadaşlarının yapmış olduğu çalışma ile karşılaştırılmıştır [133].

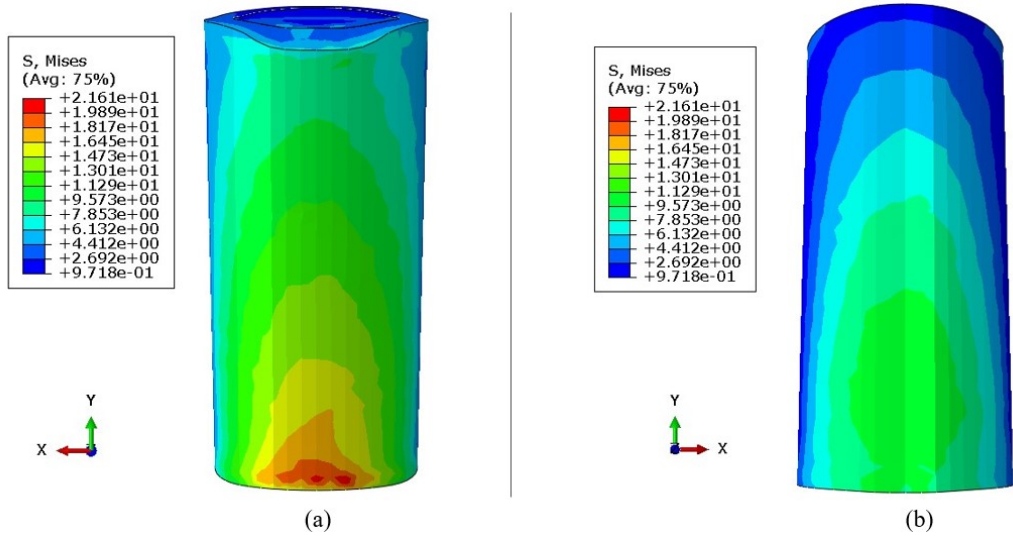
3.3.2.1 I. Durum

Ayakta sabit şekilde durma durumu için y eksenini boyunca 1000 N büyüklüğünde basma kuvveti uygulanmıştır. Uygulanan bu yükleme altında ortaya çıkan von Mises gerilme analizi sonuçları Şekil 3.29’da verilmiştir.



Şekil 3.29 : I. durum için tüm geometri üzerinde von Mises gerilme değerlerinin dağılımı (a) İzometrik görünüş (b) Sağdan görünüş

Tüm model yerine sadece implant üzerindeki gerilme dağılımı Şekil 3.30'de verilmiştir.

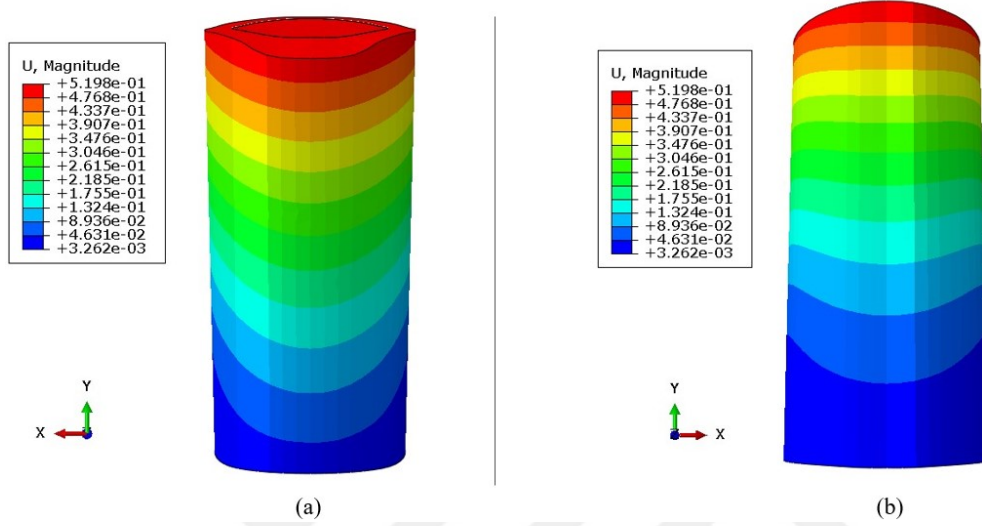


Şekil 3.30 : I. durum için implant üzerinde von Mises gerilme değerlerinin dağılımı (a) Arkadan görünüş (b) Önden görünüş

Sonuçlar incelendiğinde, maksimum von Mises gerilmesi değerinin L5 omurunun üst yüzeyinde meydana geldiği gözlemlenmiştir. Sadece implant üzerinde meydana gelen von Mises gerilme değerlerine bakıldığında, maksimum von Mises gerilme değerinin 21.61 MPa olduğu görülmüştür. Ayrıca, implant genelinde yaklaşık 14 MPa'lık von Mises gerilmesi oluşmuştur. Maksimum von Mises gerilme değerinin, implantın L5 omuru ile temas eden arka alt yüzeyinde olduğu gözlemlenmiştir. Bunun sebebi ise,

L3 omurunun üst yüzeyinden verilen 1000 N'luk yüklemenin ağırlık merkezinin arka tarafından etki etmesidir. Bu etki, moment oluşmasına neden olmaktadır. Bu moment de eğilme gerilmesine sebep olarak eş değer gerilmenin artışına neden olur. İmplant genelinde yaklaşık 14 MPa'lık von Mises gerilmesi oluşmuştur.

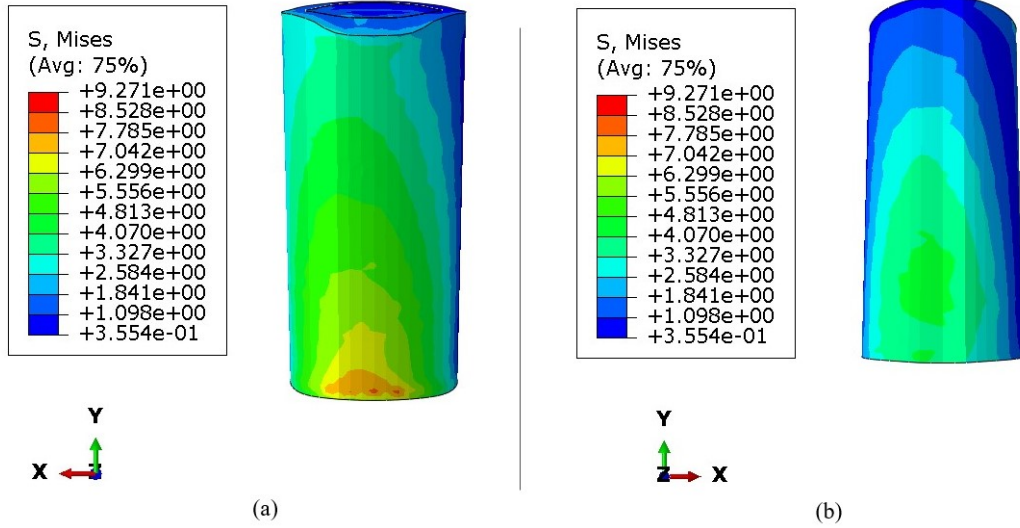
Şekil 3.31'de implantın deplasman değerleri gösterilmiştir.



Şekil 3.31 : I. durum için implant üzerinde meydana gelen deplasman değerleri (a) Arkadan görünüş (b) Önden görünüş

Sonuçlar incelendiğinde maksimum deplasmanın beklenildiği gibi implantın üst yüzeyinin L3 omuru ile temas ettiği yüzeyde meydana geldiği görülmüştür. Deplasman değerlerinin maksimum 0.5 mm değere sahip olduğu gözlemlenmektedir.

Geliştirilen kompozit malzemenin mekanik dayanımının kıyaslanabilmesi için literatürde benzer bir çalışma olan Wang ve arkadaşlarının yapmış olduğu sonlu elemanlar analizine benzer bir analiz yapılmıştır. Yapılan bu analizde 400 N büyüklüğünde y eksenine boyunca basma kuvveti uygulanmıştır. L5 omurunun alt yüzeyi ankastre mesnetle sabitlenmiştir. Şekil 3.32'de, yapılan sonlu elemanlar analiz sonucunda tasarlanan implant üzerindeki von Mises gerilme değerleri verilmiştir.



Şekil 3.32 : I. durum için 400 N büyüklüğünde basma kuvveti sonucunda implant üzerinde meydana gelen von Mises gerilme değerlerinin (a) Arkadan görünüş (b) Önden görünüş

Çizelge 3.19’da I. durum için, Wang ve arkadaşlarının yaptığı çalışma sonucu elde edilen maksimum von Mises gerilme değerleri ile bu tez kapsamında tasarlanan implant üzerinde elde edilen maksimum von Mises gerilme değerleri karşılaştırmalı olarak verilmiştir.

Çizelge 3.19 : I. durum için maksimum von Mises gerilme değerleri

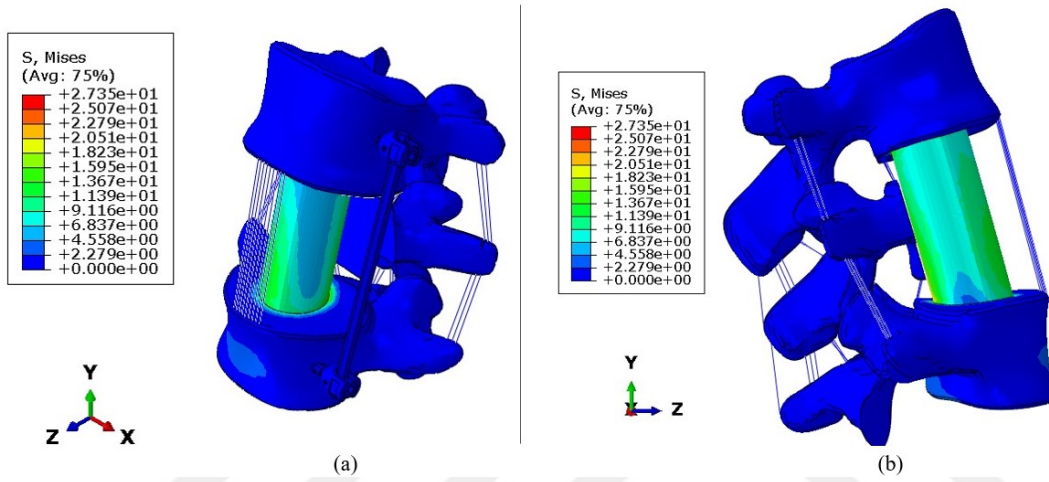
	Maksimum von Mises Gerilme Değeri
Wang ve arkadaşları [131]	13.6 (MPa)
Tasarlanan implant	9.27 (MPa)

Wang ve arkadaşlarının yaptığı çalışmada modelin L3 omurunun üst yüzeyinde bir referans noktası oluşturarak bu nokta üzerinden bir insanın ayakta sabit bir şekilde durduğu durumu simüle edebilmek için 400 N’luk bir basma gerilmesi uygulanmıştır. Wang ve arkadaşlarının tasarımı yaptığı implantın dış yüzeyi 2-4 mm kalınlığına sahiptir ve implantın iç kısmına otogreft uygulanmıştır. İmplantın dış kısmı ise Ti6Al4V malzemesinden imal edilmiştir. Bu tez kapsamında ise Wang ve arkadaşlarının yaptığı çalışmadan farklı olarak, tasarımı yapılan implant tek parçadan oluşmaktadır. Ayrıca tasarlanan implantın malzemesi CNT takviyeli PEEK kompozit malzemesidir. Sonuçlar incelendiğinde, tez kapsamında tasarlanan implantın maksimum von Mises gerilme değeri Wang ve arkadaşlarının tasarladığı implantın maksimum von Mises gerilme değerine göre yaklaşık %30 daha düşük elde edildiği

gözlemlenmiştir. Bu tez kapsamında tasarlanan implantın geometri farklılığı ve farklı malzeme kullanılması von Mises gerilme değerlerinde azalma olduğu gözlemlenmiştir.

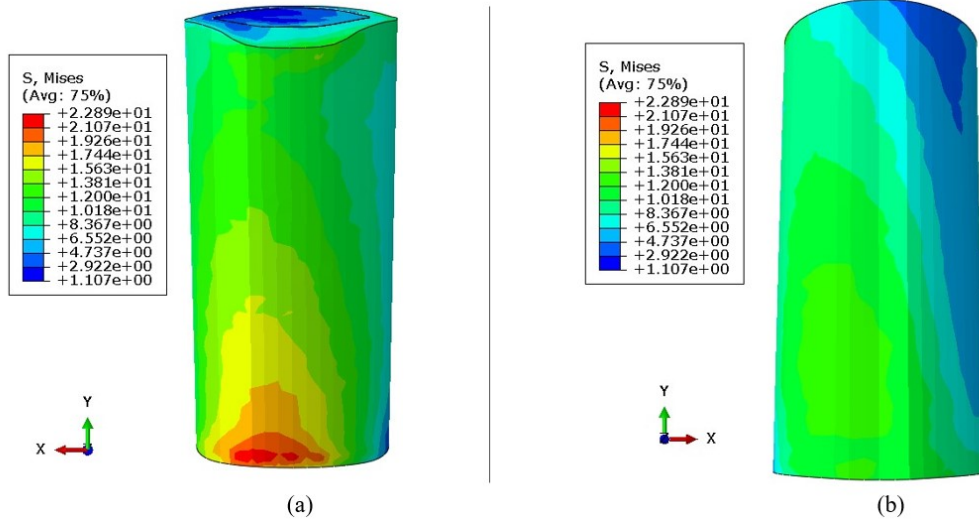
3.3.2.2 II. Durum

Ayakta sabit bir şekilde dururken y eksenini etrafında dönme durumu için y eksenini boyunca 1000 N büyüklüğünde basma yükü ve yine y eksenini boyunca 10000 Nmm büyüklüğünde M_y momenti uygulanmıştır. Uygulanan bu yükleme altında ortaya çıkan von Mises gerilme analiz sonuçları Şekil 3.33'te verilmiştir.



Şekil 3.33 : II. durum için tüm model üzerinde von Mises gerilme değerlerinin dağılımı (a) İzometrik görünüş (b) Sağdan görünüş

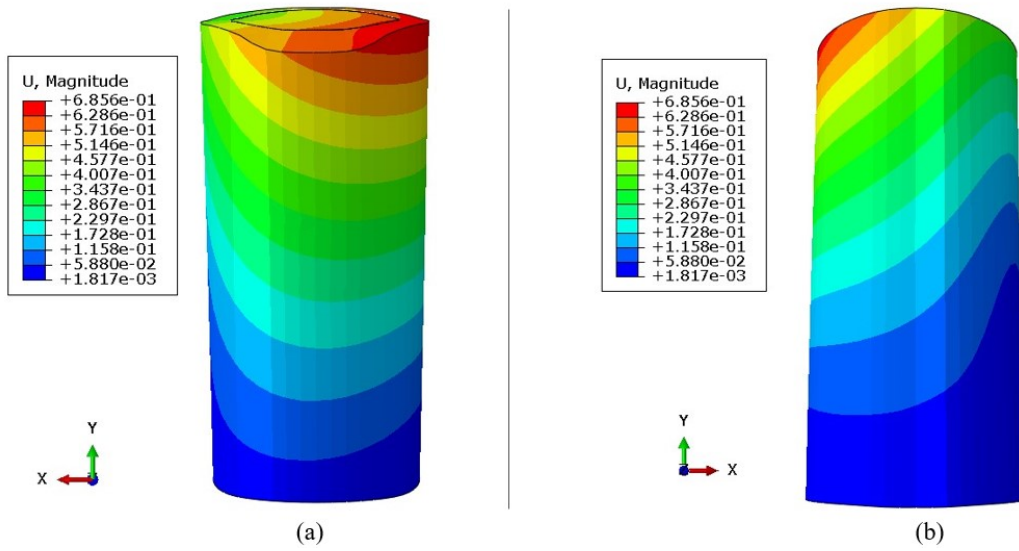
Tüm model yerine sadece implant üzerindeki von Mises gerilme dağılımı Şekil 3.34'de verilmiştir.



Şekil 3.34 : II. durum için implant üzerinde von Mises gerilme değerlerinin dağılımı
(a) İzometrik görünüş (b) Sağdan görünüş

Sonuçlara bakıldığında, maksimum von Mises gerilme değerinin ilk durumdaki gibi L5 omurunun üst yüzeyinde meydana geldiği gözlemlenmiştir. Sadece implant üzerinde meydana gelen von Mises gerilme değerlerine bakıldığında, maksimum von Mises gerilme değerinin 22.89 MPa olduğu görülmüştür. Ayrıca, implant genelinde yaklaşık 15.63 MPa'lık von Mises gerilmesi oluşmuştur. Maksimum von Mises gerilme değerinin, ilk durumdaki gibi implantın L5 omuru ile temas eden arka alt yüzeyinde olduğu gözlemlenmiştir. İlk durumda uygulanan basma kuvvetine ek olarak uygulanan dönme momenti implant üzerinde kayma gerilmesine neden olmaktadır. Bu nedenden dolayı implant üzerinde meydana gelen gerilmelerde artış gözlemlenmiştir. En büyük artış implantın sol yüzeyinde gerçekleşmiştir. Bunun sebebi ise, uygulanan momentin yönü saat yönünün tersinde olmasıdır.

Şekil 3.35'de implantın deplasman değerleri gösterilmiştir.

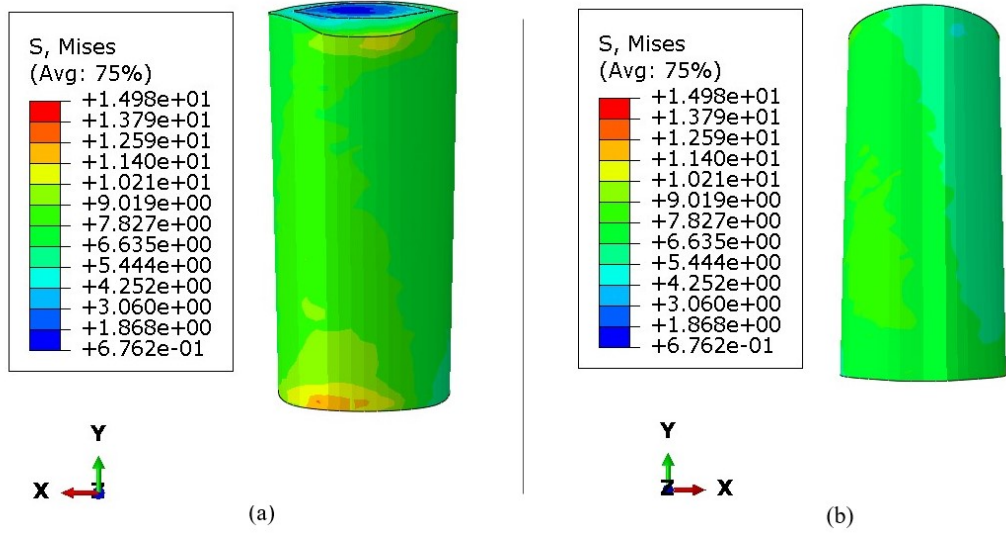


Şekil 3.35 : II. durum için implant üzerinde meydana gelen deplasman değerleri (a) Arkadan görünüş (b) Önden görünüş

Sonuçlar incelendiğinde maksimum deplasmanın birinci durumdaki gibi implantın üst yüzeyinin L3 omuru ile temas ettiği yüzeyde meydana geldiği görülmüştür. İlk durumdan farklı olarak implatın üst yüzeyinin tamamında maksimum deplasman değeri oluşmamıştır. Bunun nedeni ise verilen momentim oluşturduğu kayma gerilmesidir. İlk durumda maksimum deplasman değerleri 0.5 mm civarında iken ikinci durumda 0.685 mm mertebesindedir.

Geliştirilen kompozit malzemenin mekanik dayanımının kıyaslanabilmesi için literatürde benzer bir çalışma olan Wang ve arkadaşlarının yapmış olduğu sonlu elemanlar analizine benzer bir analiz yapılmıştır. Yapılan bu analizde 400 N büyüklüğünde y eksenı boyunca basma kuvveti ve y eksenı etrafında 10000 Nmm büyüklüğünde moment uygulanmıştır. L5 omurunun alt yüzeyi ankastre mesnetle sabitlenmiştir.

Şekil 3.36’de, yapılan sonlu elemanlar analiz sonucunda tasarlanan implant üzerindeki von Mises gerilme değerleri verilmiştir.



Şekil 3.36 : II. durum için 400 N büyüklüğünde basma kuvveti ve 10000 Nmm büyüklüğünde moment sonucunda implant üzerinde meydana gelen von Mises gerilme değerlerinin (a) Arkadan görünüş (b) Önden görünüş

Çizelge 3.20’de II. durum için, Wang ve arkadaşlarının yaptığı çalışma sonucu elde edilen maksimum von Mises gerilme değeri ile bu tez kapsamında implant üzerinde elde edilen maksimum von Mises gerilme değeri verilmiştir.

