

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

**ÜÇ BOYUTLU YAZICILAR KULLANILARAK KİŞİYE ÖZEL  
STERNOKOSTAL EKLEM İMPLANTI TASARIMI VE ÜRETİMİ**

**YÜKSEK LİSANS TEZİ**

**Alev KURUMLU BAŞ**

**Biyomedikal Mühendisliği Anabilim Dalı**

**Tez Danışmanı: Prof. Dr. Osman EROĞUL**

**NİSAN 2022**







## TEZ BİLDİRİMİ

Tez içindeki bütün bilgilerin etik davranış ve akademik kurallar çerçevesinde elde edilerek sunulduğunu, alıntı yapılan kaynaklara eksiksiz atıf yapıldığını, referansların tam olarak belirtildiğini ve ayrıca bu tezin TOBB ETÜ Fen Bilimleri Enstitüsü tez yazım kurallarına uygun olarak hazırlandığını bildiririm.

Alev KURUMLU BAŞ



## ÖZET

Yüksek Lisans Tezi

### ÜÇ BOYUTLU YAZICILAR KULLANILARAK KİŞİYE ÖZEL STERNOKOSTAL EKLEM İMPLANTI TASARIMI VE ÜRETİMİ

Alev KURUMLU BAŞ

TOBB Ekonomi ve Teknoloji Üniversitesi  
Fen Bilimleri Enstitüsü  
Biyomedikal Mühendisliği Anabilim Dalı

Danışman: Prof. Dr. Osman EROĞUL

Tarih: Nisan 2022

Sternokostal eklemler, toraks bölgesinde ilk yedi kaburga ile sternum arasında yer alan eklemlerdir. Göğüs duvarında meydana gelen tümörler, enfeksiyonlar ve travmaların tedavisi sternumun ve ona bağlı sternokostal eklemlerin cerrahi olarak çıkartılması ile sonuçlanabilmektedir. Hastanın yaşamsal fonksiyonlarının devam etmesini sağlamak için çıkarılan hasarlı bölgenin yerine geçebilecek kişinin dokusu ile uyumlu malzemeden üretilmiş sternokostal implantlar kullanılabilir. Pazardaki standart implantların yanı sıra kişiye özel tasarlanan implantlar ameliyatların risklerini azaltmanın yanı sıra cerrahların işini de kolaylaştırmaktadır. Bilgisayar ortamında tasarlanan kişiye özel bu implantlar eklemeli/katmanlı üretim (Additive Manufacturing) olarak kabul edilen 3 boyutlu yazıcı teknolojileri sayesinde somut hale dönüştürülebilmektedir. Bu çalışmada 3 boyutlu üretim teknolojilerinden toz esaslı eklemeli imalat yöntemi olan SLS (Seçici Lazer Sinterleme) ile kişiye özel sternokostal eklem implantının tasarım ve üretim aşamaları incelenmiştir. METÜM (Medikal Tasarım ve Üretim Merkezi, Sağlık Bilimleri Üniversitesi Gülhane Yerleşkesi, Ankara) tarafından oluşturulan ve hastaya implantasyonu gerçekleştirilen

Ti-6Al-4v malzemeden üretilmiş bir sternokostal implantın analiz programında sonlu elemanlar analizi yapılmıştır. Hastaya ait tomografi görüntüleri alınarak 3 boyutlu modelleme programında göğüs kafesi modeli oluşturulmuş ve dijital ortamda hazırlanan implant modeli ile birlikte analiz programında statik analizleri gerçekleştirilmiştir. Analizde belirli sınırlı şartları oluşturulmuş ve tüm modellerde aynı sınır şartlarında implant üzerindeki stres, gerinim ve yer değiştirme (deformasyon) değerleri incelenmiştir. Elde edilen sonuçlara göre göğüs kafesine entegre edilmiş implant modeline bir CPR kuvveti uygulandığında implantın bu kuvvete dayanabildiği, stres sonuçlarının titanyumun akma dayanımının altında kaldığı dolayısıyla implantta kalıcı şekil değişikliğine sebep olmadığı görülmüştür. Ülkemizde ve dünyada günümüze kadar tasarlanmış olan bazı sternokostal implantlar çalışma dahilinde incelenmiş, yapılan araştırmalar sonucunda analizi yapılan sternokostal implant üzerinde tasarımsal farklılıklar ve iyileştirmeler yapılmıştır. Bu tasarımsal farklılıklar dahilinde implant üç parçaya ayrılmış ve parçalar vidalarla birleştirilmiş, analiz programında aynı sınır şartları uygulanarak, sonuçlar değerlendirilmiştir. Analiz sonuçlarına göre vida bulunan deliklerin etrafında stresin yoğunlaştığı görülmüş ve tasarımlardaki vida sayısı artırılarak analiz sonuçları karşılaştırılmış ve sonuçlar yorumlanmıştır. Yapılan çalışmanın bundan sonra tasarlanacak olan sternokostal implant çalışmalarına yol göstermesi amaçlanmaktadır.