Çizelge 3.20 : II. durum için maksimum von Mises gerilme değerleri

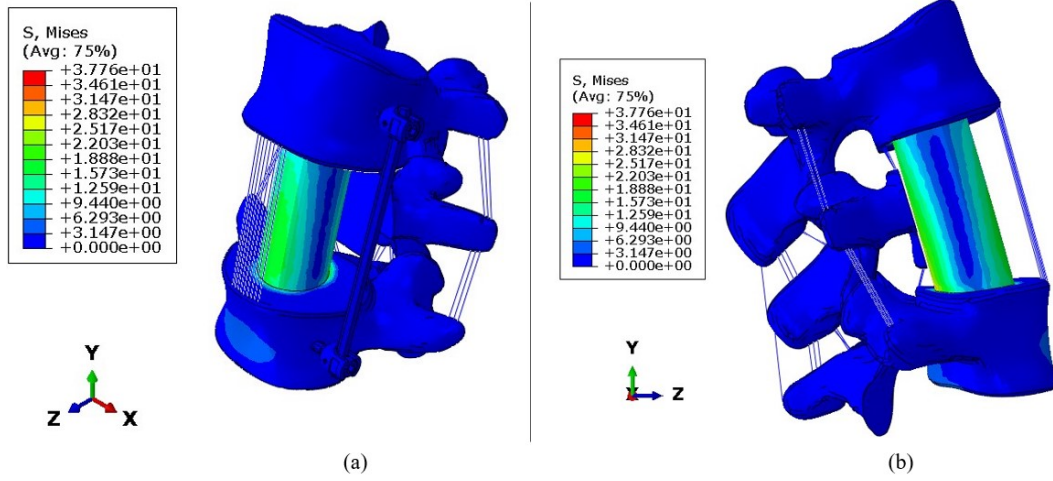
Maksimum von Mises Gerilme Değeri	
Wang ve arkadaşları [131]	19.12 (MPa)
Tasarlanan implant	14.98 (MPa)

İlk durumda belirtilen farklılıklardan dolayı ikinci durumda da maksimum von Mises gerilme değerleri Wang ve arkadaşlarının yaptığı çalışmaya göre farklılıklar göstermiştir. İlk duruma göre hem Wang ve arkadaşlarının elde ettiği maksimum von Mises gerilme değeri hemde bu tez kapsamında tasarımı yapılan implantın analizi sonucunda elde edilen maksimum von Mises gerilme değeri yaklaşık 1.5 kat arttığı gözlemlenmiştir.

3.3.2.3 III. Durum

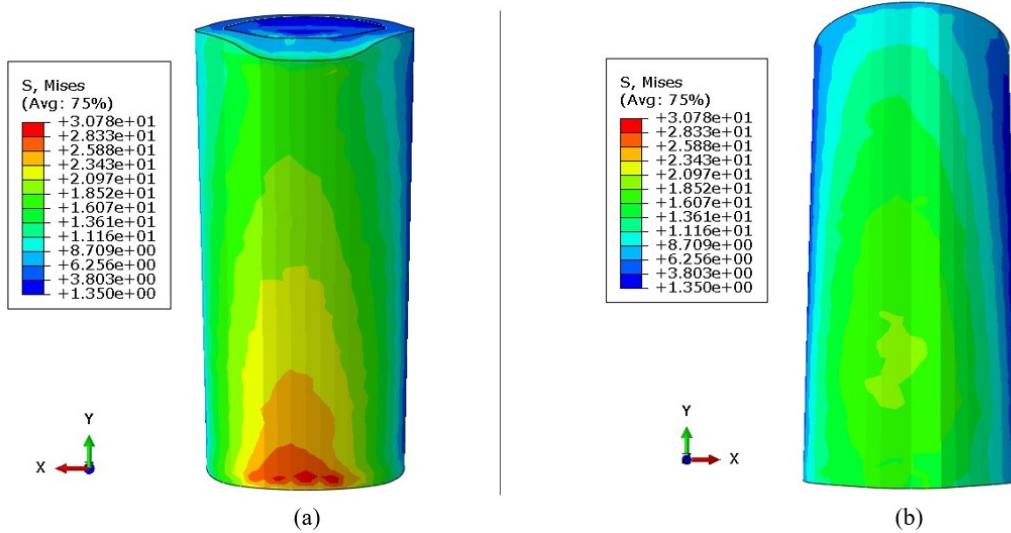
Ayakta sabit bir şekilde dururken geriye doğru esneme durumu için eksen boyuna 1000 N büyüklüğünde basma kuvveti ve x eksen boyuna M_x momenti uygulanmıştır. Uygulanan bu moment, insan vücudunda geriye doğru eğilme meydana getirmiştir. Uygulanan bu yüklemeler altında ortaya çıkan von Mises gerilme analiz sonuçları Şekil

3.37’de verilmiştir.



Şekil 3.37 : III. durum için tüm model üzerinde von Mises gerilme değerlerinin dağılımı (a) İzometrik görünüş (b) Sağdan görünüş

İmplant tüm modelden izole edilerek üzerindeki gerilme dağılımı Şekil 3.38’de verilmiştir.

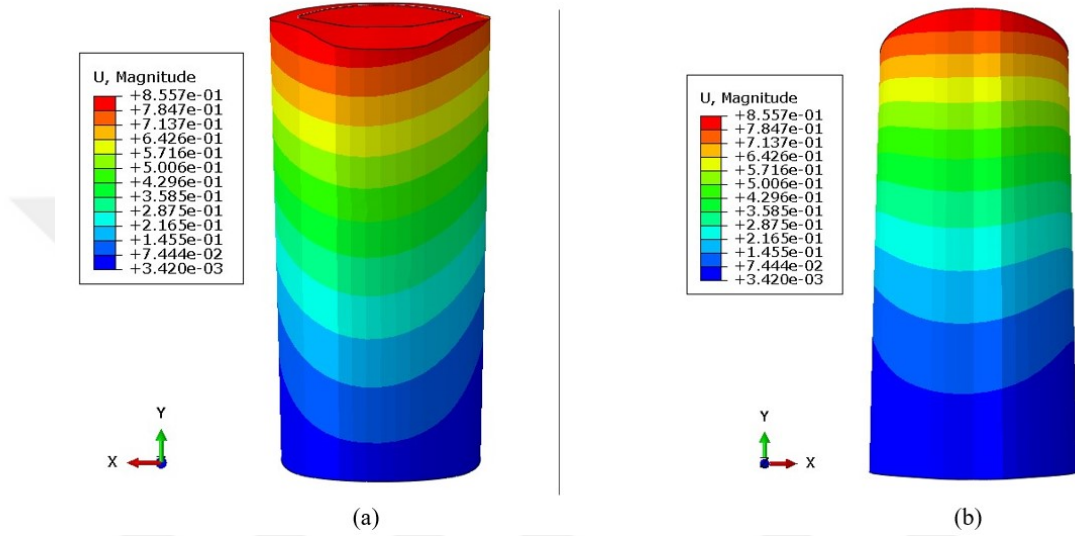


Şekil 3.38 : III. durum için implant üzerinde von Mises gerilme değerlerinin dağılımı (a) Arkadan görünüş (b) Önden görünüş

Sonuçlar incelendiğinde, maksimum von Mises gerilme değerinin ilk iki durumdaki gibi L5 omurunun üst yüzeyinde meydana geldiği gözlemlenmiştir. Sadece implant üzerinde meydana gelen von Mises gerilme değerlerine bakıldığında, maksimum von Mises gerilme değerinin 30.78 MPa olduğu görülmüştür. Ayrıca, implant genelinde yaklaşık 18.52 MPa’lık von Mises gerilmesi oluşmuştur. İlk durumda uygulanan

basma kuvvetine ek olarak uygulanan moment implant üzerinde eğilme gerilmesine neden olmaktadır. İmplantın arka yüzeyi basma kuvvetinden kaynaklanan basma gerilmesi ve momentten kaynaklanan basma gerilmesine maruz kalmaktadır. Bu nedenle implantın arka yüzeyinde maksimum von Mises gerilmesi gözlemlenmiştir. Bu nedenden dolayı implant arka yüzeyinde meydana gelen maksimum von Mises değerinde ilk iki duruma göre daha fazla artış gözlemlenmiştir.

Şekil 3.39’de implantın deplasman değerleri gösterilmiştir.

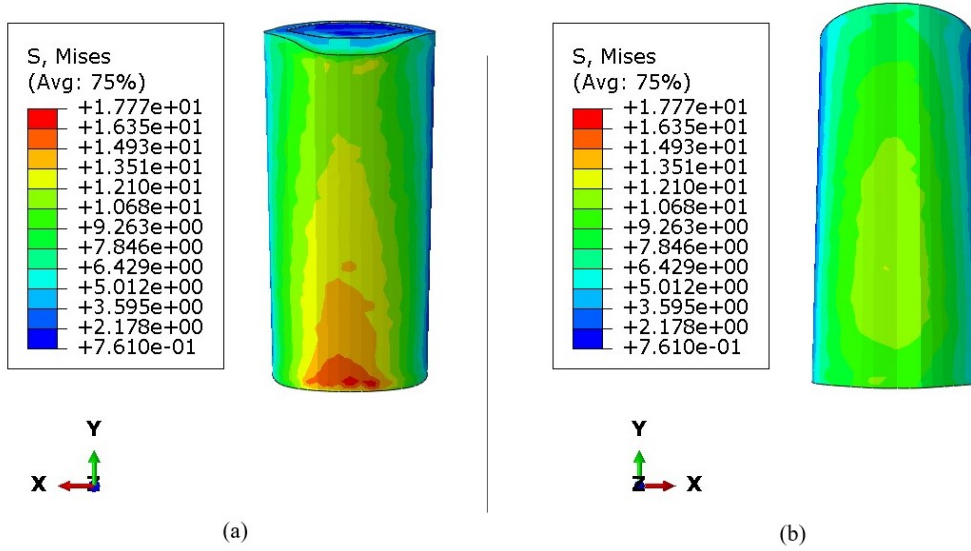


Şekil 3.39 : III. durum için implant üzerinde meydana gelen deplasman değerleri (a) Arkadan görünüş (b) Önden görünüş

Sonuçlar incelendiğinde maksimum deplasmanın beklenildiği gibi implantın üst yüzeyinin L3 omuru ile temas ettiği yüzeyde meydana geldiği görülmüştür. İmplant üzerindeki deplasman dağılımı ilk durum ile benzerlik göstermiştir. Deplasman değerlerinin yaklaşık 0.86 mm’nin altında olduğu görülmüştür.

Geliştirilen kompozit malzemenin mekanik dayanımının kıyaslanabilmesi için literatürde benzer bir çalışma olan Wang ve arkadaşlarının yapmış olduğu sonlu elemanlar analizine benzer bir analiz yapılmıştır. Yapılan bu analizde 400 N büyüklüğünde y eksenini boyunca basma kuvveti ve x eksenini etrafında 10000 Nmm büyüklüğünde moment uygulanmıştır. L5 omurunun alt yüzeyi ankastre mesnetle sabitlenmiştir.

Şekil 3.40’de, yapılan sonlu elemanlar analiz sonucunda tasarlanan implant üzerindeki von Mises gerilme değerleri verilmiştir.



Şekil 3.40 : III. durum için 400 N büyüklüğünde basma kuvveti ve 10000 Nmm büyüklüğünde moment sonucunda implant üzerinde meydana gelen von Mises gerilme değerlerinin (a) Arkadan görünüş (b) Önden görünüş

Çizelge 3.21’de III. durum için, Wang ve arkadaşlarının yaptığı çalışma sonucu elde edilen maksimum von Mises değeri ile bu tez kapsamında implant üzerinde elde edilen maksimum von Mises değeri verilmiştir.

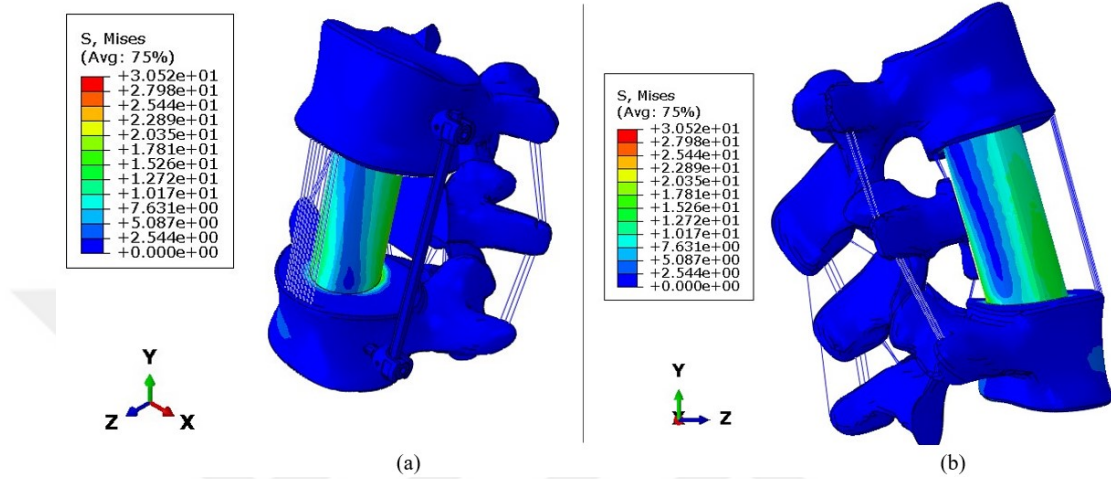
Çizelge 3.21 : III. durum için maksimum von Mises gerilmesi değerleri

Maksimum von Mises Gerilmesi Değeri	
Wang ve arkadaşları [131]	33.5 (MPa)
Tasarlanan implant	17.77 (MPa)

İlk iki durumda belirtilen farklılıklardan dolayı üçüncü durumda da maksimum von Mises gerilme değerleri Wang ve arkadaşlarının yaptığı çalışmaya göre farklılıklar göstermiştir. İlk duruma göre Wang ve arkadaşlarının elde ettiği maksimum von Mises gerilme değeri yaklaşık 2.5 kat artıyorken, bu tez kapsamında tasarımı yapılan implantın analizi sonucunda elde edilen maksimum von Mises gerilme değeri ilk durumdaki değere göre yaklaşık 2 kat artmıştır. Ayrıca, ilk iki durumaki gibi üçüncü durumda da Wang ve arkadaşlarının yaptığı çalışmada elde edilen değerden daha düşük von Mises gerilme değeri elde edilmiştir. Bu durumun temel sebebi implant için kullanılan kompozit malzemenin elastisite modülüsü ve basma dayanımı gibi mekanik özelliklerinin Wang ve arkadaşları tarafından tasarlanan implantın mekanik özelliklerinden daha yüksek olduğu gözlemlenmiştir.

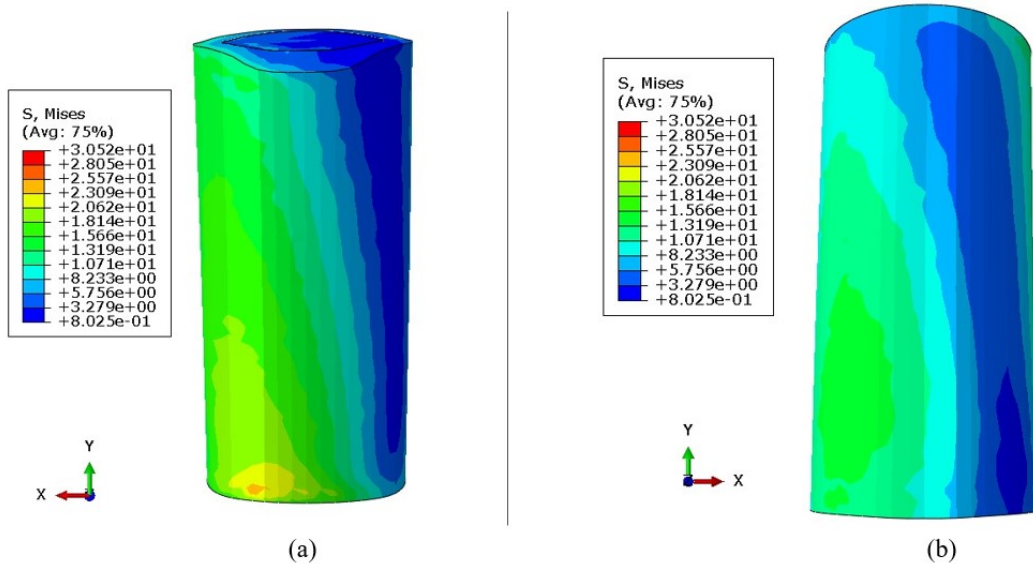
3.3.2.4 IV. Durum

Ayakta sabit bir şekilde dururken sağa doğru eğilme durumu için y eksenı boyunca 1000 N büyüklüğünde basma kuvveti ve z eksenı boyunca 10000 Nmm büyüklüğünde moment uygulanmıştır. Uygulanan bu yükleme altında ortaya çıkan von Mises analiz sonuçları Şekil 3.41’de verilmiştir.



Şekil 3.41 : IV. durum için tüm model üzerinde von Mises gerilme değerlerinin dağılımı (a) İzometrik görünüş (b) Sağdan görünüş

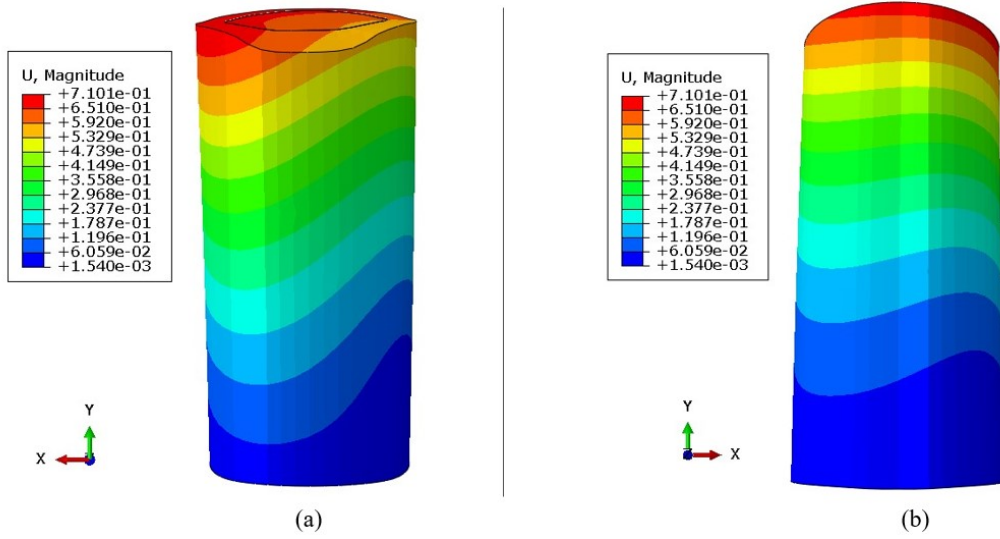
Tüm model yerine sadece implant üzerindeki gerilme dağılımı Şekil 3.42’de verilmiştir.



Şekil 3.42 : IV. durum için implant üzerinde von Mises gerilme değerlerinin dağılımı (a) Arkadan görünüş (b) Önden görünüş

Sonuçlar incelendiğinde, üçüncü durum ile önemli ölçüde benzerlik göstermiştir. Temel farklılık ise, von Mises gerilmesinin implant üzerindeki dağılım şekli olduğu gözlemlenmiştir. Uygulanan moment implantın yan yüzeylerinde gerilmelere sebep olmaktadır. Bu durum da von Mises gerilme kontürlerinde farklılıklara neden olmuştur.

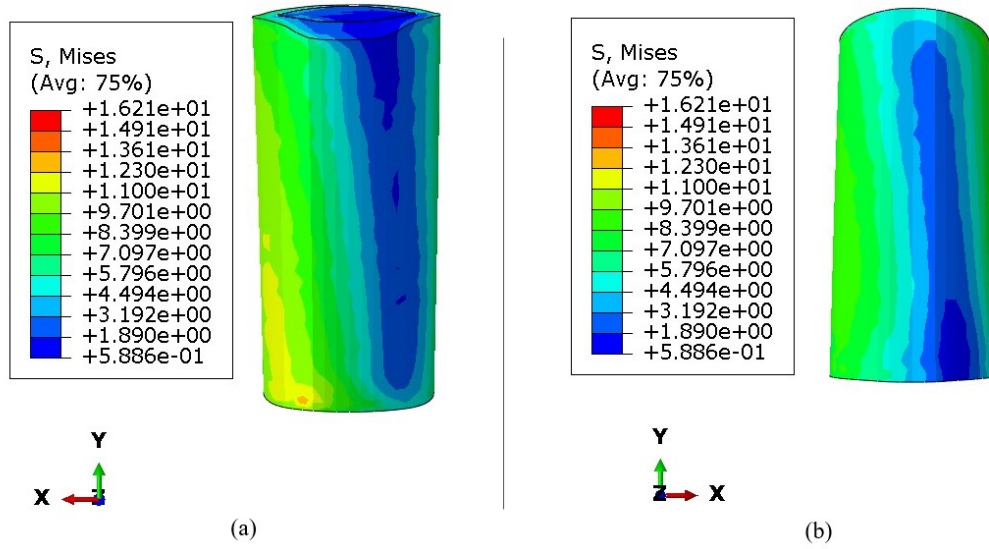
Şekil 3.43’de implantın deplasman değerleri gösterilmiştir.



Şekil 3.43 : IV. durum için implant üzerinde meydana gelen deplasman değerleri (a) Arkadan görünüş (b) Önden görünüş

Sonuçlar incelendiğinde maksimum deplasmanın üçüncü durumdaki gibi implantın üst yüzeyinin L3 omuru ile temas ettiği yüzeyde meydana geldiği görülmüştür. Üçüncü durumdan farklı olarak bu durumda implant üzerindeki deplasman dağılımı değişmiştir. Deplasman değerlerinin yaklaşık olarak 0.7 mm’nin altında olduğu görülmüştür.

Geliştirilen kompozit malzemenin mekanik dayanımının kıyaslanabilmesi için literatürde benzer bir çalışma olan Wang ve arkadaşlarının yapmış olduğu sonlu elemanlar analizine benzer bir analiz yapılmıştır. Yapılan bu analizde 400 N büyüklüğünde y eksenine boyunca basma kuvveti ve z eksenine etrafın 10000 Nmm büyüklüğünde moment uygulanmıştır. L5 omurunun alt yüzeyi ankastre mesnetle sabitlenmiştir. Şekil 3.44’de, yapılan sonlu elemanlar analiz sonucunda tasarlanan implant üzerindeki von Mises gerilme değerleri verilmiştir.



Şekil 3.44 : IV. durum için 400 N büyüklüğünde basma kuvveti ve 10000 Nmm büyüklüğünde moment sonucunda implant üzerinde meydana gelen von Mises gerilme değerlerinin (a) Arkadan görünüş (b) Önden görünüş

Çizelge 3.22’de IV. durum için, Wang ve arkadaşlarının yaptığı çalışma sonucu elde edilen maksimum von Mises gerilme değeri ile bu tez kapsamında implant üzerinde elde edilen maksimum von Mises gerilme değeri verilmiştir.

Çizelge 3.22 : IV. durum için maksimum von Mises gerilme değerleri

Maksimum von Mises Gerilme Değeri	
Wang ve arkadaşları [131]	31.4 (MPa)
Tasarlanan implant	16.21 (MPa)

Üçüncü durum ve dördüncü durum önemli ölçüde benzerlik göstermektedir. Wang ve arkadaşlarının elde ettiği maksimum von Mises gerilme değeri ile bu tez kapsamında tasarımı yapılan implantın analizi sonucunda elde edilen maksimum von Mises gerilme değerinin ilk duruma göre artış oranı üçüncü durum ile benzerlik göstermiştir. Bu tez kapsamında tasarlanan implant için kullanılan malzemenin mekanik özelliklerinin Wang ve arkadaşları tarafından tasarlanan implant için kullanılan malzemenin mekanik özelliklerinden daha başarılı olduğu gözlemlenmiştir.

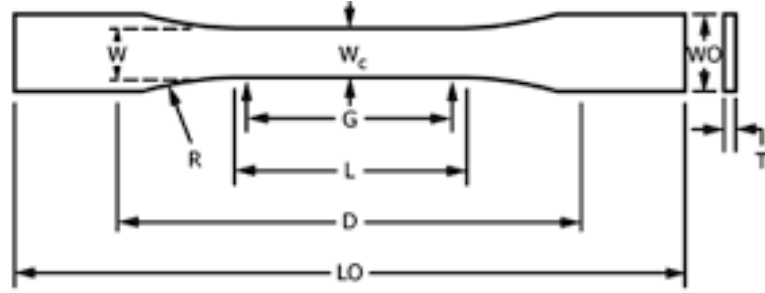


4. SPİNAL İMPLANT TAŞARIMINDA KULLANILAN KOMPOZİTLERİN DENEYSEL KARAKTERİZASYONU

Uygun test standartlarına göre imal edilen numelerin mekanik özelliklerinin belirlenebilmesi için çekme testleri yapılmıştır.

4.1 Çekme Testi

ASTM D638-14 standardı kapsamındaki test numunelerinin kalınlığı, malzemenin geliştirilmekte olduğu uygulamaya bağlı olarak 1 ile 14 mm arasında olmalıdır, ancak bu ASTM standardı kapsamında en yaygın olarak kullanılan kalınlık 3.2 mm'dir. Test aşaması sırasında uygulanan yük, takviyesiz polimerleri test etmek için 5 ila 10 kN arasında ve takviyeli polimerler için 30 ila 50 kN arasında olmalıdır. ASTM D638 ayrıca Tip I,II,III,V ve Tip IV olmak üzere beş tip numune geometrisi vardır. Bu tez kapsamında yapılan çekme testi numuneleri Şekil 4.1'de verilen Tip V geometrisine göre imal edilmiştir.



Şekil 4.1 : ASTM D638-14 test standardına uygun test numunesi geometrisi

İmal edilen numunelerin geometrisine ait ölçüler Çizelge 4.1'de verilmiştir.

Çizelge 4.1 : ASTM 638-14 test standardına uygun test numunesinin ölçüleri

Özellik	Değer (mm)
W	3.18 mm
L	9.53 mm
WO	9.53 mm
LO	63.5 mm
G	7.62 mm
D	25.4 mm
R	12.7 mm

4.2 Çekme Testi Sonuçları

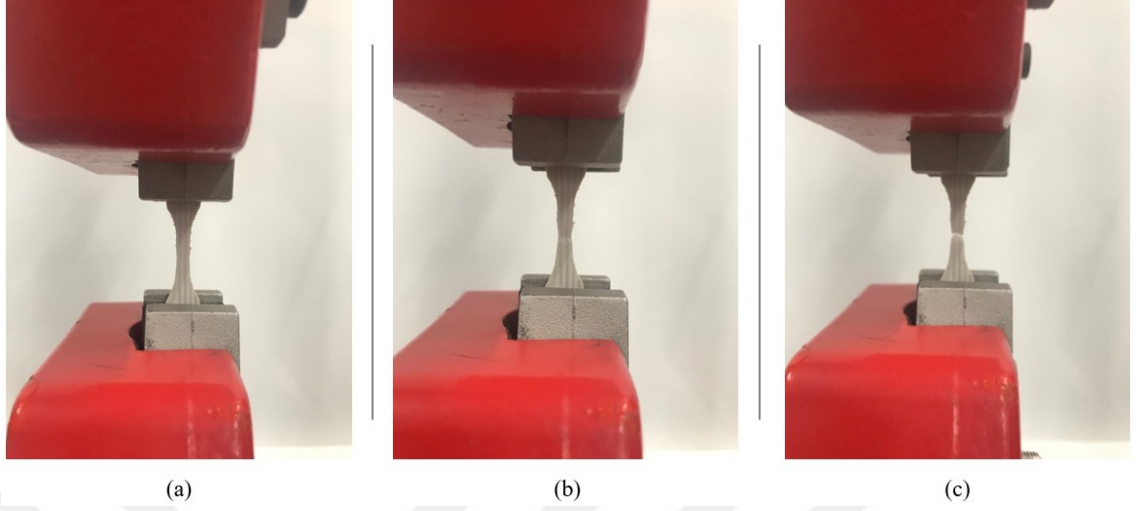
Bu tez kapsamında kullanılan kompozit malzemeden ve takviye malzemesi olan CNT'nin etkisini görebilmek için saf PEEK malzemesinden beşer adet test numunesi ASTM D638 test standardı tip V geometrisine uygun olarak eklemeli imalat yöntemi ile üretilmiştir.

Çekme deneyi Testometric markasına ait 30 kN kapasiteli çekme makinesinde gerçekleştirilmiştir. Şekil 4.2'de bu makinenin görseli verilmiştir.



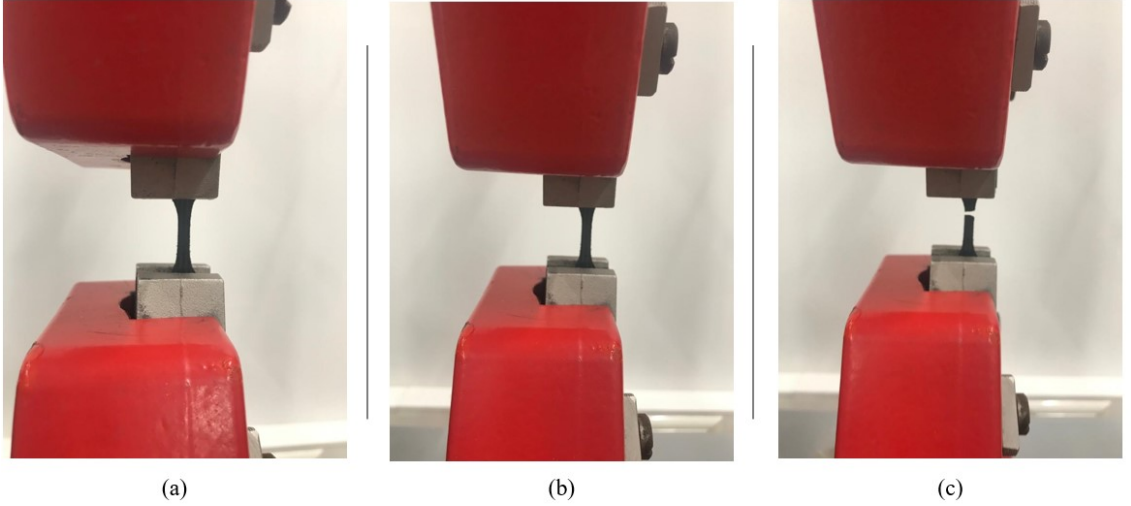
Şekil 4.2 : Testometric markalı çekme makinesi

Şekil 4.3'te, saf PEEK çekme numunesinin çekme testi sırasındaki test aşamaları gösterilmiştir.



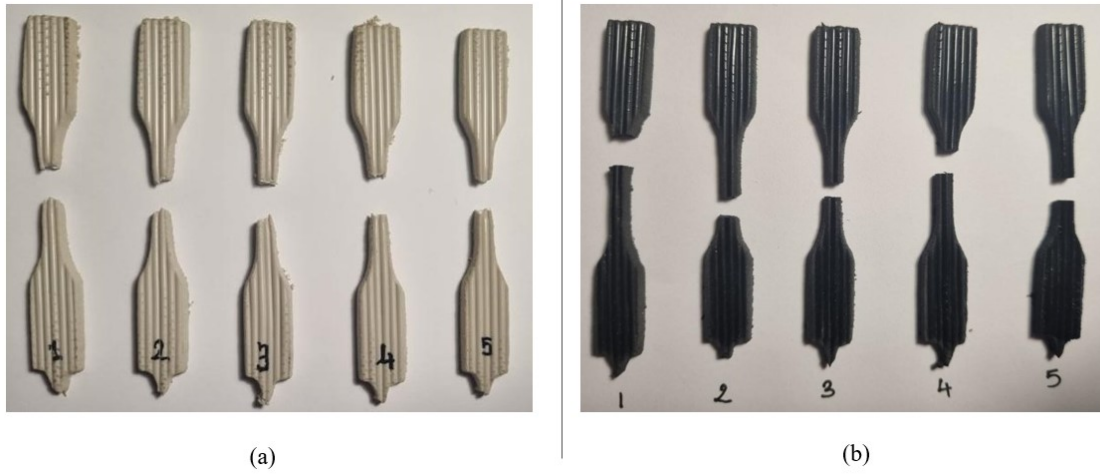
Şekil 4.3 : Saf PEEK numunelerinin çekme testi aşamaları (a) Numunenin sabitlenmesi (b) Boyun verme (c) Kopma

Şekil 4.4'de, CNT/PEEK çekme numunesinin çekme testi sırasındaki test aşamaları gösterilmiştir.



Şekil 4.4 : CNT/PEEK numunelerinin çekme testi aşamaları (a) Numunenin sabitlenmesi (b) Boyun verme (c) Kopma

Şekil 4.5'de test edilen saf PEEK ve CNT/PEEK numunelerinin görselleri verilmiştir.



Şekil 4.5 : (a) Saf PEEK çekme numuneleri (b) CNT/PEEK çekme numuneleri

Çizelge 4.2’de saf PEEK numunelerine ait akma gerilme değerleri verilmiştir.

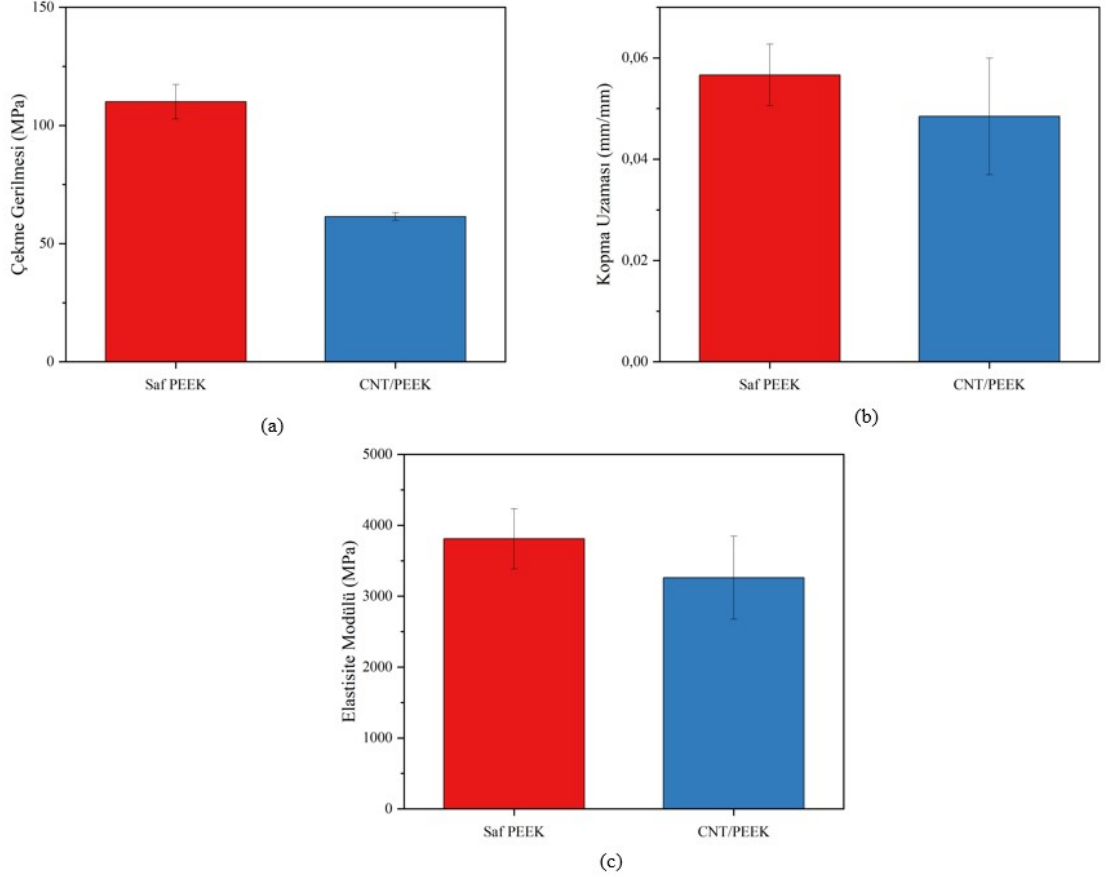
Çizelge 4.2 : Saf PEEK numunelerinin akma gerilmesi değerleri

Malzemeler	Akma Gerilmesi (MPa)
Numune 1	105.684 ± 7.413
Numune 2	101.220 ± 7.413
Numune 3	120.825 ± 7.413
Numune 4	102.250 ± 7.413
Numune 5	113.291 ± 7.413
Ortalama	108.654 ± 7.413

Bu tez kapsamında CNT takviyesinin amacı PEEK malzemesinin elastisite modülü ve kopma uzaması gibi mekanik özelliklerinin iyileştirilmesidir. Sonuçlar incelendiğinde, bu durumun sadece numune 1 de elde edildiği görülmüştür. Diğer numunelerde elastisite modülünde düşüşler görülmüştür. Bunun temel sebebi olarak CNT takviye malzemesinin ekstrüzyon işlemi sırasında PEEK malzemesi ile homojen karışmayıp kümeleşmenin gerçekleştiği düşünülmektedir [135].

Numuneler eklemeli imalat yöntemi ile üretildiğinden dolayı numunelerin geometri ölçülerinde farklılıklar meydana geldiği görülmüştür. Yapılan çekme testleri sonucunda CNT takviyesinin kompozit malzemeyi gevreklettiği gözlemlenmiştir. Bu etkiden dolayı CNT/PEEK numunelerinin kopma uzama değerleri saf PEEK numunelerinin kopma uzama değerlerinden daha düşük elde edilmiştir. Ayrıca, bu etkiden dolayı CNT/PEEK numunelerine ait akma gerilmesi maksimum gerilme değerleri ile aynı kabul edilmiştir. Saf PEEK malzemesinin ortalama elastisite

modülü değeri CNT/PEEK malzemesinin ortalama elastisite modülüne göre %15 daha yüksek elde edilmiştir. Saf PEEK numunelerinden 3. numune hem elastisite modülü hem de akma gerilme değeri diğer numunelere göre daha yüksek elde edilmiştir. Şekil 4.6’da, saf PEEK ve CNT/PEEK numunelerinin ortalama mekanik özellik değerleri verilmiştir.

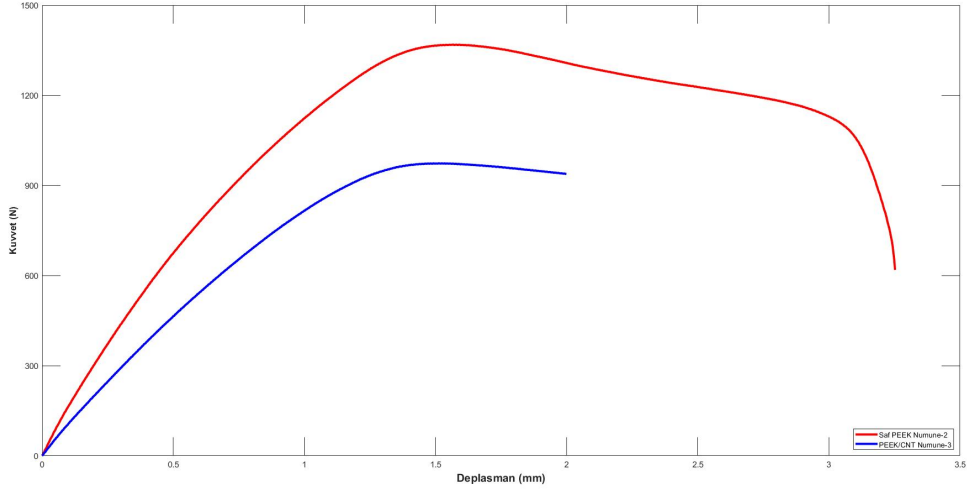


Şekil 4.6 : Saf PEEK ve CNT/PEEK numunelerine ait (a) çekme gerilmesi (b) kopmadaki birim şekil değişimi (c) elastisite modülü

Şekil 4.6’da görüldüğü üzere CNT takviyesi saf PEEK malzemesinin çekme gerilmesi, elastisite modülü ve kopma uzaması gibi mekanik özelliklerinde beklenildiğinin aksine iyileşme yaratmamıştır. Saf PEEK numunelerin ortalama çekme gerilmesi ve kopma uzaması değerleri CNT/PEEK numunelerinin ortalama çekme gerilmesi ve kopma uzaması değerlerine göre yaklaşık %40 daha yüksek elde edilmiştir. Ayrıca, tüm mekanik özelliklerde CNT/PEEK numunelerinin değerleri sonucunda elde edilen standart sapma değeri, saf PEEK numunelerinin değerleri sonucunda elde edilen

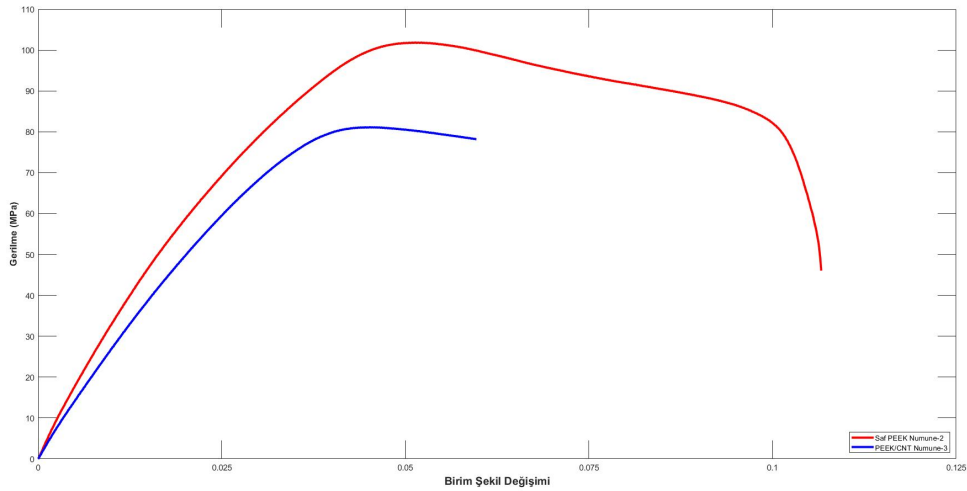
standart sapma değerine göre çok yüksek çıktığı gözlemlenmiştir.

Numunelerin mekanik özelliklerin ortalamaları göz önünde bulundurularak saf PEEK numunelerinden 2. numune ve CNT/PEEK numunelerinden 3. numune test verilerinin karşılaştırılabilmesi için seçilmiştir. şekil 4.7’de çekme testi sonucunda seçilen numunelerin kuvvet-deplasman grafiği verilmiştir.



şekil 4.7 : Saf PEEK ve CNT/PEEK numunelerine ait kuvvet-deplasman grafiği

Çekme testi sonucunda elde edilen kuvvet-deplasman verileri kullanılarak gerilme-birim şekil değiştirme değerleri hesaplanmıştır. Hesaplanan bu değerler şekil 4.8’de verilmiştir.



şekil 4.8 : Saf PEEK ve CNT/PEEK numunelerine ait gerilme-birim şekil değişimi grafiği

Sonuçlar incelendiğinde CNT takviyesi PEEK malzemesinin plastik malzeme özelliğini değiştirerek malzemeyi gevrekleştirdiği gözlemlenmiştir. Saf PEEK numunesinin hem kuvvet hem de gerilme değerinin CNT/PEEK numunesinin hem maksimum çekme kuvveti hem de maksimum çekme gerilme değerinin daha yüksek olduğu gözlemlenmiştir. Ayrıca aynı deplasman değerinde saf PEEK numunesinin CNT/PEEK numunesine göre daha yüksek kuvvete maruz kaldığı gözlemlenmiştir. Her iki numune de birim şekil değişikliği değerleri 0.005 mm olduğu yere kadar lineer artış göstermiştir.

Son olarak Evonik firmasından tedarik edilen VESTAKEEP 2000 G - PEEK malzemesinin teknik verileri ile saf PEEK numunelerinden ikinci numune üzerinde yapılan çekme deneyi sonucunda elde edilen malzeme özellikleri karşılaştırılmıştır [136]. Bu karşılaştırma Çizelge 4.3’de verilmiştir.