**Anahtar Kelimeler:** Sternokostal implantlar, 3 Boyutlu metal yazıcılar, Ti-6Al-4v, Metal lazer sinterleme, Sonlu elemanlar analizi



## **ABSTRACT**

Master of Science of Biomedical Engineering

**CUSTOM MADE STERNOCOSTAL IMPLANT DESIGN AND  
MANUFACTURING BY USING 3D PRINTING TECHNOLOGY**

Alev KURUMLU BAŞ

TOBB University of Economics and Technology  
Institute of Natural and Applied Sciences  
Department of Biomedical Engineering Science Programme

Supervisor: Prof. Dr. Osman EROĞUL

Date : April 2022

The sternocostal joints are the joints located in the thoracic region between the first seven ribs and the sternum. Some of the tumors, infections, and traumas occurring in the chest wall result in reconstruction of the sternum and its associated sternocostal joints. In order to enhance the patient's quality of life, sternocostal implants made of anatomical and material compatible with the tissue of the person to be used to replace the removed damaged area. Unlike the standard implants in the market, the production of implants specific to the person's condition not only reduces the risks of the surgeries but also facilitates the job of the surgeons. These implants, which are designed in computer aided technologies, can be turned into tangible 3-D models thanks to 3-D printer technologies, which are accepted as additive manufacturing. In this study, the production and design stages of a custom sternocostal joint implant with SLS (Selective Laser Sintering), which is a powder-based additive manufacturing method of 3-D manufacturing technologies, was examined and a new implant design was proposed. In the analysis program of a sternocostal implant made of Ti-6Al-4V material created by MDMC (Medical Design and Manufacturing Center, University of Health Sciences, Gülhane, Ankara) and implanted to the patient, finite element

analysis was performed and the loads and stress values on the implant were measured. In the analysis, specific bounded conditions were created and stress, strain and deformation values on the implant were examined under the same boundary conditions in all models. According to the results, it was observed that when a CPR force is applied to the implant model integrated into the rib cage, the implant can withstand this force, and the stress results remain below the yield strength of titanium, so it does not cause permanent deformation of the implant. Some sternocostal implants designed to date in the world and in our country have been examined within the scope of the study, design differences and improvements have been made on the analyzed sternocostal implant as a result of the researches, and their analyzes have been carried out. Within these design differences, the implant was divided into three parts and the parts were combined with screws, and the results were evaluated by applying the same boundary conditions in the analysis program. According to the results of the analysis, it was observed that the stress was concentrated around the holes with the screws and the number of screws in the designs was increased, the analysis results were compared and the results were interpreted. The study is aimed to guide the sternocostal implant studies that will be designed from now on.

**Keywords:** Sternocostal implants, 3 Dimensional printing, Ti-6Al-4V, Selective laser metal sintering , Finite element analysis

## TEŞEKKÜR

Çalışmalarım boyunca yardım ve katkılarıyla beni yönlendiren değerli hocam Prof.Dr. Osman EROĞUL'a, yüksek lisans eğitimim boyunca tez çalışmama destek veren başta Prof.Dr. Simel AYYILDIZ hocam olmak üzere, uzman mühendis Osman DEMİR ile yardımları bulunan tüm Medikal Tasarım ve Üretim Merkezi (METÜM) personeline, yazılım konusundaki bilgi paylaşımlarıyla Btech firmasından Osman TUNÇ'a; kıymetli tecrübelerinden faydalandığım TOBB Ekonomi ve Teknoloji Üniversitesi Biyomedikal Bölümünden Dr.Öğr.Üyesi Fatma Kübra ERBAY ELİBOL ve tüm Biyomedikal Bölümü öğretim üyelerine, Makine Mühendisliği Bölümü'nden Dr.Öğr.Üyesi Recep Muhammet GÖRGÜLÜASLAN hocama; büyük fedakarlıklarla, benim bu günlere gelmemde sonsuz emeği olan anneme ve babama; her zaman yanımda olan tüm motivasyon ve desteğini esirgemeyen eşime, manevi destekleriyle kızıma; bana güvenen, inanan, hep yanımda olan tüm aileme, arkadaşlarıma; küçüklükten bu güne kadar büyük ve değerli bilgi ve tecrübelerini benimle paylaşan, çalışmaya teşvik eden ve kalbimde olan büyükbabam Güner Behzat BAŞARA'ya, sevgi ve güveniyle her zaman destek olan ve kalbimde olan anneannem Tunca BAŞARA'ya yürekten ve sonsuz teşekkürlerimi iletiyorum.