Çizelge 4.3 : Saf PEEK ve VESTAKEEP PEEK mekanik özellikleri

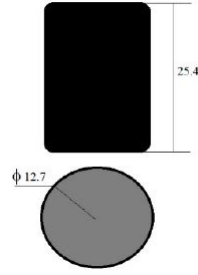
Malzeme Özelliği	VESTAKEEP PEEK	Saf PEEK
İmalat Yöntemi	Plastik enjeksiyon	Granül ekstrüder ile eklemeli imalat
Çekme Modülü (MPa)	3700	3809.948
Akma Gerilmesi (MPa)	100	108.48
Akma Birim Şekil Değişimi (%)	5.00	5.28

Evonik firmasından tedarik edilen VESTAKEEP 2000 G - PEEK malzemesi plastik enjeksiyon yöntemi ile imal edilmişken saf PEEK numune 2 granül ekstrüzyon eklemeli imalat yöntemi ile imal edilmiştir. Granül ekstrüzyon yönteminin numunede bir zafiyete neden olmadığı gözlemlenmiştir. Bu durum da granül ekstrüzyon eklemeli imalat yönteminin, FDM gibi diğer eklemeli imalat yöntemlerine nazaran en büyük avantajı olarak ortaya konulmuştur.

4.3 Basma Testi

Basma testi için numuneler blok veya silindir şeklinde hazırlanmaktadır. Blok şeklindeki numuneler için boyutlar 12,7 mm uzunluk, 12,7 mm genişlik ve 25,4 mm yükseklik, silindirik numunelerin çapı 12,7 mm ve uzunluğu 25,4 mm olmalıdır. Gerçekleştirilen ASTM D695 test standardı ile basma dayanımı ve basma modülü hakkında veriler elde edilir. Şekil 4.9’da basma deneyinde kullanılan silindirik

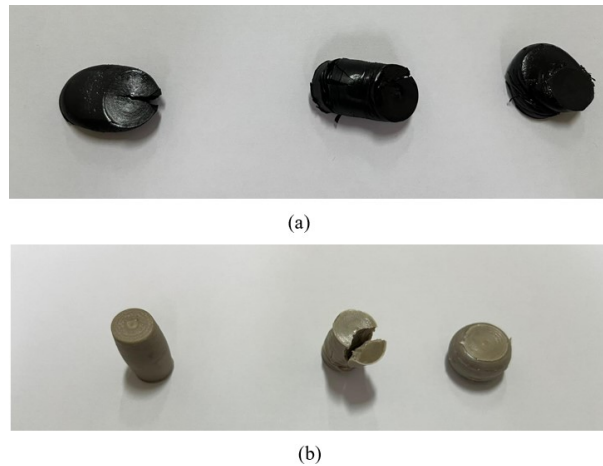
geometriye sahip numunelerin ölçüleri verilmiştir. Tez kapsamında üçer adet eklemeli imalat ile imal edilen silindirik numuneler 5 mm/dk hız ile test edilmiştir.



Şekil 4.9 : ASTM D695 test standardına uygun test numunesi geometrisi

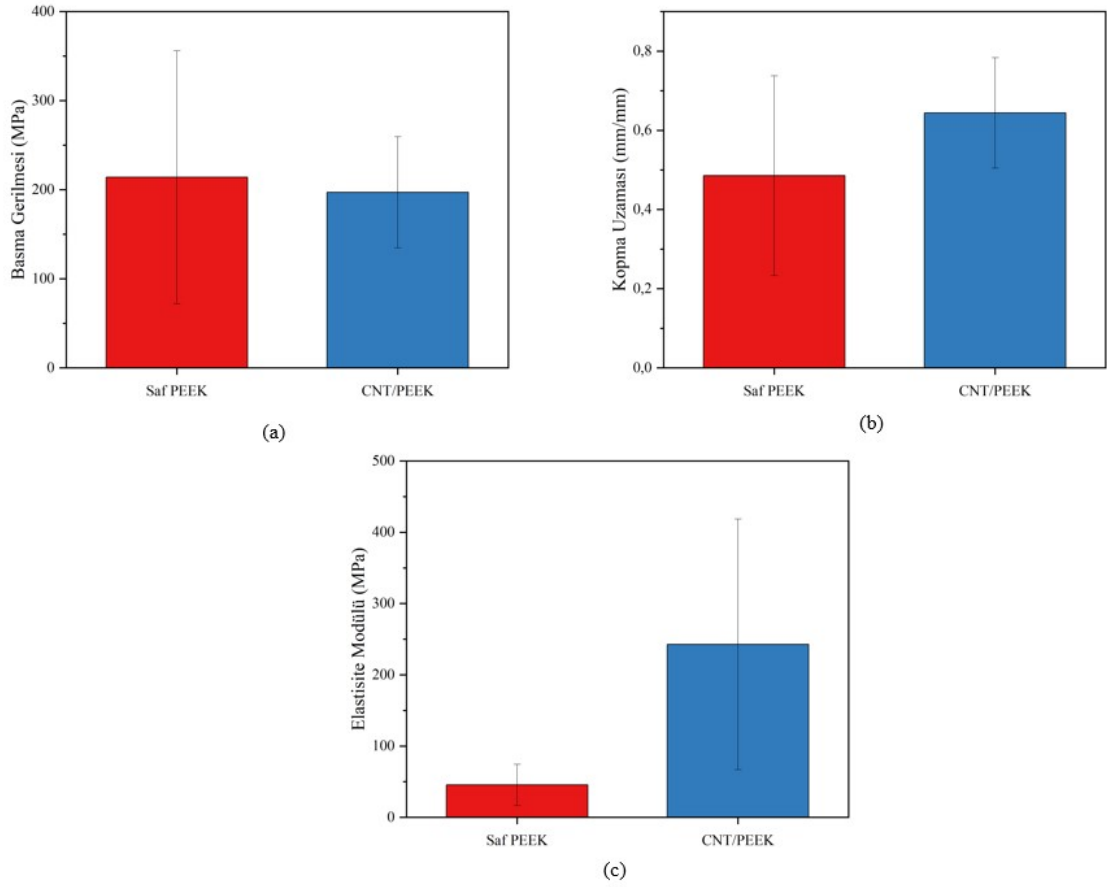
4.4 Basma Testi Sonuçları

Üçer adet çapı 14 mm ve boyu 25 mm olan saf PEEK ve CNT/PEEK numuneleri ile basma testi gerçekleştirilmiştir. Sonuçlar incelendiğinde, çekme deneyinin sonuçlarının aksine CNT takviyesi saf PEEK malzemesinin basma gerilmesi, kopma uzaması ve basma modülü gibi mekanik özelliklerinde iyileşme gerçekleştirmiştir. Bu etkiden dolayı CNT/PEEK numunelerinin kopma uzama değerleri saf PEEK numunelerinin kopma uzama değerlerinden daha yüksek elde edilmiştir. Saf PEEK malzemesinin ortalama çekme modülü değeri CNT/PEEK malzemesinin ortalama çekme modülü değerine göre daha düşük elde edilmiştir.



Şekil 4.10 : (a) CNT/PEEK ait basma numunleri (b) saf PEEK ait basma numunleri

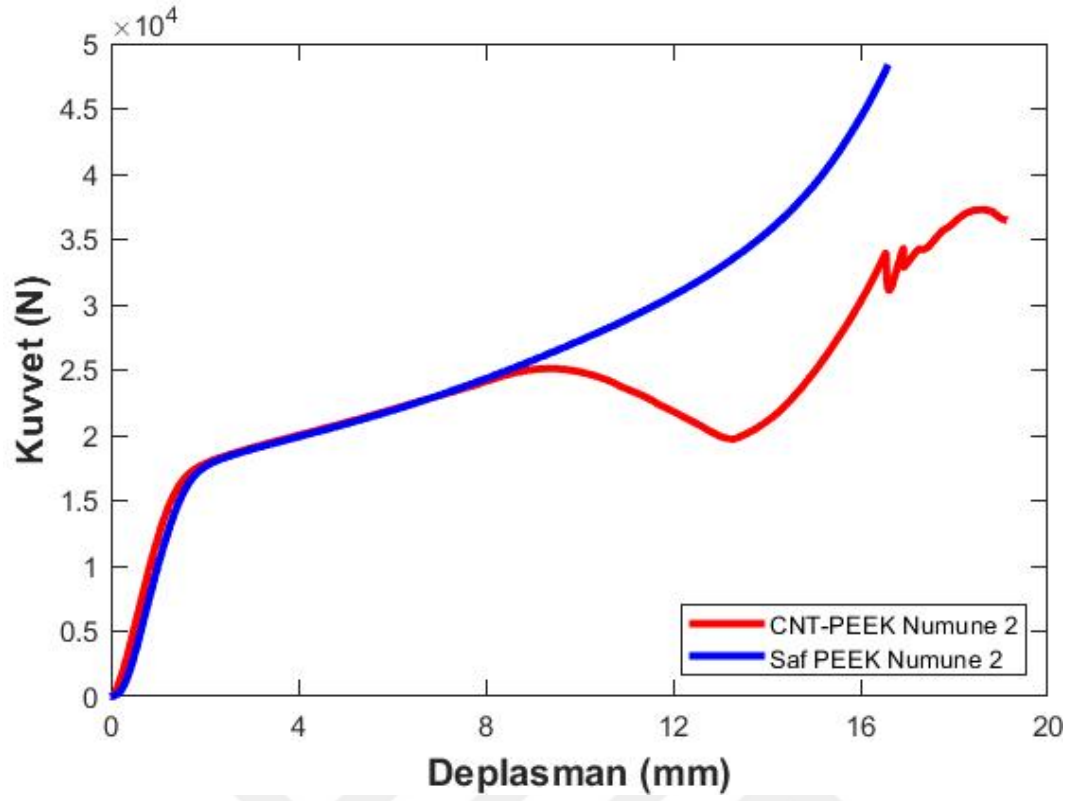
Şekil 4.11’da, saf PEEK ve CNT/PEEK numunelerinin ortalama mekanik özellik değerleri verilmiştir.



Şekil 4.11 : Saf PEEK ve CNT/PEEK numunelerine ait (a) basma gerilmesi (b) kopmadaki birim şekil değişimi (c) elastisite modülü

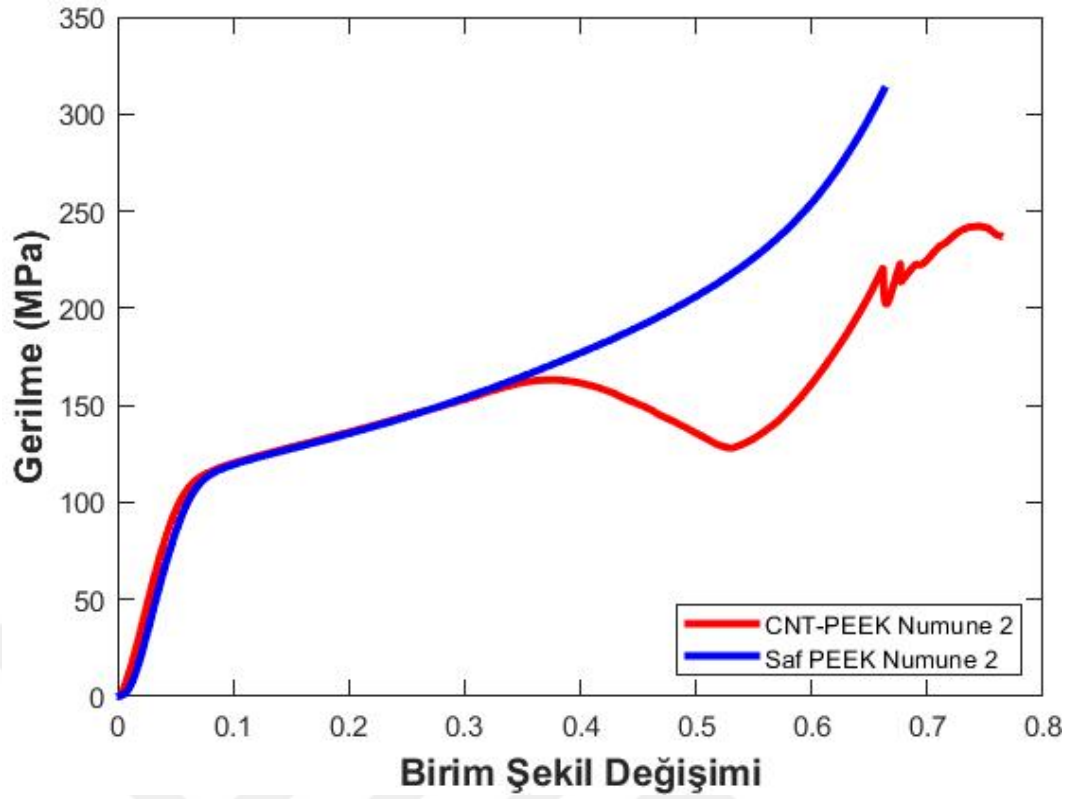
Şekil 4.11’da görüldüğü üzere CNT takviyesi saf PEEK malzemesinin basma modülü ve kopma uzaması gibi mekanik özelliklerinde beklenildiği gibi iyileşme yaratmıştır. Numunelerin birbirlerine göre oranının en çok ortalama basma modülünde meydana geldiği görülmüştür. Elde edilen standart sapma değerleri en çok basma gerilmesinde saf PEEK numunesinde, ortalama elastisite modülü CNT/PEEK numunesinde ve ortalama kopma uzamasında saf PEEK numunesinde elde edilmiştir.

Numunelerin mekanik özelliklerin ortalamaları göz önünde bulundurularak saf PEEK numunelerinden 2. numune ve CNT/PEEK numunelerinden 2. numune test verilerinin karşılaştırılabilmesi için seçilmiştir. Şekil 4.12’da basma testi sonucunda seçilen numunelerin kuvvet-deplasman grafiği verilmiştir.



Şekil 4.12 : Saf PEEK ve CNT/PEEK numunelerine ait kuvvet-deplasman grafiği

Basma testi sonucunda elde edilen kuvvet-deplasman verileri kullanılarak gerilme-birim şekil değiştirme değerleri hesaplanmıştır. Hesaplanan bu değerler Şekil 4.13’da verilmiştir.



Şekil 4.13 : Saf PEEK ve CNT/PEEK numunelerine ait gerilme-birim şekil değişimi grafiği

Sonuçlar incelendiğinde, 8 mm deplasman değerine kadar her iki numunede yaklaşık aynı kuvvete maruz kaldığı gözlemlenmiştir. Maksimum kuvvet ve gerilme değerleri Saf PEEK numunesinde elde edilmiştir. Yaklaşık 35000 N kuvvet değerinde CNT/PEEK numunesi daha yüksek deplasman değerine ulaştığı görülmüştür. Yaklaşık 16 mm deplasman değerinde ise saf PEEK numunesi daha yüksek kuvvete maruz kaldığı gözlemlenmiştir. Son olarak çekme testi değerleride göre en yüksek kuvvet, deplasman, gerilme ve birim şekil değişikliği değerleri daha yüksek elde edilmiştir.

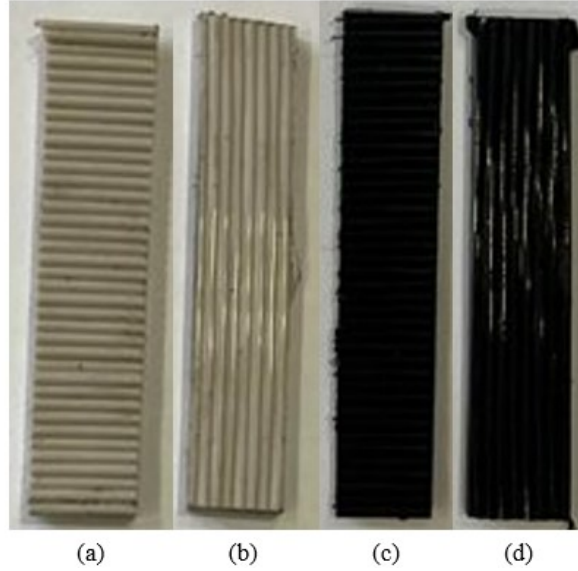
4.5 Baskı Yönün Mekanik Özelliklere Etkisi

Bu bölümde baskı yönünün saf PEEK ve CNT/PEEK malzemelerinin mekanik özelliklerine etkisi incelenmiştir. Bu bağlamda üç nokta eğme deneyi gerçekleştirilmiştir. Bu tez kapsamında yapılan üç nokta eğme deneyinde eklemeli imalat yöntemi ile dörder adet üretilen numunelerin filament basma yönünün eğilme modülü, birim şekil değişimi ve eğilme gerilmesine etkisi saf PEEK ve CNT/PEEK malzemeleri için

karşılaştırmalı olarak incelenmiştir. Ayrıca CNT takviyesinin saf PEEK malzemesinin mekanik özelliklerine etkisi incelenmiştir.

Üç nokta eğme testi, basit bir şekilde desteklenen bir kirişe (numune) bir yük uygulamak için üç noktalı bir yükleme sistemi kullanan, yüksek modüllü kompozitler ve elektrik yalıtım malzemeleri dahil olmak üzere takviyesiz ve takviyeli plastiklerin eğilme özelliklerini belirlemek için kullanılır. Metod genel olarak hem rijit hem de yarı rijit malzemelere uygulanabilir, ancak kırılmayan veya test numunesinin dış yüzeyinde %5.0 gerinim sınırı içinde akmayan malzemeler için eğilme dayanımı belirlenemez.

Üç nokta eğme testi numuneleri ASTM D790 test standardına uygun olarak eklemeli imalat ile imal edilmiştir ve yine bu test standardına göre deneyler gerçekleştirilmiştir. Şekil 4.14’de, üç nokta eğme testi için üretilen numuneler gösterilmiştir.



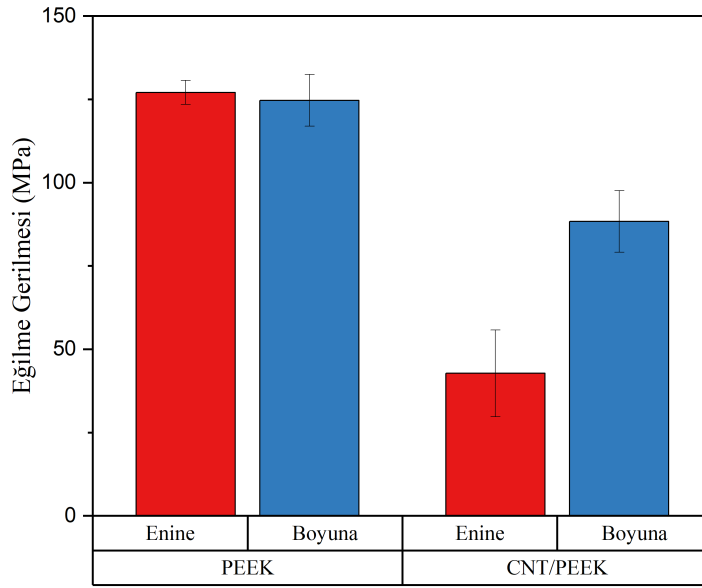
Şekil 4.14 : Test numuneleri (a) enine saf PEEK (b) boyuna saf PEEK (c) enine CNT/PEEK (d) boyuna CNT/PEEK

Üç nokta eğme deneyi Testometric markasına ait 30 kN kapasiteli makinede 10 mm/dk hızı ile gerçekleştirilmiştir. Şekil 4.15’de bu makinenin görseli verilmiştir.



Şekil 4.15 : Testometric markalı makine

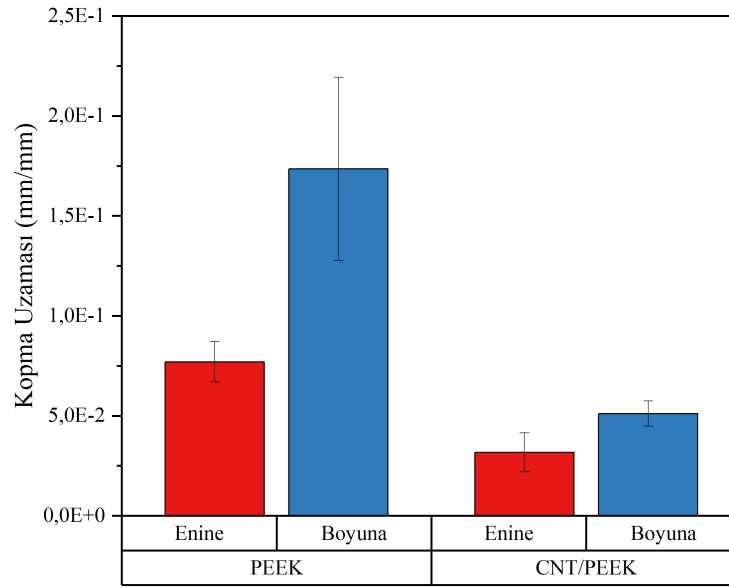
Bu tez kapsamında CNT takviyesi saf PEEK malzemesinin eğilme modülü, eğilme gerilmesi ve birim şekil değişikliği gibi mekanik özelliklerinin iyileştirmesi beklenilmektedir. Ama, sonuçlar incelendiğinde, bu durumun hiçbir CNT/PEEK numunelerinde elde edildiği görülmemiştir. Bunun temel sebebi olarak çekme deneyinde olduğu gibi CNT takviye malzemesinin ekstrüzyon işlemi sırasında PEEK malzemesi ile homojen karışmayıp kümeleşmenin gerçekleştiği düşünülmektedir [135]. Baskı yönünün numunelerin mekanik özelliklerine etkisini incelemek için bar grafikleri oluşturulmuştur. Şekil 4.16’te, saf PEEK ve CNT/PEEK numunelerinin ortalama eğilme gerilmesi değerleri verilmiştir.