## İÇİNDEKİLER

Sayfa

<b>TEZ BİLDİRİMİ</b> .....	v
<b>ÖZET</b> .....	vii
<b>ABSTRACT</b> .....	ix
<b>TEŞEKKÜR</b> .....	xi
<b>İÇİNDEKİLER</b> .....	xiii
<b>ŞEKİL LİSTESİ</b> .....	xvii
<b>KISALTMALAR</b> .....	xxiii
<b>SEMBOL LİSTESİ</b> .....	xxv
<b>RESİM LİSTESİ</b> .....	xxvii
<b>1. GİRİŞ</b> .....	1
1.1 Tezin Kapsamı ve Amacı .....	1
<b>2. TORAKS VE STERNOKOSTAL EKLEMLERİN ANATOMİK YAPISI</b> .....	3
2.1 Toraks Bölge Anatomisi.....	3
2.2 Sternum ve Sternokostal Eklemlerin Anatomisi .....	5
2.3 Solunum Biyomekaniği.....	6
2.3.1 Pulmoner ventilasyon kapasiteleri .....	7
2.3.2 Toraksın vertikal yöndeki hareketleri .....	9
2.3.3 Toraksın anterior-posterior ve medial-lateral yöndeki hareketleri .....	9
2.3.4 Kaburgaların solunum sırasındaki kinezyolojisi.....	11
2.3.4.1 Kostavertebral eklemlerin solunum sırasındaki kinezyolojisi .....	11
2.3.4.2 Sternokostal eklemlerin solunum sırasındaki kinezyolojisi.....	14
<b>3. ÜÇ BOYUTLU YAZICI TEKNOLOJİLERİ</b> .....	23
3.1 Hızlı Prototipleme .....	23
3.1.1 Katı esaslı prototipleme .....	25
3.1.2 Sıvı esaslı prototipleme .....	27
3.1.3 Toz esaslı prototipleme .....	30
3.2 Üç Boyutlu Yazıcı Teknolojilerinin Medikal Alanda Kullanımları.....	34
<b>4. KİŞİYE ÖZEL İMPLANTLAR</b> .....	37
4.1 Kişiyeye Özel İmplantların Faydaları .....	38
<b>5. STERNOKOSTAL İMPLANTLAR VE DÜNYADA YAPILAN ÇALIŞMALAR</b> .....	39
5.1 Sternokostal İmplantlarda Kullanılan Malzemeler ve Biyouyumlulukları .....	46
5.1.1 İmplant malzemesi olarak karbonfiberler .....	48
5.1.2 İmplant malzemesi olarak titanyum alaşımlar .....	50
5.1.3 İmplant malzemesi olarak PEEK .....	51
5.1.4 İmplant malzemesi olarak alümina seramik.....	52
5.1.5 İmplant malzemesi olarak polietilen .....	53
5.2 Sternokostal İmplant Tasarlanırken Dikkat Edilmesi Gereken Özellikler.....	54
<b>6. KİŞİYE ÖZEL STERNOKOSTAL İMPLANT TASARIMI VE ÜRETİMİ</b> .....	55
<b>BASAMAKLARI</b> .....	55
<b>7. KİŞİYE ÖZEL STERNOKOSTAL İMPLANT TASARIMI</b> .....	57

7.1 Klinik Olay .....	57
7.2 Hasta Görüntüsünün Elde Edilmesi.....	57
7.3 Segmentasyon.....	58
7.4 İmplant Tasarımı .....	60
7.4.1 İmplant sınırlarının belirlenmesi .....	61
7.4.2 Kesit düzlemin ve kontür çizgisinin oluşturulması .....	61
7.4.3 İmplantın boyutlandırılması ve deliklerin açılması.....	62
7.4.4 Anatomik modelin sonlu elemanlar analizine hazırlanması .....	62
<b>8. TASARLANAN STERNOKOSTAL İMPLANTIN SONLU ELEMANLAR ANALİZİ İLE İNCELENMESİ .....</b>	<b>65</b>
8.1 Sonlu Elemanlar Analizi.....	65
8.1.1 Kuvvet .....	66
8.1.2 Gerilme (stres).....	66
8.1.3 Gerinim (strain) .....	67
8.1.4 Elastik modülü.....	67
8.1.5 Poisson oranı .....	67
8.1.6 Hooke kanunu .....	67
8.1.7 Güvenlik faktörü .....	68
8.1.8 Tekillik (singularity) .....	68
8.1.9 Meshleme (ağ örgüsü).....	68
8.1.10 Mesh yakınsaması .....	69
8.2 Sternokostal İmplantın Sonlu Elemanlar Analizi ile İncelenmesi.....	70
8.3 Malzeme ve Yöntem.....	71
8.3.1 Yöntem .....	71
8.3.2 İmplant ve göğüs kafesi modeli malzemesinin tanımlanması.....	72
8.4 Geometrilerin Analiz Programına Aktarımı ve Analizdeki İşlem Basamakları .....	74
8.5 Sınır Şartlarının Oluşturulması.....	76
8.5.1 Destek çeşidi .....	76
8.5.2 Yük çeşidi.....	76
8.5.2.1 Yük çeşidinin analiz programında tanımlanması .....	78
8.6 Kontakt Tipi.....	79
8.7 Meshleme (Ağ Örgüsü Oluşturma) ve Mesh (Ağ Örgüsü) Yakınsama Çalışmaları.....	80
8.7.1 Tam göğüs kafesi modeli .....	80
8.7.2 İmplant entegre edilmiş göğüs kafesi modeli.....	81
8.8 Analiz Sonuçları .....	82
8.8.1 Tam göğüs kafesi modeli .....	82
8.8.2 İmplant entegre edilmiş göğüs kafesi modeli.....	83
8.9 Analiz Sonuçlarının Değerlendirilmesi .....	83
8.9.1 Tam göğüs kafesi modeli .....	83
8.9.2 İmplant entegre edilmiş göğüs kafesi modeli.....	84
<b>9. YENİ STERNOKOSTAL İMPLANT TASARIM ÖNERİSİ.....</b>	<b>89</b>
9.1 Metot.....	89
9.2 İmplant Tasarımı .....	90
9.3 Sınır Şartlarının Oluşturulması.....	93
9.4 Kontakt Tipleri .....	94
9.5 Meshleme .....	94
9.6 Analiz Sonuçlarının Elde Edilmesi ve Sonuçların Yorumlanması.....	95
9.6.1 Von Mises stres sonuçları .....	95

9.6.2 Gerinim sonuçları.....	98
9.6.3 Toplam yer değiştirme sonuçları.....	98
<b>10. STERNOKOSTAL İMPLANTIN TASARIMI SONRASI İŞLEMLER VE ÜRETİMİ .....</b>	<b>101</b>
10.1 Oryantasyon .....	101
10.2 3-B Yazıcıda Plastik Prototip Üretimi .....	102
10.3 3-B Yazıcıda İmplantın Üretimi.....	102
10.4 Üretim Sonrası İşlemler .....	103
10.4.1 Isıl işlem (normalizasyon).....	103
10.4.2 Desteklerin sökülmesi .....	103
10.4.3 Yüzey Şekillendirme ve pürüzlendirme işlemleri .....	103
10.5 Kalite Kontrol.....	104
10.5.1 Sertlik testleri .....	104
10.5.2 Yüzey pürüzlülük testleri .....	104
10.5.3 Boyut ölçümü (fiziki doğrulama).....	105
10.6 Sterilizasyon ve Paketleme.....	105
10.6.1 Gaz sterilizasyonu .....	105
10.6.2 Gama radyasyonu (iőınlama) ile sterilizasyon .....	106
<b>11. SONUÇ VE ÖNERİLER.....</b>	<b>107</b>
<b>KAYNAKLAR .....</b>	<b>111</b>
<b>EKLER.....</b>	<b>119</b>
<b>ÖZGEÇMİŐ.....</b>	<b>Error! Bookmark not defined.</b>