Şekil 4.16 : Saf PEEK ve CNT/PEEK numunelerine ait eğilme gerilmesi değerleri

Sonuçlar incelendiğinde, saf PEEK numuneleri için baskı yönünün maksimum eğilme gerilme değeri üzerinde etkisi çok görülmemiştir. Baskı yönü boyuna olan saf PEEK numunelerin hesaplanan maksimum eğilme gerilme değerlerinin standart sapması, baskı yönü enine olan saf PEEK numunelerin hesaplanan maksimum eğilme gerilme değerlerinin standart sapmasından daha büyük elde edilmiştir. CNT/PEEK numuneleri için baskı yönünün maksimum eğilme gerilme değeri üzerinde etkisi net bir şekilde görülmemiştir. Baskı yönü boyuna olan saf PEEK numunelerin hesaplanan maksimum eğilme gerilme değeri, baskı yönü enine olan saf PEEK numunelerin hesaplanan maksimum eğilme gerilme değerine göre daha büyük elde edilmiştir. Ayrıca, baskı yönünün saf PEEK numunelerinde oluşturduğu standart sapma boyuna numunelerde büyük iken CNT/PEEK numunelerinde baskı yönü enine olan numunelerde daha büyük çıkmıştır.

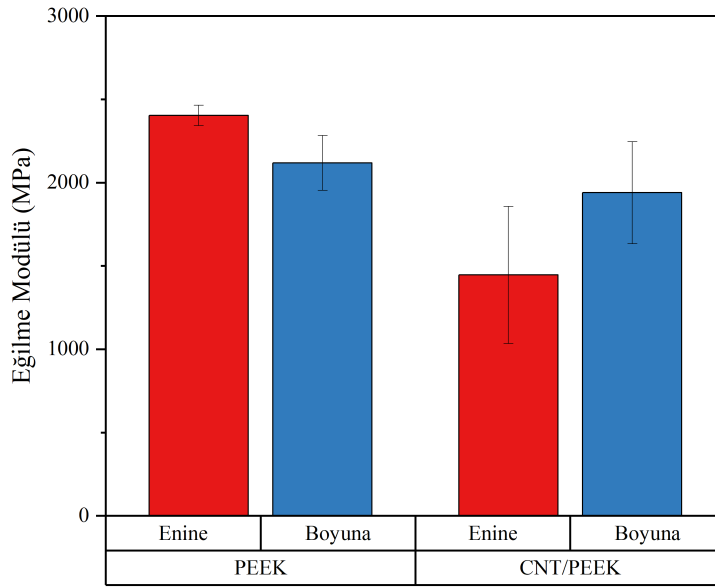
Çekme deneyi sonuçlarındaki gibi üç nokta eğme deneyinde de CNT takviyesinin saf PEEK malzemesinin mekanik özelliklerini geliştirmediği gözlemlenmiştir. Şekil 4.17’de, saf PEEK ve CNT/PEEK numunelerinin ortalama birim şekil değişimi değerleri verilmiştir.



Şekil 4.17 : Saf PEEK ve CNT/PEEK numunelerine ait kopmanın birim şekil değişimi değerleri

Sonuçlar incelendiğinde, saf PEEK numuneleri için baskı yönünün birim şekil değişimi değeri üzerindeki etkisi net bir şekilde görülmüştür. Baskı yönü boyuna olan saf PEEK numunelerinde hesaplanan birim şekil değişimi değeri baskı yönü enine olan saf PEEK numunelerinin yaklaşık iki kat fazla çıkmıştır. Baskı yönünün saf PEEK malzemesinin dayanımını da etkilemiştir. Saf PEEK numuneleri için oluşan standart sapma değerleri baskı yönü boyuna olan numunelerin ortalamasında daha büyük elde edilmiştir. CNT/PEEK’de baskı yönü boyuna olan numunelerde birim şekil değişimi değerleri baskı yönü enine olan numunelerde oluşan birim şekil değişimi değerlerinden daha yüksek olduğu gözlemlenmiştir. Ayrıca, baskı yönünün saf PEEK numunelerinde oluşturduğu standart sapma boyuna numunelerde büyük iken CNT/PEEK numunelerinde baskı yönü enine olan numunelerde daha büyük çıkmıştır. Çekme deneyi sonuçlarındaki gibi üç nokta eğme deneyinde de CNT takviyesinin saf PEEK malzemesini gevrek malzemeye dönüştürdüğü gözlemlenmiştir. Bu nedenden dolayı saf PEEK numunelerinde elde edilen birim şekil değişimi değerleri CNT/PEEK numunelerinden daha büyük olarak gözlemlenmiştir.

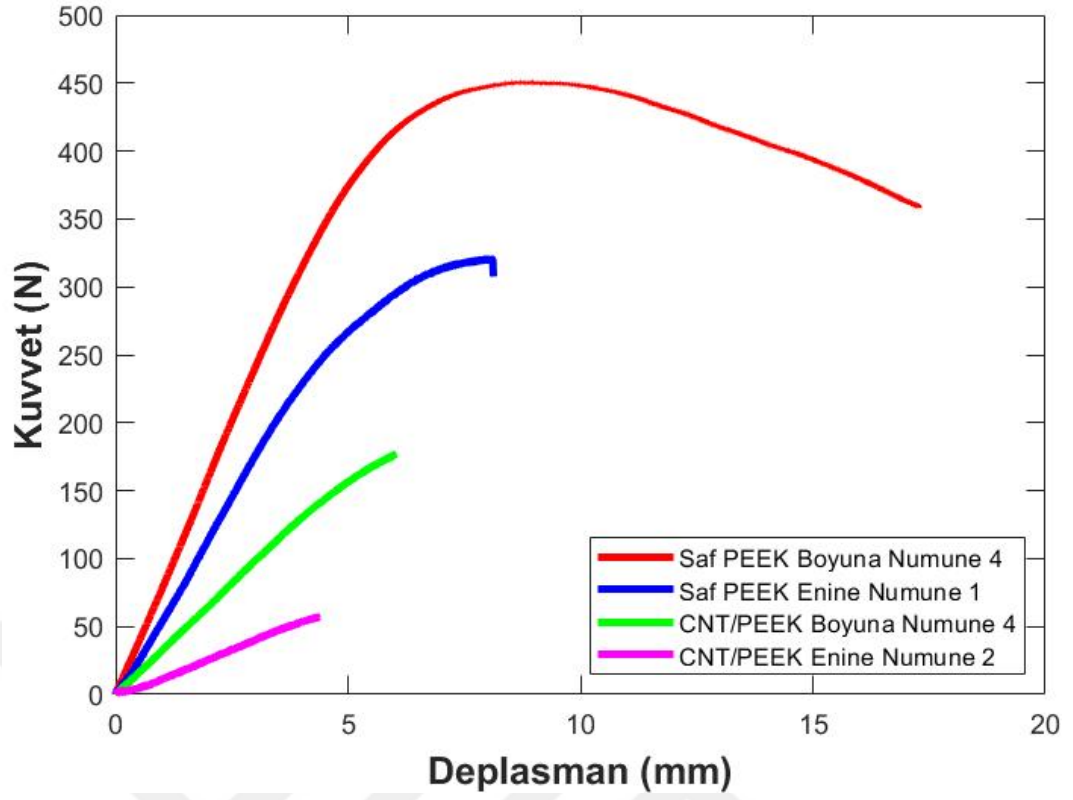
Şekil 4.18’de, saf PEEK ve CNT/PEEK numunelerinin ortalama eğilme modülü değerleri verilmiştir.



Şekil 4.18 : Saf PEEK ve CNT/PEEK numunelerine ait eğilme modülü değerleri

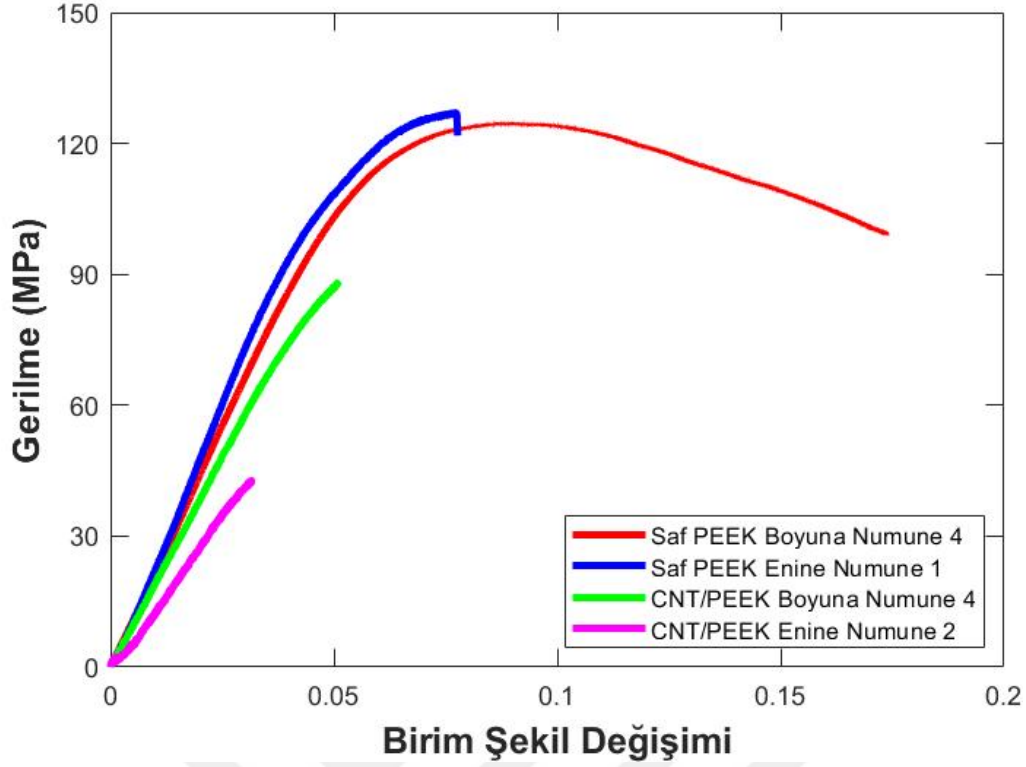
Sonuçlar incelendiğinde, saf PEEK numuneleri için baskı yönünün eğilme modülü değeri üzerindeki etkisi görülmektedir. Baskı yönü enine olan saf PEEK numunelerinde hesaplanan eğilme modülünün değeri baskı yönü boyuna olan numunelerin değerlerinin %15 daha büyük elde edilmiştir. Baskı yönünün saf PEEK malzemesinin dayanımını da etkilemiştir. Saf PEEK numuneleri için oluşan standart sapma değerleri baskı yönü boyuna olan numunelerin ortalamasında daha büyük elde edilmiştir. CNT/PEEK’de baskı yönü boyuna olan numunelerde eğilme modülü değerleri baskı yönü enine olan numunelerde oluşan eğilme modülü değerlerinden daha yüksek olduğu gözlemlenmiştir. Ayrıca, baskı yönünün saf PEEK numunelerinde oluşturduğu standart sapma boyuna numunelerde ve benzer şekilde CNT/PEEK numunelerinde baskı yönü boyuna olan numunelerde daha büyük çıkmıştır.

Numunelerin mekanik özelliklerin ortalamaları göz önünde bulundurularak baskı yönü boyuna olan saf PEEK numunelerinden 4. numune, baskı yönü enine olan saf PEEK numunelerinden 1. numune, baskı yönü boyuna olan CNT/PEEK numunelerinden 4. numune ve baskı yönü enine CNT/PEEK numunelerinden 2. numune test verilerinin karşılaştırılabilmesi için seçilmiştir. Şekil 4.19’de üç nokta eğme testi sonucunda seçilen numunelerin kuvvet-deplasman grafiği verilmiştir.



Şekil 4.19 : Saf PEEK ve CNT/PEEK numunelerine ait kuvvet-deplasman grafiği

Üç nokta eğme testi sonucunda elde edilen kuvvet-deplasman verileri kullanılarak gerilme-birim şekil değiştirme değerleri hesaplanmıştır. Hesaplanan bu değerler Şekil 4.20’de verilmiştir.

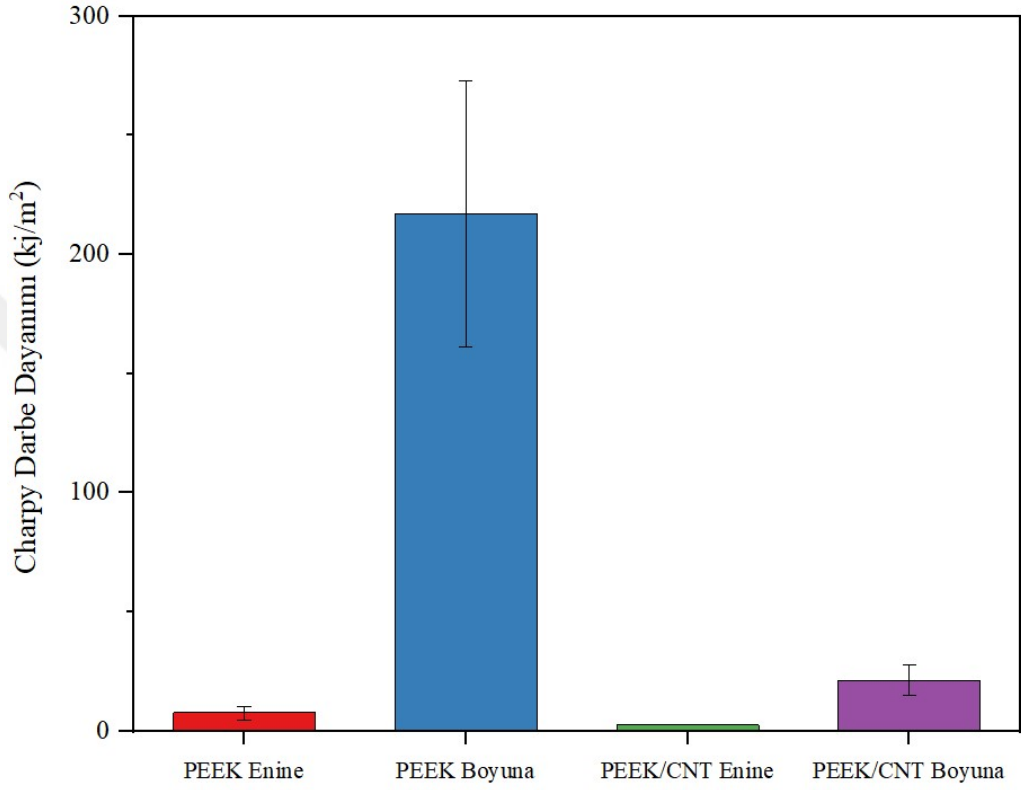


Şekil 4.20 : Saf PEEK ve CNT/PEEK numunelerine ait gerilme-birim şekil değişimi grafiği

Sonuçlar incelendiğinde CNT takviyesi PEEK malzemesinin plastik malzeme özelliğini değiştirerek gevrek malzeme haline getirdiği gözlemlenmiştir. Maksimum eğilme kuvvet değeri baskı yönü numune boyunca olan saf PEEK 4. numunesinde elde edilirken, maksimum eğilme gerilme değeri baskı yönü numune enine olan saf PEEK 2. numunesinde elde edilmiştir. Bu farklılığın temel sebebi, numunelerin geometrilerinin birbirinden farklılığından kaynaklanmıştır. Maksimum deplasman ve birim şekil değişimi değerleri baskı yönü numune boyunca olan saf PEEK 4. numunesinde elde edilmiştir. CNT/PEEK numuneleri her iki grafikte de görüldüğü üzere beklenenin aksine saf PEEK numuneleri değerlerinden daha düşük çıktığı görülmüştür. Bunun temel sebebi daha önceki sonuçlarda da bahsedildiği gibi CNT taksivesinin agleramasyon oluşturmamasından kaynaklanmaktadır. Her iki malzemede de baskı yönü boyunca olan numunelerin aynı deplasman değerinde daha fazla yüke maruz kaldığı gözlemlenmiştir. Baskı yönü numune boyunca olduğunda malzemenin dayanımını arttırdığı gözlemlenmiştir.

4.6 Charpy Darbe Dayanımı Testi

Numuneler D6110-10 plastikler için çentikli Charpy darbe dayanımı testi standardına uygun şekilde test edilmiştir. Bu test yönteminin sonucunda, numune genişliği birimi başına absorbe edilen enerji elde edilir. Dörder numune kullanılarak elde edilen charpy darbe dayanımı değerleri Şekil 4.21’de verilmiştir.

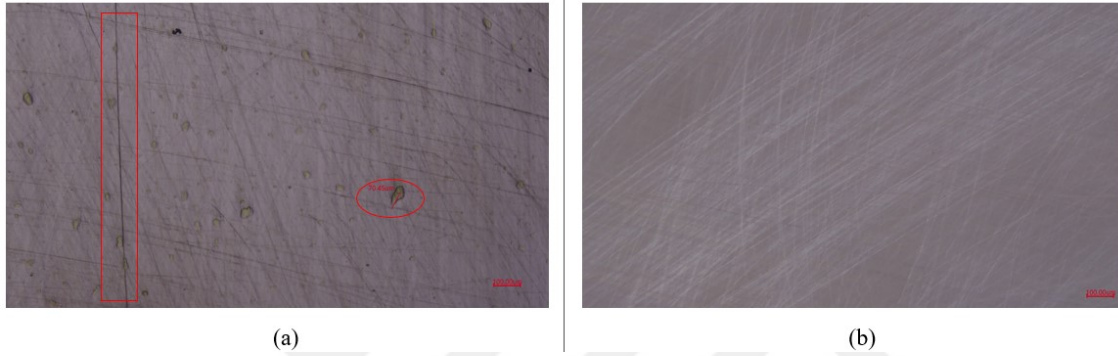


Şekil 4.21 : Saf PEEK ve CNT/PEEK numunelerine ait Charpy darbe dayanımı değerleri

Sonuçlar incelendiğinde PEEK numunelerinden baskı yönü boyuna olan numunelerin charpy darbe dayanımının diğer numunelerden daha yüksek olduğu gözlemlenmiştir. En düşük darbe dayanımı PEEK/CNT numunelerinden baskı yönü boyuna olan numunelerde olduğu görülmüştür. CNT takviyesinin darbe dayanımının artırması gerekirken saf PEEK malzemesinin darbe dayanımı CNT/PEEK kompozit malzemesinden daha iyidir. Bunun sebebi olarak CNT takviyesinin homojen şekilde PEEK malzemesi ile karışmaması olduğu düşünülmektedir.

4.7 Mikroskopik İncelemeler

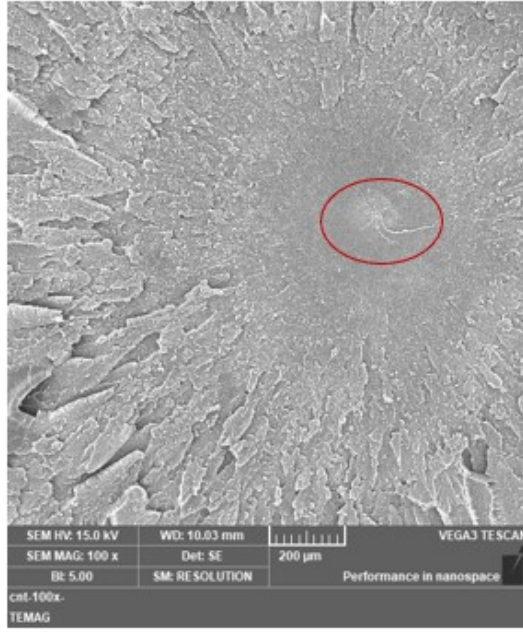
Granül ekstrüder eklemeli imalatı ile imal edilen saf PEEK ve CNT/PEEK test numunelerinden birer örnek alınıp bakalitlendikten sonra parlatılmıştır. Daha sonrasında optik mikroskop ve taramalı elektron mikroskobu yardımıyla numune yüzeyleri incelenmiştir. Şekil 4.22’de saf PEEK ve CNT/PEEK numunelerinin optik mikroskop ile incelenen yüzeylerin görüntüleri verilmiştir.



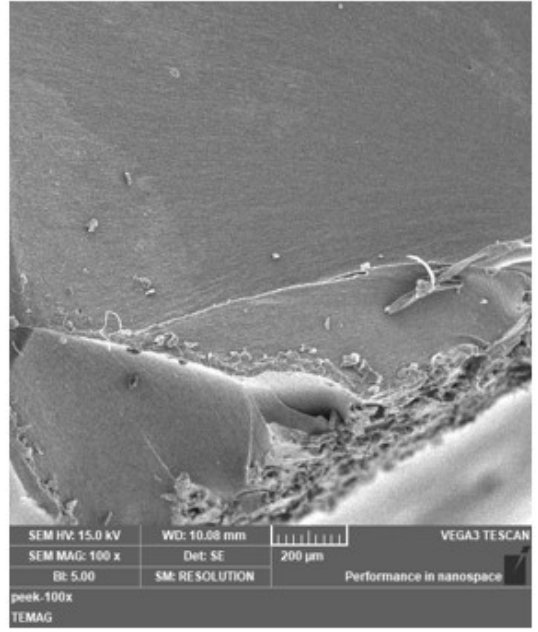
Şekil 4.22 : Optik mikroskop görüntüleri (a) CNT/PEEK numunesi (b) Saf PEEK numunesi

Optik mikroskop ile yapılan görüntüleme sonucunda CNT/PEEK numunesinde kırmızı kutu ile gösterilen alanda katmanlar arasında süreksizlikler görülmüştür. Ayrıca kırmızı yuvarlak ile gösterilen alanda da CNT’lerin kümeleştiği görülmektedir. CNT/PEEK numunelerinde görülen bu kümeleşme ve süreksizlikler saf PEEK numunesinde görülmemiştir. Deneysel çalışmalar ile elde edilen sonuçlarda CNT takviyesinin etkisinin beklenildiği gibi çıkmamasının sebebi bu süreksizlikler ve kümeleşme ile açıklanabilmektedir.