## ŞEKİL LİSTESİ

### Sayfa

Şekil 2.1	: Göğüs kafesine anterior bakış .....	4
Şekil 2.2	: Sternumun ve sternokostal eklemlerin isimlendirilmesi .....	5
Şekil 2.3	: İspirasyon mekaniği şeması. (a) İçi hava dolu bir piston (b) sağlıklı bir yetişkin gösterilmiştir. ....	7
Şekil 2.4	: Solunum döngüsü.....	8
Şekil 2.5	: İspirasyon fazı başlangıcındaki diyafram kasının hareketi .....	9
Şekil 2.6	: (a) Beşinci kaburganın elevasyonun inspirasyon boyunca “kova sapı” hareketinin üstten görüntüsü. (b) Kostatransvers ve kostakorperal eklem hareketi (c) sternokostal eklem hareketi (d) kova sapı hareketinin şematik görünümü. ....	10
Şekil 2.7	: (a) Omurlar ve (b) kaburgalar için kullanılan anatomik işaretlerin (c) üstten görünümü. ....	13
Şekil 2.8	: Kosta ve vertabralardaki CVJ komplekslerine ait kesitlerin üstten görünümü .....	13
Şekil 2.9	: Ortalama hareket dereceleri (derece (°) cinsinden).....	14
Şekil 2.10	: (a) Anatomik noktaların gösterimi (b) Anatomik koordinat sistemi ....	15
Şekil 2.11	: Th1 ve Th7 koordinat sistemlerine göre sternum yer değiştirmesi.....	17
Şekil 2.12	: Sternumun total akciğer kapasitesindeki (FRC-TLC) Th1 ve Th2 koordinat sistemlerine göre ortalama yer değiştirmesi .....	17
Şekil 2.13	: Üç farklı akciğer hacmi için sternum açısının değişimleri .....	18
Şekil 2.14	: Ortalama sarmal eksenlerin (MHA), anatomik kesitlerin ve ilgili kaburgaların 3 boyutlu temsili. (a) Frontal düzlem (b) Sagital düzlem.....	19
Şekil 2.15	: (a) Kostovertebral eklemden (b) sternokostal eklemden açılmal değişimlerin sternumun cephalo-kaudal yer değiştirmesinin bir fonksiyonu olarak gösterimi .....	19
Şekil 3.1	: Hızlı prototipleme işlem basamakları .....	23
Şekil 3.2	: Eklemeli imalat yöntemlerinin sınıflandırılması.....	24
Şekil 3.3	: Fused Deposition Modelling olarak bilinen 3-B baskı tekniği (a) filament (b) nozul (c) 3-B model (d) destek yapılar gösterilmiştir.....	25
Şekil 3.4	: Stereolitografinin şematik gösterimi. (a) Lazer kaynağı (b) sıvı reçine (c) tank (d) katılmış reçine (e) oynar platform (f) SLA tekniği ile üretilmiş modeller gösterilmiştir.....	27
Şekil 3.5	: Solid ground curing (SGC) yönteminin şematik gösterimi .....	28
Şekil 3.6	: Toz eklemeli imalat yönteminin şematik gösterimi. (a) Işın kaynağı (b) toz iletici sistem (c) toz kaynağı (d) 3-B model (e) kullanılmayan tozlar (f) hareketli platform gösterilmiştir. ....	30
Şekil 3.7	: (a) Seçici Lazer Sinterleme yönteminin şematik gösterimi [13] (b) SLS yöntemiyle üretilen kafatası modeli.....	31
Şekil 3.8	: (a) LENS yönteminin şematik gösterimi (b) LENS yöntemi ile üretilen kalça protezi.....	32

Şekil 3.9	: (a) Direct Metal Deposition (DMD) yönteminin şematik gösterimi ve (b) oluşturulan şekil .....	33
Şekil 3.10	: SLC yönteminin şematik gösterimi .....	33
Şekil 3.11	: Laser powder deposition (LPD) yönteminin şematik gösterimi .....	34
Şekil 5.1	: 1.3. ve 7. günlerdeki çeşitli karbonfiber bileşenlerin üzerinde büyüyen MG-63 hücrelerin sayıları arasında korelasyon .....	49
Şekil 5.2	: HA kaplı CF/PA12 femoral eklemi içeren kompozit katmanların şematik gösterimi .....	49
Şekil 5.3	: Titanyum alaşımının vücudun farklı bölgelerindeki kullanımı .....	50
Şekil 6.1	: İmplant üretim ve tasarımındaki basamaklar .....	55
Şekil 7.1	: Hastaya ait BT görüntülerinin segmentasyonu. BT görüntülerinin (a) koronal, (b) sagittal ve (c) aksiyel düzlemlerde gösterimi. (d) Göğüs kafesi modeli (e) Eşik değeri penceresinin gösterimi. ....	59
Şekil 7.2	: STL formatında hastaya ait göğüs kafesi modelleri (a) Hesaplama sonucu ilk model (b) Maskeleme sonucu üzerinde çalışılan ve son aşamadaki model .....	59
Şekil 7.3	: (a) METÜM tarafından oluşturulan göğüs kafesi modeli (b) tasarlanan implantın koronal düzlemde görünümü (c) sagittal düzlemde görünümü (d) transvers düzlemde görünümü .....	60
Şekil 7.4	: İmplant için sınırların çizilmesi .....	61
Şekil 7.5	: (a) Kesik düzlem ve (b) kontür çizgisi gösterimi .....	61
Şekil 7.6	: (a) İmplantta ait ilk düzlemin oluşturulması (b) Düzleme kalınlık verilmesi (c) Silindirlerin oluşturulması (d) İmplantın tasarımdaki son hali .....	62
Şekil 7.7	: (a) Materialise 3-matic de çalışılan göğüs kafesi modelinin program üzerinde tümörlü bölge çıkarılmış görüntüsü (b) sagittal düzlemde görüntüsü (c) frontal düzlemde görüntüsü (posterior bakış) (d) transvers düzlemde görüntüsü (e) frontal düzlemde görüntüsü (anterior bakış) .....	63
Şekil 7.8	: Göğüs kafesi modeli ve üzerine yerleştirilen METÜM tarafından tasarlanan implant .....	63
Şekil 8.1	: (a) Matematiksel model olarak çember gösterimi (b) Çemberin üçgen şeklinde sonlu küçük birimlere bölünmesi ve her üçgenin temas noktalarının düğüm noktası olarak numaralandırılması (c) Her üçgenin bir eleman olarak gösterilmesi .....	66
Şekil 8.2	: Sonlu elemanlar çeşitleri .....	69
Şekil 8.3	: Tümörü onarılmış omurgasız tam göğüs kafesi modeli (a) önden ve (b) üstten görünümü .....	70
Şekil 8.4	: İmplant ile omurgasız göğüs kafesinin beraber olduğu modelin (a) önden ve (b) üstten görünümü .....	71
Şekil 8.5	: ANSYS programında malzeme tanımlamaları (a) Ti6Al4v ve (b) kaburganın mekanik özellikleri .....	74
Şekil 8.6	: ANSYS Static Structural analiz sistemi arayüzünün görünümü .....	75
Şekil 8.7	: İmplant ve göğüs kafesi modelinin “Mechanical” analiz modülünde görünümü .....	75
Şekil 8.8	: Göğüs kafesi modelinin fix support ile sabitlenmesi (a) sağ kaburgalarının (b) sol kaburgaların sabitlenme yüzeyleri mavi ile gösterilmiştir .....	76
Şekil 8.9	: (a) CPR el pozisyonunun gösterimi (b) Kuvvet sensörlü mat üzerinde yapılan simülasyon görseli .....	78