Şekil 4.23’te saf PEEK ve CNT/PEEK numunelerinin VEGA3 TESCAN taramalı elektron mikroskobu ile incelenen yüzeylerin görüntüleri verilmiştir.



(a)



(b)

Şekil 4.23 : Taramalı elektron mikroskop görüntüleri (a) CNT/PEEK numunesi (b) Saf PEEK numunesi

Deneyisel çalışmalar sonucunda görüldüğü gibi CNT takviyesi saf PEEK malzemesini gevrekleştirdiği gözlemlenmiştir. CNT/PEEK numunlerinin yüzeylerinde görülen pürüzlülük gevrek kırılmanın göstergesidir. Ayrıca kırmızı yuvarlak ile gösterilen alan çatlak başlangıcını ifade etmektedir. Saf PEEK numunesinin yüzeyi incelendiğinde CNT/PEEK numunesinin aksine pürüzsüz bir yüzey görülmektedir. İnceleme sonucunda gözlemlenen pürüzsüz yüzey sünek kırılmanın göstergesidir.



5. GENEL DEĞERLENDİRME VE GELECEKTE YAPILMASI ÖNGÖRÜLEN ÇALIŞMALAR

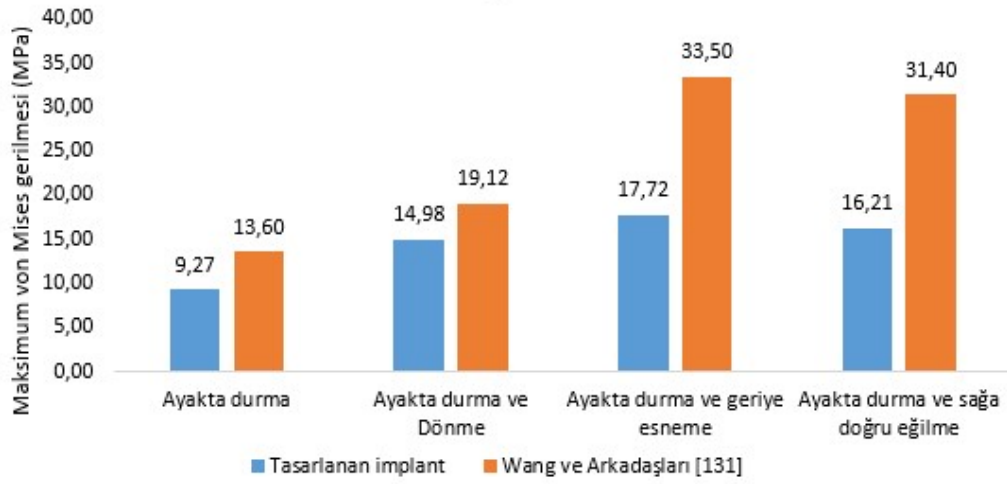
Bu tez kapsamında, lomber omurga bölgesinde hasar almış bireyler için hastaya özgü implant tasarımı ve tasarlanan bu implant için mekanik malzeme modeli kullanılarak, implantın maruz kalacağı farklı yükleme durumları için mukavemet analizleri ve sonlu elemanlar yöntemi ile hesaplamalar yapılmıştır. Geliştiren malzeme modeli için MT yöntemi kullanılarak kompozitin katılık matrisi elde edilmiştir. Hasarlı omur olarak lomber bölgenin dördüncü omuru olan L4 omuru seçilmiştir. Bu omurun, omur gövdesi tüm omurgadan çıkartılarak yerine tasarlanan omur implantı yerleştirilmiştir. Bu işlem için iki yol vardır. Bunlar, LFS ve PFS'dir. Bu tez kapsamında ameliyat şartlarında kolaylık sağlaması ve ameliyat sonrası hastanın hareket kısıtlılığının PFS sitemine göre daha az olması gibi nedenlerden dolayı LFS yöntemi seçilmiştir.

Tasarlanan implant için oluşturulan malzeme kompozisyonunun matris malzemesi olan PEEK, günümüzde çoğunlukla kullanılan Ti ve Ti alaşımı implantların oluşturduğu sorunları (implantların kırılması, MR ile görüntülenememesi, alerjik reaksiyonların meydana gelmesi vb.) ortadan kaldırmak için seçilmiştir. PEEK malzemesinin üstün özellikleri sayesinde üretilecek olan implantların MRI ile görüntüleme işlemi yapılabilir. Böylece ameliyat sonrası implantın doğru konumlandırılıp konumlandırılmadığı veya implant çevresinde kemik doku oluşumunun gerçekleşip gerçekleşmediği incelenebilecektir. Ayrıca PEEK malzemesinin elastik modülü insan kemiğine en yakın malzemelerdendir. Öte yandan Ti ve alaşımlarının elastik modülleri 10 kat daha fazladır ve bu durumdan dolayı implant dokular üzerinde gereğinden fazla gerilmeye sebep olarak implantın başarısını oldukça düşürmektedir. Ek olarak katkı malzemesi olarak kullanılan CNT sayesinde omurga implantının kırılma tokluğu ve darbe sönümleme özellikleri iyileştirilmeye çalışılmıştır.

Sonlu elemanlar analizinden önce analitik çözümleme yapılmıştır. Analitik çözümleme yapılırken sistem basite indirgenmiştir. Bölüm 3.2'de bahsi geçen dört durum için implant geometrisi kesit alanı üzerinde hesaplamalar yapılmıştır. Ek olarak

analitik çözümlemenin sonuçlarını karşılaştırmak için sonlu elemanlar ortamında temel bir analiz yapılmıştır. Sonuçlar karşılaştırıldığında yapılan analiz sonuçları ve analitik çözümleme sonuçları birbiri ile benzerlik göstermiştir.

İmplantın dayanımını incelemek için bir insanın günlük hayatında yapmış olduğu ayakta durma, ayakta dururken eksenel dönme, ayakta dururken geriye doğru esneme ve ayakta dururken sağa doğru yanal eğilme gibi dört aktiviteye göre Abaqus CAE sonlu elemanlar yazılımı ile statik analizler yapılmıştır. Yapılan analizler sonucunda elde edilen maksimum von Mises gerilmeleri Wang ve arkadaşlarının yaptığı çalışma ile karşılaştırılmıştır. Şekil 5.1’de elde edilen sonuçların Wang ve arkadaşlarının yaptığı çalışmadaki sonuçları ile karşılaştırılması verilmiştir.



Şekil 5.1 : Tasarlanan implanta ait sonuçlar ile Wang ve arkadaşlarının yaptığı sonuçlardaki maksimum von Mises gerilme değerlerinin karşılaştırılması

Tasarlanan implant analizi sonucu ile Wang ve arkadaşlarının yapmış olduğu çalışmadaki maksimum von Mises gerilme değerleri farklılık göstermiştir. Bunun en temel sebebi kullanılan malzeme formülasyonlarının farklı olmasıdır. Wang ve arkadaşlarını yapmış olduğu çalışmada Ti alaşımı olan Ti6Al4V kullanılırken bu tez kapsamında PEEK/CNT kompozit malzemesi kullanılmıştır. Bu çalışmada uygulanan basma kuvveti Wang ve arkadaşlarının yapmış olduğu çalışmadaki basma kuvvetiyle aynı büyüklükte olmasına rağmen, tüm durumlarda daha iyi sonuçlar elde edilmiştir. Ayakta durma durumuna göre tasarlanan implantın maksimum von Mises gerilme değeri, Wang ve arkadaşları tarafından tasarlanan implantın maksimum von Mises gerilme değerine göre yaklaşık %32 azaldığı gözlemlenmiştir. Ayakta durma ve

eksenel dönme durumuna göre tasarlanan implantın maksimum von Mises gerilme değeri, Wang ve arkadaşları tarafından tasarlanan implantın maksimum von Mises gerilme değerine göre yaklaşık %22 azaldığı gözlemlenmiştir. Ayakta durma ve geriye esneme durumu ile ayakta durma ve sağa doğru eğilme durumlarının maksimum von Mises gerilme değerleri, Wang ve arkadaşları tarafından tasarlanan implantın maksimum von Mises gerilme değerine göre yaklaşık %48 azaldığı gözlemlenmiştir. Bundan dolayı kullanılan kompozit malzemenin Wang ve arkadaşlarının yaptığı çalışmada kullanılan malzemeden daha başarılı olduğu gözlemlenmiştir.

Yukarıda bahsedilen hususlara ek olarak geleneksel üretim yöntemleri ile üretilen implantlar standart boyutlarda üretilmektedir. Bu durum implantın yerleştirildiği hastalarda uyum problemi yaratmaktadır. Bu problemin önüne geçebilmek için, bu tez kapsamında eklemeli imalat ile üretimi yapılabilecek bir implant malzeme modeli ve geometrisi tasarlanmıştır. Malzeme kompozisyonunda yer alan PEEK'in erime sıcaklığının 350-400 °C aralığında olmasından ve CNT takviyesi eklenmesinden dolayı eklemeli imalat yöntemi olan granül ekstrüzyon yöntemi kullanılmıştır. Kullanılan bu eklemeli imalat yöntemi granül beslemeli olduğu için, üretimden önce PEEK ve CNT çift vidalı bir ekstrüder ile karıştırılarak filament şeklinde üretilmiştir. Daha sonrasında bu filamentler kesici bıçaklarla granül haline getirilmiştir. Üretilen bu granüller ile üç boyutlu yazıcıya beslenerek implant üretilmiştir.

Eklemeli imalat ile üretilen numunelere çekme testi, basma testi ve üç nokte eğilme testi yapılmıştır. Basma testi sonuçları dışındaki tüm testlerde CNT takviyesinin saf PEEK malzemesinin gerilme ve birim şekil değişikliği gibi mekanik özelliklerini beklenenin aksine iyileştirmediği gözlemlenmiştir. Ayrıca, üç nokta eğilme testinde baskı yönünün etkisi de incelenmiştir. Her iki malzemede de baskı yönü numune boyunca olduğunda gerilme ve birim şekil değişikliği gibi mekanik özelliklerini iyileştirdiği gözlemlenmiştir.

Bu tez kapsamında yapılan çalışmaların devamı olarak, gelecekte birtakım çalışmalar yapılması ön görülmüştür. Bunlar;

- İmplant geometrisinin kemikleşmeye izin verebilecek şekilde gözenekli bir yapıda tasarlanmasıdır.

- İmplant üzerinde yapılan analize kas gruplarının etkisi dahil edilmesidir.
- Statik analizlere ek olarak dinamik analiz yapılabilir.
- Takviye malzemesi oranının değışikliğinin sonuçlara etkisinin incelenmesidir.



KAYNAKLAR

- [1] **Nekhlopochin, S., Nekhlopochyn, O. ve Shvets, A.** (2018). A classification of implants for reconstruction of the anterior and middle supporting columns of the spine, *Voprosy neirokhirurgii imeni N.N. Burdenko*, 82, 97.
- [2] **Brydone, A., Meek, D. ve MacLaine, S.** (2010). Bone grafting, orthopaedic biomaterials, and the clinical need for bone engineering, *Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers, Part H: Journal of Engineering in Medicine*, 224(12), 1329–1343.
- [3] **Wallace, N., Schaffer, N.E., Aleem, I.S. ve Patel, R.** (2020). 3D-printed patient-specific spine implants: a systematic review, *Clinical Spine Surgery*, 33(10), 400–407.
- [4] **Deines, H., Grapow, H. ve Westendorf, W.** (1958). *Grundriss der Medizin der alten Ägypter*, Akad.-Verlag.
- [5] **Knoeller, S.M. ve Seifried, C.** (2000). Historical perspective: history of spinal surgery, *Spine*, 25(21), 2838–2843.
- [6] **Fuchs, R.** (1902). Geschichte der Heilkunde bei den Griechen, *Handbuch Der Geschichte Der Medizin*.
- [7] **Schultheiss, D. ve Jonas, U.** (1998). Johannes Scultetus (1595–1645). Urologic aspects in the Armamentarium chirurgicum, *Eur Urol*, 34(529 –35).
- [8] **Joannis, S.** (1988). *Wund-Arzneyisches Zeug-Haus. Faksimile des Originals von 1666. Forschungen zur Geschichrte der Stadt Ulm, Bd.*
- [9] **Bohler, L.** (1937). Die Technik der Knochenbruchbehandlung. 5. A.
- [10] **Poulakou-Rebelakou, E. ve Marketos, S.** (1999). Kidney disease in Byzantine medical texts, *Am J Nephrol*, 19, 172.
- [11] **Fallouji, M.** (1993). History of the abdominal cavity. Arabic contributions, *Int Surg*, 78, 236–8.
- [12] **McAfee, P.**, (1995). Thoracolumbar spinal corporectomy, cilt189, Quality Medical Publishing, St. Louis, MO.
- [13] **Bell, C.** (1824). *Observations on Injuries of the Spine and of the Thigh Bone in Two Lectures. With nine plates*, Thomas Tegg Publishing, London.

- [14] **Flamm, E.** (1992). Percival Pott: An 18th century neurosurgeon, *J Neurosurg*, 76(319–26).
- [15] **Tarpada, S., Morris, M. ve Burton, D.** (2017). Spinal fusion surgery: a historical perspective, *J Orthop*, 14, 134–6.
- [16] **Hadra, B.** (1891-05-23). The classic: wiring of the vertebrae as a means of immobilization in fracture and Potts', *disease. Berthold E. Hadra. Med Times and Register*, 22, 4–8.
- [17] **Bohlman, H.** (1979). Acute fractures and dislocations of the cervical spine. An analysis of three hundred hospitalized patients and review of the literature, *J Bone Joint Surg Am*, 61, 1119–42.
- [18] **Cahill, D., Bellegarrigue, R. ve Ducker, T.** (1983). Bilateral facet to spinous process fusion: a new technique for posterior spinal fusion after trauma, *Neurosurgery*, 13, 1–4.
- [19] **Callahan, R., Johnson, R. ve Margolis, R.** (1977). Cervical facet fusion for control of instability following laminectomy, *J Bone Joint Surg Am*, 59, 991–1002.
- [20] **Yoshihara, H.** (2013). Rods in spinal surgery: a review of the literature, *Spine J*, 13, 1350–8.
- [21] **Berry, M.M.** (1995). Nervous system, *Gray's anatomy*.
- [22] **Ferner, H. ve Staubesand, J.** (1982). *Sobotta Atlas of Human Anatomy: Thorax, abdomen, pelvis, lower extremities, skin*, Urban & Schwarzenberg.
- [23] **Feneis, H. ve Dauber, W.** (2000). *Pocket atlas of human anatomy: based on the international nomenclature*, Thieme.
- [24] **Moore, K.L., Dalley, A.F. ve Agur, A.M.** (2013). *Clinically oriented anatomy*, Lippincott Williams & Wilkins.
- [25] **Mathis, J.M., Shaibani, A. ve Wakhloo, A.K.** (2004). Spine anatomy, 1–26.
- [26] **Khoo, L.T., Ozer, A.F., Cosar, M., Asgarzadie, F. ve Smith, Z.A.** MINIMALLY INVASIVE PROCEDURES IN SPINE SURGERY.
- [27] **YAKAR Arife, ÇANKAYA Hatice, Y.K.E.S.** (2020). *Anatomi ve Fizyoloji*, T.C. Millî Eğitim Bakanlığı.
- [28] **Alapan, Y.** (2012). Lomber omurgada ani dönme merkezi ve değişiminin biyomekanik etkileri.
- [29] **NAMAL, K.** (2020). Servikal omurganın biyomekanik analizi.
- [30] **Panjabi, M.M., Duranceau, J., Goel, V., Oxland, T. ve Takata, K.** (1991). Cervical human vertebrae. Quantitative three-dimensional anatomy of the middle and lower regions., *Spine*, 16(8), 861–869.

- [31] **Kaiser, J.T., Reddy, V. ve Lugo-Pico, J.G.** (2021). *Anatomy, Head and Neck, Cervical Vertebrae*, StatPearls Publishing, Treasure Island (FL).
- [32] **Campbell, G.** (2020). *cervical vertebrae*, {<https://www.goodmancampbell.com/conditions/spine/spine-anatomy/>}.
- [33] **Edmondston, S. ve Singer, K.** (1997). Thoracic spine: anatomical and biomechanical considerations for manual therapy, *Manual therapy*, 2(3), 132–143.
- [34] **Alice Ferng B.S., MD, P.** (2021). Thoracic vertebrae.
- [35] **Son, E.S., Lee, S.H., Park, S.Y., Kim, K.T., Kang, C.H. ve Cho, S.W.** (2012). Surgical treatment of T1-2 disc herniation with T1 radiculopathy: a case report with review of the literature, *Asian spine journal*, 6(3), 199.
- [36] **Goh, S., Tan, C., Price, R., Edmondston, S., Song, S., Davis, S. ve Singer, K.** (2000). Influence of age and gender on thoracic vertebral body shape and disc degeneration: an MR investigation of 169 cases, *The Journal of Anatomy*, 197(4), 647–657.
- [37] **Yun, D.J. ve Jeon, S.H.** (2021). *Minimally Invasive Thoracic Spine Surgery*, Springer Singapore.
- [38] **Boszczyk, B.M., Boszczyk, A.A. ve Putz, R.** (2001). Comparative and functional anatomy of the mammalian lumbar spine, *The Anatomical Record: An Official Publication of the American Association of Anatomists*, 264(2), 157–168.
- [39] **Troup, J., Hood, C. ve Chapman, A.** (1968). Measurements of the sagittal mobility of the lumbar spine and hips, *Rheumatology*, 9(8), 308–321.
- [40] **Haughton, V.M., Rogers, B., Meyerand, M.E. ve Resnick, D.K.** (2002). Measuring the axial rotation of lumbar vertebrae in vivo with MR imaging, *American journal of neuroradiology*, 23(7), 1110–1116.
- [41] **Granhed, H., Jonson, R. ve Hansson, T.** (1987). The loads on the lumbar spine during extreme weight lifting., *Spine*, 12(2), 146–149.
- [42] **Tan, S., Teo, E. ve Chua, H.** (2004). Quantitative three-dimensional anatomy of cervical, thoracic and lumbar vertebrae of Chinese Singaporeans, *European Spine Journal*, 13(2), 137–146.
- [43] **Crawford, R.P., Cann, C.E. ve Keaveny, T.M.** (2003). Finite element models predict in vitro vertebral body compressive strength better than quantitative computed tomography, *Bone*, 33(4), 744–750.
- [44] **Shah, J., Hampson, W. ve Jayson, M.** (1978). The distribution of surface strain in the cadaveric lumbar spine, *The Journal of Bone and Joint Surgery. British volume*, 60(2), 246–251.

- [45] **Boos, N., Weissbach, S., Rohrbach, H., Weiler, C., Spratt, K.F. ve Nerlich, A.G.** (2002). Classification of age-related changes in lumbar intervertebral discs: 2002 Volvo Award in basic science, *Spine*, 27(23), 2631–2644.
- [46] **Coventry, M.B., Ghormley, R.K. ve Kernohan, J.W.** (1945). The intervertebral disc: Its microscopic anatomy and pathology: Part I. Anatomy, development, and physiology, *JBJS*, 27(1), 105–112.
- [47] **Kirnaz, S., Capadona, C., Wong, T., Goldberg, J.L., Medary, B., Sommer, F., McGrath Jr, L.B. ve Härtl, R.** (2022). Fundamentals of Intervertebral Disc Degeneration, *World Neurosurgery*, 157, 264–273.
- [48] **Guerin, H.A.L. ve Elliott, D.M.** (2006). Degeneration affects the fiber reorientation of human annulus fibrosus under tensile load, *Journal of Biomechanics*, 39(8), 1410–1418.
- [49] **Ellenbecker, D.H.P.T.** (2004). *Clients With Orthopedic, Injury, and Rehabilitation Concerns*, Human Kinetics.
- [50] **Hadra, B.** (1975). The Classic Wiring of the Vertebrae as a Means of Immobilization in Fracture and Potts' Disease, *Clinical Orthopaedics and Related Research®*, 112, 4–8.
- [51] **Warburton, A., Girdler, S.J., Mikhail, C.M., Ahn, A. ve Cho, S.K.** (2020). Biomaterials in spinal implants: a review, *Neurospine*, 17(1), 101.
- [52] **Yoshihara, H.** (2013). Rods in spinal surgery: a review of the literature, *The Spine Journal*, 13(10), 1350–1358.
- [53] **Farrokhi, M.R., Nikoo, Z., Gholami, M. ve Hosseini, K.** (2017). Comparison between acrylic cage and polyetheretherketone (PEEK) cage in single-level anterior cervical discectomy and fusion, *Clinical Spine Surgery*, 30(1), 38–46.
- [54] **Kienle, A., Graf, N. ve Wilke, H.J.** (2016). Does impaction of titanium-coated interbody fusion cages into the disc space cause wear debris or delamination?, *The Spine Journal*, 16(2), 235–242.
- [55] **Suh, P.B., Puttlitz, C., Lewis, C., Bal, B.S. ve McGilvray, K.** (2017). The effect of cervical interbody cage morphology, material composition, and substrate density on cage subsidence, *JAAOS-Journal of the American Academy of Orthopaedic Surgeons*, 25(2), 160–168.
- [56] **Kersten, R.F., van Gaalen, S.M., Arts, M.P., Roes, K.C., de Gast, A., Corbin, T.P. ve Öner, F.C.** (2014). The SNAP trial: a double blind multi-center randomized controlled trial of a silicon nitride versus a PEEK cage in transforaminal lumbar interbody fusion in patients with symptomatic degenerative lumbar disc disorders: study protocol, *BMC Musculoskeletal Disorders*, 15(1), 1–8.