Şekil 8.10	: Spaceclaimde tam göğüs modelinin “solid”e çevrilmesi ve elips şeklindeki geometrinin çizilmesi .....	78
Şekil 8.11	: Spaceclaimde implantlı göğüs modelinin “solid”e çevrilmesi ve elips şeklindeki geometrinin çizilmesi.....	79
Şekil 8.12	: (a) İmplantta ve (b) tam göğüs kafesine uygulanan kuvvetin “Mechanical” modülünde gösterimi ve sınır şartının tanımlanması.....	79
Şekil 8.13	: Tam göğüs kafesi modelinin mesh yakınsama grafiği .....	81
Şekil 8.14	: İmplant entegre edilmiş göğüs kafesi modelinin mesh yakınsama grafiği.....	82
Şekil 8.15	: Von mises stres değerlerinin gösterimi (Mpa) (a) tam göğüs kafesi modeli (b) İmplant entegre edilmiş göğüs kafesi modeli .....	86
Şekil 8.16	: İmplant entegre edilmiş göğüs kafesi modeli maksimum von mises stres bölgesinin gösterimi .....	87
Şekil 9.2	: Çizelge 9.1’deki implant tasarımları (a) 4 vidalı (b) 8 vidalı (c) 12 vidalı (d) 16 vidalı sternokostal implant.....	92
Şekil 9.3	: Yeni tasarlanan implant modellerin analizi için sınır şartlarının oluşturulması (a) destek noktaları (b) uygulanan kuvvet.....	93
Şekil 9.4	: Yeni tasarlanan implantların ‘Mechanical’ modülünde gösterimi (a) 1.tasarım (b) 2.tasarım (c) 3.tasarım (d) 4.tasarım .....	94
Şekil 9.5	: Sternum ile sternokostal parçaların temas eden yüzeylerin yer değiştirme değerleri .....	99
Şekil 10.1	: Modelin üretim açılarının görünümü.....	102
Şekil Ek.1	: (a) Tam göğüs kafesi modelinin stres değerinin maksimum olduğu bölge (b) ve (c) de yakınlştırılarak gösterilmiştir.....	120
Şekil Ek.2	: Tam göğüs kafesi modeline ait gerinim değerleri (a) da gösterilmiştir (b) de gerininin maksimum ve minimum değerleri (c) de maksimum olduğu değer yakınlştırılarak gösterilmiştir .....	121
Şekil Ek.3	: Tam göğüs kafesi modeline ait yer değiştirme değerleri (a) da gösterilmiştir (b) de maksimum ve minimum olduğu yerler gösterilmiştir .....	122
Şekil Ek.4	: (a) İmplant entegre edilmiş göğüs kafesi modelinin gerinim değerleri (b) modelin arkadan görünümü (c) gerininin maksimum olduğu yer .....	123
Şekil Ek.5	: (a) İmplantlı göğüs kafesi modelinin mm cinsinden yer değiştirme değerleri (b) modelin arkadan görünümü (c) gerininin maksimum olduğu yerin yakından görünümü .....	124
Şekil Ek.6	: Yeni implant modelleri için mesh yapısının gösterimi.....	125
Şekil Ek.7.1	: 1.tasarımın (4 vidalı model) Von-Mises stress değerleri (a) önden görünümü (b) stres değerinin maksimum olduğu yerin yakın görüntüsü (c)sağ sternokostal parçada stress değerinin maksimum olduğu yer (d) stress deüerinin maksimum olduğu yerin yakından görüntüsü .....	126
Şekil Ek.7.2	: 2.tasarımın (8 vidalı model) Von-Mises stress değerleri (a) önden görünümü (b) stres değerinin maksimum olduğu yerin yakın görüntüsü (c) sağ sternokostal parçanın en alt vidasında çıkan maksimum değerin görüntüsü.....	127
Şekil Ek.7.3	: 3.tasarımın (12 vidalı model) Von-Mises stress değerleri (a) önden görünümü (b) arkadan görünümü (c) sol sternokostal parçanın (d) sol sternokostal parçada görünen maksimum stres değerin arkadan görünümü .....	128

Şekil Ek.7.4	: 4.tasarımın (16 vidalı model) Von-Mises stress değerleri (a) önden görünümü (b) önden yakınlaşmış görünümü (c) arkadan görünümü (d) sol sternokostal parçada görünen maksimum stres değerinin arkadan görünümü (e) stresi maksimum olan bölgenin yakınlaşmış görünümü .....	129
Şekil Ek.8.2	: 2.tasarımın (8 vidalı model) gerinim değerleri (a) önden ve (b) arkadan görünümü.....	131
Şekil Ek.8.3	: 3.tasarımın (12 vidalı model) gerinim değerleri (a) önden ve (b) arkadan görünümü.....	132
Şekil Ek.8.4	: 4.tasarımın (12 vidalı model) gerinim değerleri (a) önden ve (b) arkadan görünümü.....	133
Şekil Ek.9	: (a)1. tasarım (b) 2.tasarım (c) 3.tasarım (d) 4.tasarım toplam yer değiştirme değerleri (mm).....	134
Şekil Ek.10.1	: 1. tasarımın sternokostal parçalarının temas eden yüzeylerin yer değiştirme değerleri (a) ve (c) sol sternokostal parça alt ve üst yüzeyleri (b) ve (d) sağ sternokostal parça alt ve üst yüzeyleri .....	135
Şekil Ek.10.2	: 2. tasarımın sternokostal parçalarının temas eden yüzeylerin yer değiştirme değerleri (a) ve (c) sol sternokostal parça alt ve üst yüzeyleri (b) ve (d) sağ sternokostal parça alt ve üst yüzeyleri .....	136
Şekil Ek.10.3	: 3. tasarımın sternokostal parçalarının temas eden yüzeylerin yer değiştirme değerleri (a) ve (c) sol sternokostal parça alt ve üst yüzeyleri (b) ve (d) sağ sternokostal parça alt ve üst yüzeyleri .....	137
Şekil Ek.10.4	: 4. tasarımın sternokostal parçalarının temas eden yüzeylerin yer değiştirme değerleri (a) ve (c) sol sternokostal parça alt ve üst yüzeyleri (b) ve (d) sağ sternokostal parça alt ve üst yüzeyleri .....	138