- [57] **Richardson, B., Paulzak, A., Rusyniak, W.G. ve Martino, A.** (2017). Anterior lumbar corpectomy with expandable titanium cage reconstruction: a case series of 42 patients, *World Neurosurgery*, 108, 317–324.
- [58] **Seaman, S., Kerezoudis, P., Bydon, M., Torner, J.C. ve Hitchon, P.W.** (2017). Titanium vs. polyetheretherketone (PEEK) interbody fusion: meta-analysis and review of the literature, *Journal of Clinical Neuroscience*, 44, 23–29.
- [59] **Datla, N.V., Konh, B., Koo, J.J., Choi, D.J., Yu, Y., Dicker, A.P., Podder, T.K., Darvish, K. ve Hutapea, P.** (2014). Polyacrylamide phantom for self-actuating needle–tissue interaction studies, *Medical Engineering & Physics*, 36(1), 140–145.
- [60] **McGilvray, K.C., Easley, J., Seim, H.B., Regan, D., Berven, S.H., Hsu, W.K., Mroz, T.E. ve Puttlitz, C.M.** (2018). Bony ingrowth potential of 3D-printed porous titanium alloy: a direct comparison of interbody cage materials in an in vivo ovine lumbar fusion model, *The spine journal*, 18(7), 1250–1260.
- [61] **Majd, M.E., Vadhva, M. ve Holt, R.T.** (1999). Anterior cervical reconstruction using titanium cages with anterior plating, *Spine*, 24(15), 1604.
- [62] **Long, M. ve Rack, H.** (1998). Titanium alloys in total joint replacement—a materials science perspective, *Biomaterials*, 19(18), 1621–1639.
- [63] **Kong, F., Nie, Z., Liu, Z., Hou, S. ve Ji, J.** (2018). Developments of nano-TiO₂ incorporated hydroxyapatite/PEEK composite strut for cervical reconstruction and interbody fusion after corpectomy with anterior plate fixation, *Journal of Photochemistry and Photobiology B: Biology*, 187, 120–125.
- [64] **Kuo, M., Tsai, C., Huang, J. ve Chen, M.** (2005). PEEK composites reinforced by nano-sized SiO₂ and Al₂O₃ particulates, *Materials Chemistry and Physics*, 90(1), 185–195.
- [65] **Vadapalli, S., Sairyo, K., Goel, V.K., Robon, M., Biyani, A., Khandha, A. ve Ebraheim, N.A.** (2006). Biomechanical rationale for using polyetheretherketone (PEEK) spacers for lumbar interbody fusion—a finite element study, *Spine*, 31(26), E992–E998.
- [66] **Chen, Y., Wang, X., Lu, X., Yang, L., Yang, H., Yuan, W. ve Chen, D.** (2013). Comparison of titanium and polyetheretherketone (PEEK) cages in the surgical treatment of multilevel cervical spondylotic myelopathy: a prospective, randomized, control study with over 7-year follow-up, *European Spine Journal*, 22(7), 1539–1546.
- [67] **Kersten, R.F., Wu, G., Pouran, B., van der Veen, A.J., Weinans, H.H., de Gast, A., Öner, F.C. ve van Gaalen, S.M.** (2019). Comparison of polyetheretherketone versus silicon nitride intervertebral spinal spacers

in a caprine model, *Journal of Biomedical Materials Research Part B: Applied Biomaterials*, 107(3), 688–699.

- [68] **Natarajan, R.N., Watanabe, K. ve Hasegawa, K.** (2018). Biomechanical analysis of a long-segment fusion in a lumbar spine—a finite element model study, *Journal of biomechanical engineering*, 140(9).
- [69] **Streicher, R.M., Schmidt, M. ve Fiorito, S.** (2007). Nanosurfaces and nanostructures for artificial orthopedic implants.
- [70] **Nong, L., Zhou, D., Xu, N., Du, R. ve Jiang, X.** (2015). Lamina replacement with titanium plate fixation improves spinal stability after total lumbar laminectomy, *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering*, 18(16), 1753–1759.
- [71] **Lao, L., Li, Q., Zhong, G., Song, C., Li, Y., Xu, M. ve Liu, Z.** (2014). Biomechanical study of a novel self-locking plate system for anterior cervical fixation, *Journal of Orthopaedic Surgery and Research*, 9(1), 1–7.
- [72] **Cho, P.G., Ji, G.Y., Park, S.H. ve Shin, D.A.** (2018). Biomechanical analysis of biodegradable cervical plates developed for anterior cervical discectomy and fusion, *Asian Spine Journal*, 12(6), 1092.
- [73] **Suda, K., Abumi, K., Ito, M., Shono, Y., Kaneda, K. ve Fujiya, M.** (2003). Local kyphosis reduces surgical outcomes of expansive open-door laminoplasty for cervical spondylotic myelopathy, *Spine*, 28(12), 1258–1262.
- [74] **Hu, W., Shen, X., Sun, T., Zhang, X., Cui, Z. ve Wan, J.** (2014). Laminar reclosure after single open-door laminoplasty using titanium miniplates versus suture anchors, *Orthopedics*, 37(1), e71–e78.
- [75] **Harrington, P.R.** (1962). Treatment of scoliosis: correction and internal fixation by spine instrumentation, *JBSJ*, 44(4), 591–634.
- [76] **Lindsey, C., Deviren, V., Xu, Z., Yeh, R.F. ve Puttlitz, C.M.** (2006). The effects of rod contouring on spinal construct fatigue strength, *Spine*, 31(15), 1680–1687.
- [77] **Glottzbecker, M.P., Riedel, M.D., Vitale, M.G., Matsumoto, H., Roye, D.P., Erickson, M., Flynn, J.M. ve Saiman, L.** (2013). What's the evidence? Systematic literature review of risk factors and preventive strategies for surgical site infection following pediatric spine surgery, *Journal of Pediatric Orthopaedics*, 33(5), 479–487.
- [78] **Asher, M.A., Carson, W.L., Hardacker, J.W., Lark, R.G. ve Lai, S.M.** (2007). The effect of arthrodesis, implant stiffness, and time on the canine lumbar spine, *Clinical Spine Surgery*, 20(8), 549–559.
- [79] **Dobbs, M.B., Lenke, L.G., Kim, Y.J., Luhmann, S.J. ve Bridwell, K.H.** (2006). Anterior/posterior spinal instrumentation versus posterior instrumentation alone for the treatment of adolescent idiopathic scoliotic curves more than 90, *Spine*, 31(20), 2386–2391.

- [80] **Gotman, I.** (1997). Characteristics of metals used in implants, *Journal of endourology*, 11(6), 383–389.
- [81] **Ponnappan, R.K., Serhan, H., Zarda, B., Patel, R., Albert, T. ve Vaccaro, A.R.** (2009). Biomechanical evaluation and comparison of polyetheretherketone rod system to traditional titanium rod fixation, *The Spine Journal*, 9(3), 263–267.
- [82] **Cook, S.D., Patron, L.P., Christakis, P.M., Bailey, K.J., Banta, C. ve Glazer, P.A.** (2004). Comparison of methods for determining the presence and extent of anterior lumbar interbody fusion, *Spine*, 29(10), 1118–1123.
- [83] **Grob, D., Benini, A., Junge, A. ve Mannion, A.F.** (2005). Clinical experience with the Dynesys semirigid fixation system for the lumbar spine: surgical and patient-oriented outcome in 50 cases after an average of 2 years, *Spine*, 30(3), 324–331.
- [84] **Dick, J.C. ve Bourgeault, C.A.** (2001). Notch sensitivity of titanium alloy, commercially pure titanium, and stainless steel spinal implants, *Spine*, 26(15), 1668–1672.
- [85] **Zhao, X., Niinomi, M., Nakai, M. ve Hieda, J.** (2012). Beta type Ti–Mo alloys with changeable Young’s modulus for spinal fixation applications, *Acta biomaterialia*, 8(5), 1990–1997.
- [86] **Nguyen, T., Buckley, J., Ames, C. ve Deviren, V.** (2011). The fatigue life of contoured cobalt chrome posterior spinal fusion rods, *Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers, Part H: Journal of Engineering in Medicine*, 225(2), 194–198.
- [87] **Liu, H., Niinomi, M., Nakai, M., Cho, K., Narita, K., Şen, M., Shiku, H. ve Matsue, T.** (2015). Mechanical properties and cytocompatibility of oxygen-modified β -type Ti–Cr alloys for spinal fixation devices, *Acta Biomaterialia*, 12, 352–361.
- [88] **Jacobs, E., Roth, A.K., Arts, J.J., van Rhijn, L.W. ve Willems, P.C.** (2017). Reduction of intradiscal pressure by the use of polycarbonate-urethane rods as compared to titanium rods in posterior thoracolumbar spinal fixation, *Journal of Materials Science: Materials in Medicine*, 28(10), 1–8.
- [89] **Tsuang, F.Y., Hsieh, Y.Y., Kuo, Y.J., Chen, C.H., Lin, F.H., Chen, C.S. ve Chiang, C.J.** (2017). Assessment of the suitability of biodegradable rods for use in posterior lumbar fusion: an in-vitro biomechanical evaluation and finite element analysis, *PloS one*, 12(11), e0188034.
- [90] **Lee, S.M., Suk, S.I. ve Chung, E.R.** (2004). Direct vertebral rotation: a new technique of three-dimensional deformity correction with segmental pedicle screw fixation in adolescent idiopathic scoliosis, *Spine*, 29(3), 343–349.

- [91] **Liu, B., Liu, R. ve Wang, L.** (2017). A meta-analysis of the preoperative use of gabapentinoids for the treatment of acute postoperative pain following spinal surgery, *Medicine*, 96(37).
- [92] **Jansen, J., Van De Waerden, J., Wolke, J. ve De Groot, K.** (1991). Histologic evaluation of the osseous adaptation to titanium and hydroxyapatite-coated titanium implants, *Journal of biomedical materials research*, 25(8), 973–989.
- [93] **Hasegawa, T., Inufusa, A., Imai, Y., Mikawa, Y., Lim, T.H. ve An, H.S.** (2005). Hydroxyapatite-coating of pedicle screws improves resistance against pull-out force in the osteoporotic canine lumbar spine model: a pilot study, *The spine journal*, 5(3), 239–243.
- [94] **Sandén, B., Olerud, C., Johansson, C. ve Larsson, S.** (2001). Improved bone–screw interface with hydroxyapatite coating: an in vivo study of loaded pedicle screws in sheep, *Spine*, 26(24), 2673–2678.
- [95] **Hull, C., Feygin, M., Baron, Y., Sanders, R., Sachs, E., Lightman, A. ve Wohlers, T.** (1995). Rapid prototyping: current technology and future potential, *Rapid Prototyping Journal*, 1(1), 11–19.
- [96] **Gross, B.C., Erkal, J.L., Lockwood, S.Y., Chen, C. ve Spence, D.M.** (2014). Evaluation of 3D printing and its potential impact on biotechnology and the chemical sciences.
- [97] **Malik, H.H., Darwood, A.R., Shaunak, S., Kulatilake, P., Abdulrahman, A., Mulki, O. ve Baskaradas, A.** (2015). Three-dimensional printing in surgery: a review of current surgical applications, *journal of surgical research*, 199(2), 512–522.
- [98] **Melchels, F.P., Feijen, J. ve Grijpma, D.W.** (2010). A review on stereolithography and its applications in biomedical engineering, *Biomaterials*, 31(24), 6121–6130.
- [99] **Wang, X., Jiang, M., Zhou, Z., Gou, J. ve Hui, D.** (2017). 3D printing of polymer matrix composites: A review and prospective, *Composites Part B: Engineering*, 110, 442–458.
- [100] **Beal, V., Ahrens, C. ve Wendhausen, P.** (2004). The use of stereolithography rapid tools in the manufacturing of metal powder injection molding parts, *Journal of the Brazilian Society of Mechanical Sciences and Engineering*, 26, 40–46.
- [101] **CEBECİ, N.Ö. ve TOKMAKCIOĞLU, H.H.** (2018). Protetik diş tedavisinde ekleme yöntemi ile üretim, *Sağlık Akademisi Kastamonu*, 3(1), 66–86.
- [102] **Verma, A. ve Rai, R.** (2013). Energy Efficient Modeling and Optimization of Additive Manufacturing Process.

- [103] **Jiao, L., Chua, Z.Y., Moon, S.K., Song, J., Bi, G. ve Zheng, H.** (2018). Femtosecond laser produced hydrophobic hierarchical structures on additive manufacturing parts, *Nanomaterials*, 8(8), 601.
- [104] **Singh, G. ve Saini, A.** (2021). Application of 3D Printing Technology in the Development of Biomedical Implants: A Review., *Trends in Biomaterials & Artificial Organs*, 35(1).
- [105] **Ramya, A. ve Vanapalli, S.L.** (2016). 3D printing technologies in various applications, *International Journal of Mechanical Engineering and Technology*, 7(3), 396–409.
- [106] **Suard, M., Lhuissier, P., Dendievel, R., Blandin, J.J., Vignat, F. ve Villeneuve, F.** (2014). Towards stiffness prediction of cellular structures made by electron beam melting (EBM), *Powder Metallurgy*, 57(3), 190–195.
- [107] **Javaid, M. ve Haleem, A.** (2019). Current status and challenges of Additive manufacturing in orthopaedics: an overview, *Journal of clinical orthopaedics and trauma*, 10(2), 380–386.
- [108] **Yılmaz, O.** (2007). *Polimer malzemelerin ekstrüzyonunun deneysel ve sayısal olarak incelenmesi*, Fen Bilimleri Enstitüsü.
- [109] **Ho, C.M.B., Ng, S.H. ve Yoon, Y.J.** (2015). A review on 3D printed bioimplants, *International Journal of Precision Engineering and Manufacturing*, 16(5), 1035–1046.
- [110] **Roskies, M., Jordan, J.O., Fang, D., Abdallah, M.N., Hier, M.P., Mlynarek, A., Tamimi, F. ve Tran, S.D.** (2016). Improving PEEK bioactivity for craniofacial reconstruction using a 3D printed scaffold embedded with mesenchymal stem cells, *Journal of biomaterials applications*, 31(1), 132–139.
- [111] **Lindsay, C., Ruppert, D., Abumoussa, S., Dahnert, L. ve Weinhold, P.** (2020). Benefits of additive manufacturing and micro and nano surface texture modifications on mechanical strength and infection resistance of skin–implant interfaces in rats, *Journal of Biomaterials Applications*, 34(9), 1193–1200.
- [112] **D'Alessio, J. ve Christensen, A.** (2019). 3D printing for commercial orthopedic applications: advances and challenges, *3D printing in orthopaedic surgery*, 65–83.
- [113] **Wu, A.M., Shao, Z.X., Wang, J.S., Yang, X.D., Weng, W.Q., Wang, X.Y., Xu, H.Z., Chi, Y.L. ve Lin, Z.K.** (2015). The accuracy of a method for printing three-dimensional spinal models, *PLoS One*, 10(4), e0124291.
- [114] **Wu, X.B., Wang, J.Q., Zhao, C.P., Sun, X., Shi, Y., Zhang, Z.A., Li, Y.N. ve Wang, M.Y.** (2015). Printed three-dimensional anatomic templates for virtual preoperative planning before reconstruction of old pelvic injuries: initial results, *Chinese medical journal*, 128(04), 477–482.

- [115] **McMenamin, P.G., Quayle, M.R., McHenry, C.R. ve Adams, J.W.** (2014). The production of anatomical teaching resources using three-dimensional (3D) printing technology, *Anatomical sciences education*, 7(6), 479–486.
- [116] **Cai, H., Liu, Z., Wei, F., Yu, M., Xu, N. ve Li, Z.** (2018). 3D printing in spine surgery, *Intelligent Orthopaedics*, 345–359.
- [117] **Chin, B.Z., Ji, T., Tang, X., Yang, R. ve Guo, W.** (2019). Three-level lumbar en bloc spondylectomy with three-dimensional- printed vertebrae reconstruction for recurrent giant cell tumor, *World Neurosurgery*, 129, 531–537.
- [118] **Kang, J., Dong, E., Li, X., Guo, Z., Shi, L., Li, D. ve Wang, L.** (2021). Topological design and biomechanical evaluation for 3D printed multi-segment artificial vertebral implants, *Materials Science and Engineering: C*, 127, 112250.
- [119] **Xiao, Z., Wang, L., Gong, H., Gao, J. ve Zhang, X.** (2010). Establishment and verification of a non-linear finite element model for human L4–L5 lumbar segment, 3, 1171–1175.
- [120] **de Beer, N. ve van der Merwe, A.** (2013). Patient-specific intervertebral disc implants using rapid manufacturing technology, *Rapid Prototyping Journal*.
- [121] **Kim, H.J., Kang, K.T., Park, S.C., Kwon, O.H., Son, J., Chang, B.S., Lee, C.K., Yeom, J.S. ve Lenke, L.G.** (2017). Biomechanical advantages of robot-assisted pedicle screw fixation in posterior lumbar interbody fusion compared with freehand technique in a prospective randomized controlled trial—perspective for patient-specific finite element analysis, *The Spine Journal*, 17(5), 671–680.
- [122] **Wang, L., Kang, J., Shi, L., Fu, J., Li, D., Guo, Z., Liu, C., Dong, S. ve Jiang, X.** (2018). Investigation into factors affecting the mechanical behaviours of a patient-specific vertebral body replacement, *Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers, Part H: Journal of Engineering in Medicine*, 232(4), 378–387.
- [123] **Mayer, M., Meier, O., Auffarth, A. ve Koller, H.** (2015). Cervical laminectomy and instrumented lateral mass fusion: techniques, pearls and pitfalls, *European Spine Journal*, 24(2), 168–185.
- [124] **Thorvaldsen, T.** (2015). Modelling the elastic stiffness of nanocomposites using the Mori-Tanaka method.
- [125] **Barnett, D. ve Cai, W.** (2018). Properties of the Eshelby tensor and existence of the equivalent ellipsoidal inclusion solution, *Journal of the Mechanics and Physics of Solids*, 121, 71–80.

- [126] **Tandon, G.P. ve Weng, G.J.** (1984). The effect of aspect ratio of inclusions on the elastic properties of unidirectionally aligned composites, *Polymer composites*, 5(4), 327–333.
- [127] **Kırış, A.** (2007). *Hasarlı Malzemelerin Mikro Elastik Teorilerle Modellenmesi Ve Eshelby Tansörleri*, Fen Bilimleri Enstitüsü.
- [128] **Kassa, M.K. ve Arumugam, A.B.** (2020). Micromechanical modeling and characterization of elastic behavior of carbon nanotube-reinforced polymer nanocomposites: A combined numerical approach and experimental verification, *Polymer Composites*, 41(8), 3322–3339.
- [129] **Jain, A.** (2019). Modified Mori-Tanaka methods for damage modelling of short fibre reinforced composites, *Proc. ICCM22*.
- [130] **Becker, F. ve Hopmann, C.** (2020). Stiffness Estimates for Composites with Elliptic Cylindrical Voids, *Materials*, 13(6), 1354.
- [131] **GÜLER, M. ve Sadri, ř.** (2015). SONLU ELEMENLAR YÖNTEMİ HAKKINDA GENEL BİLGİLER, *Ordu Üniversitesi Bilim ve Teknoloji Dergisi*, 5(1), 56–66.
- [132] **URL-1.** <<https://blog.tekyaz.com/simulia-abaqus-mesh-eleman-tipleri>>, alındığı tarih: 13.12.2022.
- [133] **Dong, E., Shi, L., Kang, J., Li, D., Liu, B., Guo, Z., Wang, L. ve Li, X.** (2020). Biomechanical characterization of vertebral body replacement in situ: Effects of different fixation strategies, *Computer Methods and Programs in Biomedicine*, 197, 105741.
- [134] **URL-2.** <https://www.crossfit.com/essentials/movement-about-joints-part-8-the-spine>, alındığı tarih: 26.12.2022.
- [135] **Cao, S., Tao, Y., Li, H., Ren, M. ve Sun, J.** (2022). Multiscale hybrid CNT and CF reinforced PEEK composites with enhanced EMI properties, *Nanocomposites*, 8(1), 184–193.
- [136] **URL-3.** <https://www.campusplastics.com/campus/en/datasheet/VESTAKEEP>, alındığı tarih: 11.01.2023.



EKLER

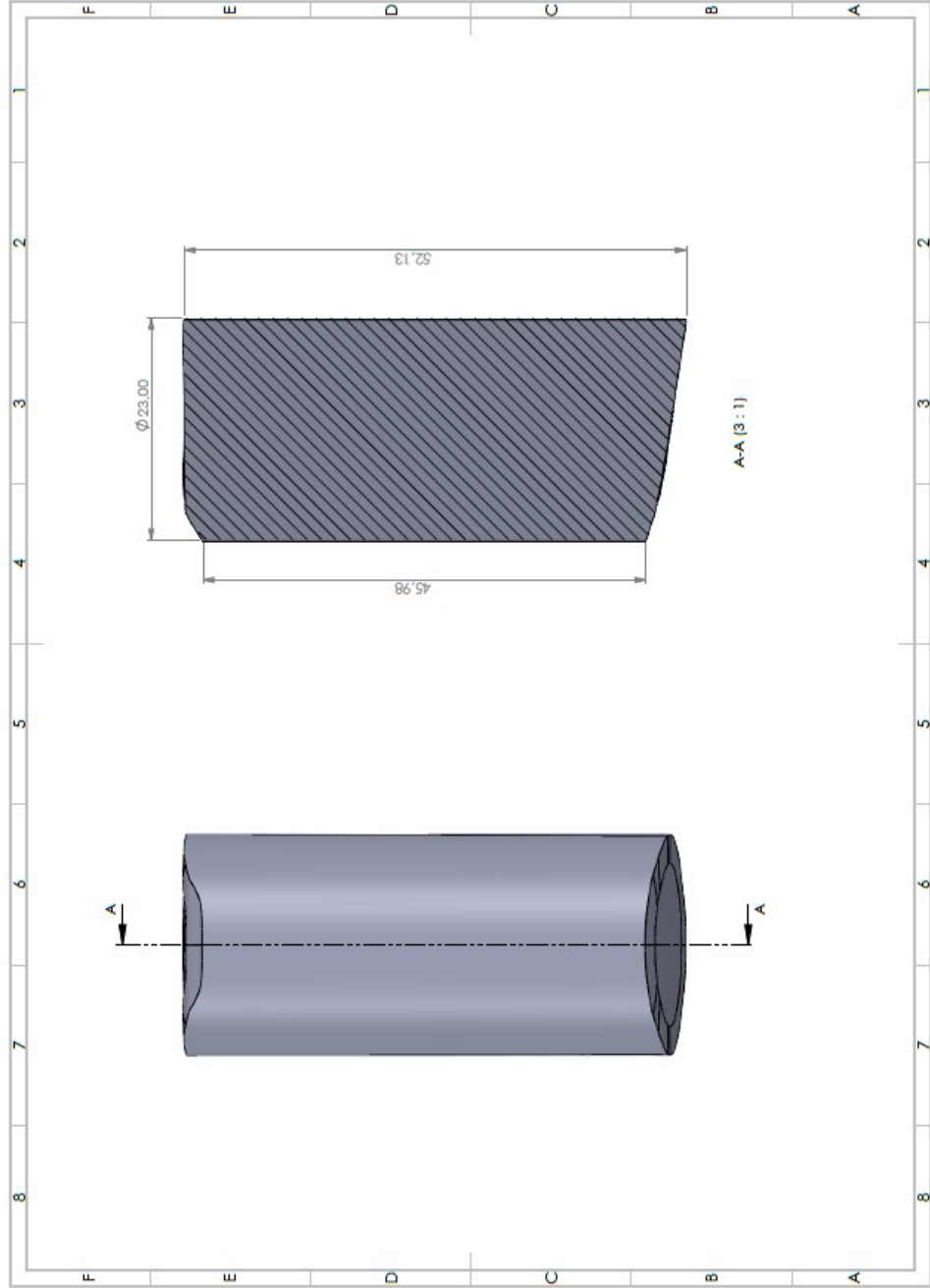
EK A : Teknik Resimler

EK B : MT Modeli İçin Matlab Kodu

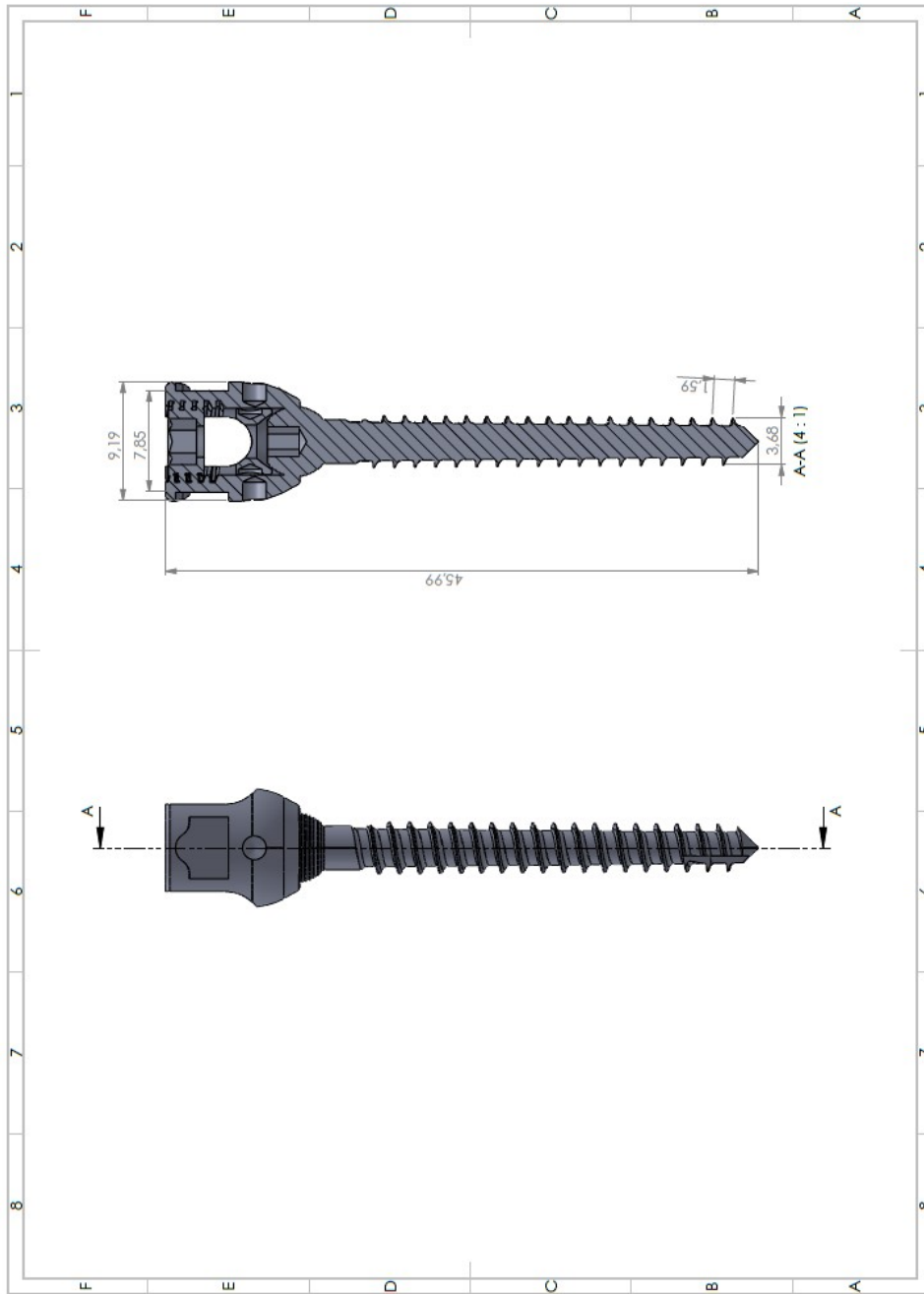




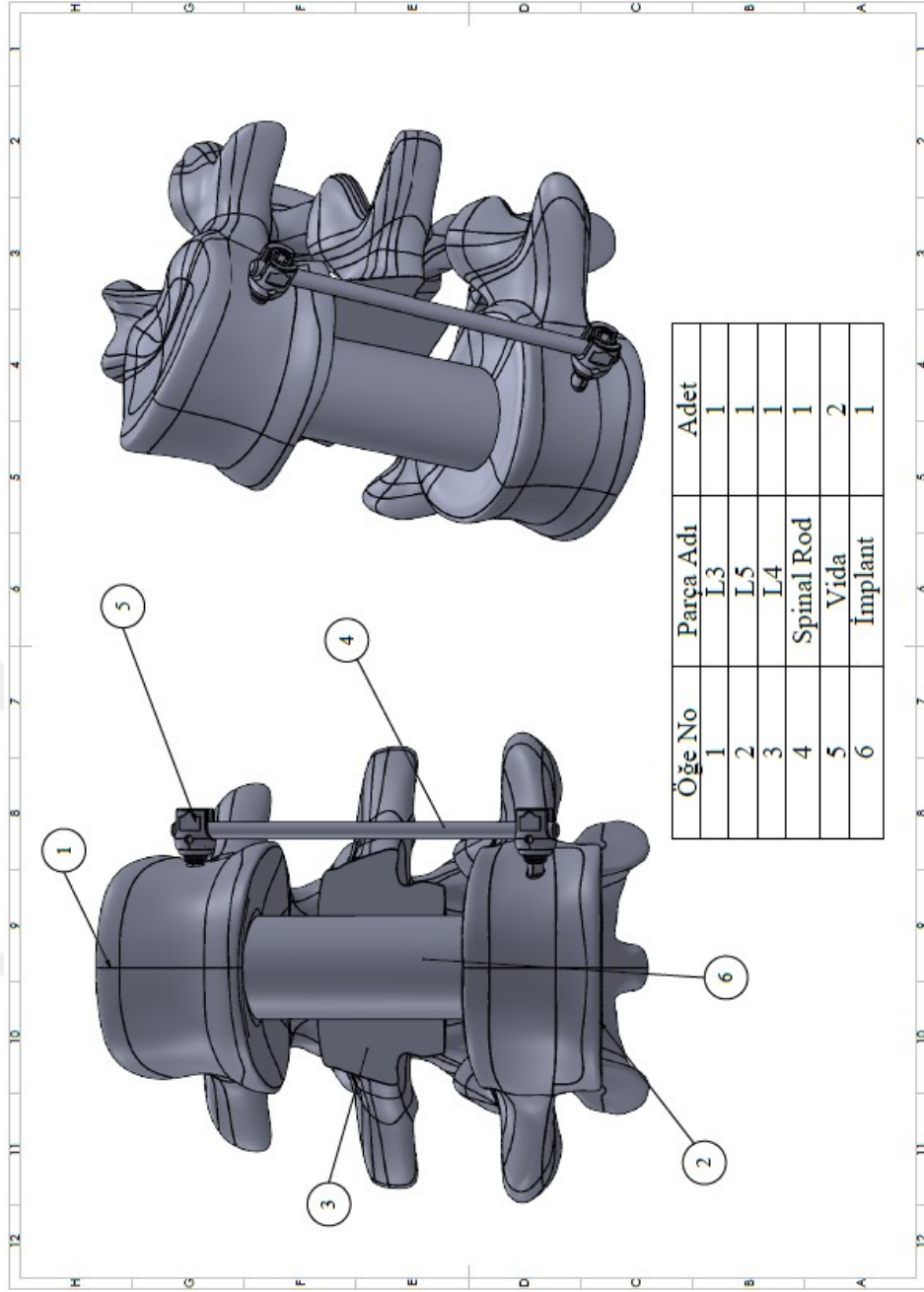
EK A : Teknik Resimler



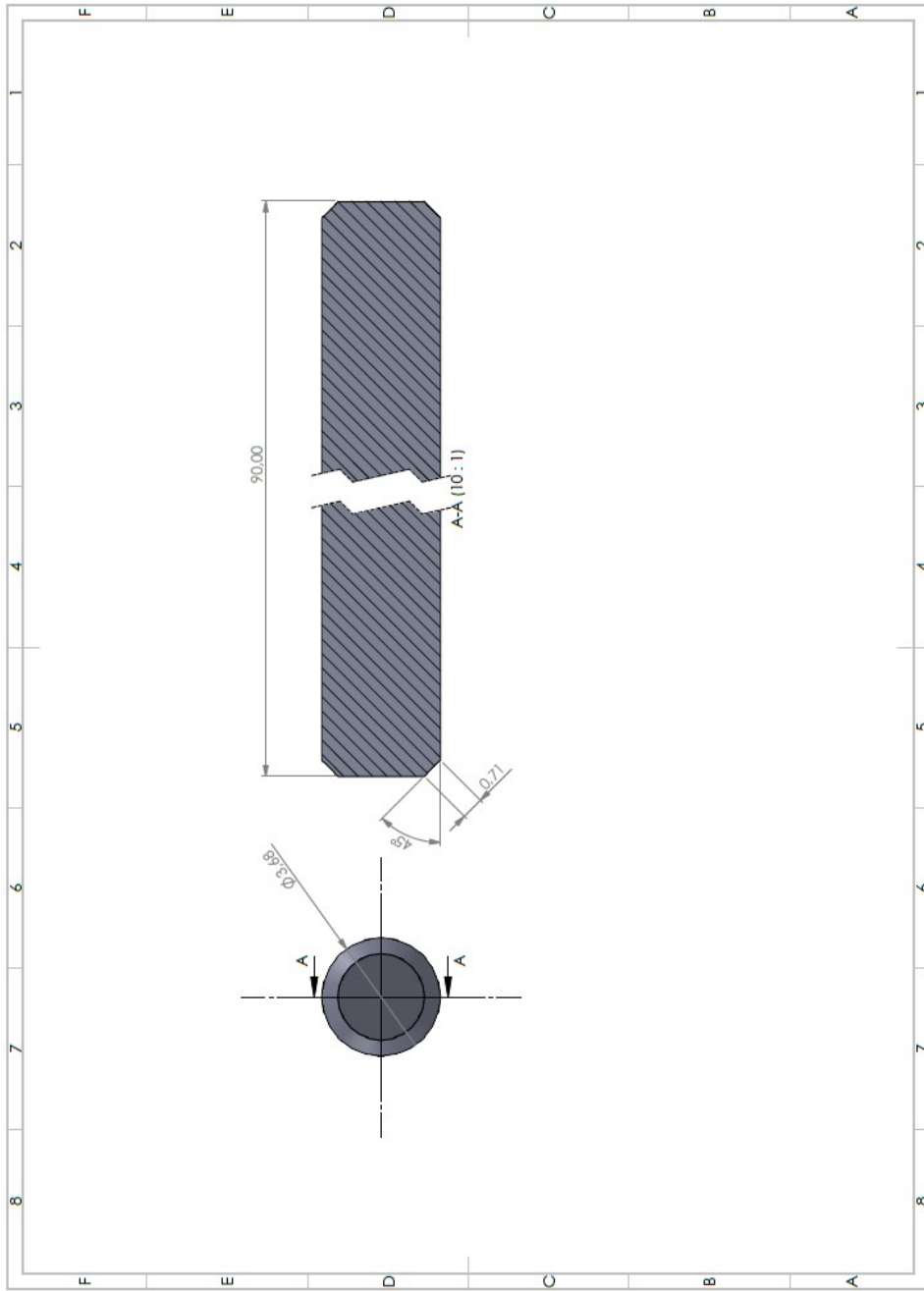
Şekil A.1 : İmplantın teknik resmi



Şekil A.2 : Vidanın teknik resmi



Şekil A.3 : Tüm modelin teknik resmi



Şekil A.4 : Spinal rodun teknik resmi

EK B : MT Modeli İçin Matlab Kodu

```
1 -   clc;
2 -   clear;
3 -   syms k_peek l_peek m_peek n_peek p_peek;
4 -   syms k_cnt l_cnt m_cnt n_cnt p_cnt;
5
6 -   % Kompozit Malzemelerin Elastik Özellikleri
7 -   E_peek=3150; %MPa
8 -   v_peek=0.43;
9
10 -  % CNT değerleri
11 -  E1=704*10^3; %MPa
12 -  E2=345*10^3; %MPa
13 -  G12=227*10^3; %MPa
14 -  G21=227*10^3; %MPa
15 -  G23=227*10^3; %MPa
16 -  v12=0.14;
17 -  v21=(E2*v12)/E1;
18 -  v23=(E2)/(2*G23);
19
20
21
22 -  % Hill's Parametreleri ile k,l,m,n değerlerinin hesaplanması
23 -  k_cnt=(E2/(2*(-2*v12*v21-v23+1)));
24 -  l_cnt=(E2*v12)/(-2*v12*v21-v23+1);
25 -  n_cnt=(E1*(1-v23))/(-2*v12*v21-v23+1);
26 -  m_cnt=E2/(2*(1+v23));
27 -  p_cnt=G12;
28 -  k_peek=(E_peek)/(2*(1+v_peek)*(1-2*v_peek));
29 -  l_peek=(v_peek*E_peek)/((1+v_peek)*(1-2*v_peek));
30 -  m_peek=(E_peek)/(2*(1+v_peek));
31 -  p_peek=(E_peek)/(2*(1+v_peek));
32 -  n_peek=((1-v_peek)*E_peek)/((1+v_peek)*(1-2*v_peek));
33
```

Şekil B.1 : Matlab kod-1

```

34 % Malzemelerin Hacimsel Oranlarının Hesaplaması
35 % Yoğunluk Değerleri
36 - d_cnt=2.4; %g/cm^3
37 - d_peek=1.3; %g/cm^3
38 % Yüzde Ağırlık Değerleri
39 - w_cnt=0.01;
40 - w_peek=1-w_cnt;
41 % Hacim Değerleri
42 - V_cnt=w_cnt/d_cnt; %cm^3
43 - V_peek=w_peek/d_peek; %cm^3
44 % Hacimsel Oranları
45 - c_cnt=V_cnt/(V_cnt+V_peek);
46 - c_peek=V_peek/(V_cnt+V_peek);
47
48 % Hill's Parametreleri ile Malzemelerin Katılık Matrisinin Elde Edilmesi
49 - C_peek=[ k_peek+m_peek k_peek-m_peek l_peek 0 0 0
50 k_peek-m_peek k_peek+m_peek l_peek 0 0 0
51 l_peek l_peek n_peek 0 0 0
52 0 0 0 p_peek 0 0
53 0 0 0 0 p_peek 0
54 0 0 0 0 0 m_peek];
55
56 - C_cnt=[ n_cnt l_cnt l_cnt 0 0 0
57 l_cnt k_cnt+m_cnt k_cnt-m_cnt 0 0 0
58 l_cnt k_cnt-m_cnt k_cnt+m_cnt 0 0 0
59 0 0 0 p_cnt 0 0
60 0 0 0 0 m_cnt 0
61 0 0 0 0 0 p_cnt];
62

```

Şekil B.2 : Matlab kod-2

```

64 % CNT için Eshelby Tensörü Hesabı
65 % Fibre like Şeklinde Katkı
66 - l = 0.01; %fibre lenght
67 - d = 0.000028; %fibre outside diameter (mm)
68 - a = l/d; %aspect ratio
69 - a2= power(a,2.0);
70 - g = (a/power(a2-1,1.5))*(a*sqrt(a2-1)-acosh(a));
71 - b = 1/(1-v_peek);
72 - c = 1-2*v_peek;
73 - e = 1/(a2-1);
74 - S_1111_cnt = 0.5*b*(c+e*(3*a2-1)-(c+3*e*a2)*g);
75 - S_2222_cnt = (3/8)*b*e*a2+0.25*b*(c-(9/4)*e)*g;
76 - S_3333_cnt = S_2222_cnt;
77 - S_2233_cnt = 0.25*b*(0.5*e*a2-(c+0.75*e))*g;
78 - S_3322_cnt = S_2233_cnt;
79 - S_2211_cnt = -0.5*b*e*a2+0.25*b*(3*e*a2-c)*g;
80 - S_3311_cnt = S_2211_cnt;
81 - S_1122_cnt = -0.5*b*(c+a)+0.5*b*(c+1.5*e)*g;
82 - S_1133_cnt = S_1122_cnt ;
83 - S_2323_cnt = 0.25*b*(0.5*e*a2+(c-0.75*e)*g);
84 - S_3232_cnt = S_2323_cnt;
85 - S_1212_cnt = 0.25*b*(c-(a2+1)*e-0.5*(c-3*e*(a2+1)))*g;
86 - S_1313_cnt = S_1212_cnt;
87 - S_3131_cnt = S_1313_cnt;
88
89

```

Şekil B.3 : Matlab kod-3


```

90      % CNT için Eshelby Tensörü
91 -    S_cnt = zeros(6,6);
92 -    S_cnt(1,1) = S_1111_cnt;
93 -    S_cnt(1,2) = S_1122_cnt;
94 -    S_cnt(1,3) = S_1133_cnt;
95 -    S_cnt(2,1) = S_2211_cnt;
96 -    S_cnt(2,2) = S_2222_cnt;
97 -    S_cnt(2,3) = S_2233_cnt;
98 -    S_cnt(3,1) = S_3311_cnt;
99 -    S_cnt(3,2) = S_3322_cnt;
100 -    S_cnt(3,3) = S_3333_cnt;
101 -    S_cnt(4,4) = 2*S_1212_cnt;
102 -    S_cnt(5,5) = 2*S_2323_cnt;
103 -    S_cnt(6,6) = 2*S_3131_cnt;
104
105
106      % Birim Matris
107 -    I = zeros(6,6);
108 -    I(1,1) = 1.0;
109 -    I(2,2) = 1.0;
110 -    I(3,3) = 1.0;
111 -    I(4,4) = 1.0;
112 -    I(5,5) = 1.0;
113 -    I(6,6) = 1.0;
114 -    I;

```

Şekil B.4 : Matlab kod-4


```

115 % Mori-Tanaka Hesabı
116 %Dilute Deformasyon Konsantrasyon Tensörü
117 A_dil_cnt=pinv(I+S_cnt*pinv(C_peek)*(C_cnt-C_peek));
118 %Deformasyon Konsantrasyon Tensörü
119 A_cnt=A_dil_cnt*pinv(c_peek*I+c_cnt*A_dil_cnt);
120 % Mori-Tanaka Formülü
121 C_MT=C_peek+c_cnt*(C_cnt-C_peek)*A_cnt;
122 %
123 % Mühendislik Katsayılarını Hesaplanması
124 % Matrisin Tersinin Alınması
125 C_MT_pinv=pinv(C_MT);
126 syms E11 E22 E33 G23 G13 G12 v12 v13 v23;
127
128 % Mühendislik Katsayıları
129 MT=vpa([E11 E22 E33; G23 G13 G12; v12 v13 v23] ==[1/C_MT_pinv(1,1) 1/C_MT_pinv(2,2) 1/C_MT_pinv(3,3);
130 1/(C_MT_pinv(4,4)) 1/(C_MT_pinv(5,5)) 1/(C_MT_pinv(6,6));
131 -C_MT_pinv(1,2)/C_MT_pinv(1,1) -C_MT_pinv(1,3)/C_MT_pinv(1,1) -C_MT_pinv(2,3)/C_MT_pinv(2,2) ],4);
132
133 % Matlab Kodu Sonu

```

Şekil B.5 : Matlab kod-5



ÖZGEÇMİŞ

Adı SOYADI: Merve BAĞCI BİLGİN

ÖĞRENİM DURUMU:

- **Lisans:** 2018, Doğu Üniversitesi, Mühendislik Fakültesi, Makine Mühendisliği

MESLEKİ DENEYİMLER VE ÖDÜLLER:

- 01/2020 tarihinden itibaren Doğu Üniversitesi'nde Araştırma Görevlisi olarak çalışmaktadır.