## ÇİZELGE LİSTESİ

### Sayfa

Çizelge 8.1	: Ti-6Al-4v alaşımının kimyasal bileşenleri .....	72
Çizelge 8.2	: Ti-6Al-4v'nin mekaniksel özellikleri .....	73
Çizelge 8.3	: Kaburgalar ve Sternum için tanımlanan mekaniksel özellikler.....	73
Çizelge 8.4	: Tam göğüs kafesi modeli için mesh yakınsama tablosu .....	80
Çizelge 8.5	: İmplant entegre edilmiş göğüs kafesi modelinin mesh yakınsama tablosu .....	81
Çizelge 8.6	: Tam göğüs kafesi modelinin analiz sonuçları .....	82
Çizelge 8.7	: İmplant entegre edilmiş göğüs kafesi modelinin analiz sonuçları ...	83
Çizelge 9.1	: Tasarlanan implantlar ve vida sayıları.....	90
Çizelge 9.2	: Analiz için hazırlanan modeller için yapılan meshlerin parçalara göre eleman sayıları .....	97
Çizelge 9.3	: Yeni tasarlanan implantların stres, gerinim ve yer değiştirme sonuçları .....	97
Çizelge Ek.11	: Sternum ile sternokostal parçaların temas eden yüzeylerin maksimum, minimum, ortalama yer değiştirme değerleri (mm) ...	139



## KISALTMALAR

<b><math>Al_2O_3</math></b>	: Alüminyum oksit
<b>1-B</b>	: 1-Boyutlu
<b>2-B</b>	: 2-Boyutlu
<b>3-B</b>	: 3-Boyutlu
<b>3DP</b>	: Üç boyutlu yazıcı (Three-dimensional printing)
<b>AF</b>	: Anatomik kare (Anatomical Frame)
<b>Al</b>	: Alüminyum
<b>AL</b>	: Anatomik yer işareti (Anatomik Landmark)
<b>BaSO<sub>4</sub></b>	: Baryum Sülfat
<b>BIS</b>	: Işın Girişim Katılaşması (Beam interference solidification)
<b>BT</b>	: Bilgisayarlı Tomografi
<b>Ca</b>	: Kalsiyum
<b>CAD</b>	: Bilgisayar destekli tasarım (Computer aided design)
<b>CF</b>	: Karbonfiber (Carbon Fiber)
<b>CF/P</b>	: Porlu karbonfiber (Porous carbonfiber)
<b>CF/T</b>	: Modifiye edilmemiş karbonfiber
<b>CFs</b>	: Karbonfiberler (Carbon fibers)
<b>CO<sub>2</sub></b>	: Karbondioksit
<b>CPR</b>	: Kardiyo pulmoner resüsitasyon (cardio pulmoner resucitation)
<b>CVJ</b>	: Kostovertebral Eklem (Costovertebral joint)
<b>DICOM</b>	: Tıpta Dijital Görüntüleme ve İletişim (Digital Imaging and Communications in Medicine)
<b>DMD</b>	: Direk Metal Yığıma (Direct Metal Deposition)
<b>DMLS</b>	: Direk Metal Lazer Sinterleme
<b>EBM</b>	: Elektron Işın Ergitme (Electron Beam Melting)
<b>ELI</b>	: Aşırı Düşük Ara Yerler (Extra Low Interstitials)
<b>FHA</b>	: Sonlu Sarmal Eksenler (Finite Helical Axes)
<b>FRC</b>	: Fonksiyonel Rezidual Kapasite (Functional Residual Capacity)
<b>GPa</b>	: Giga Paskal
<b>HA</b>	: Hidroksiapatit
<b>HAp</b>	: Porlu Hidroksiapatit
<b>HIS</b>	: Holografik girişim katılaşması (Holographic Interference Solidification)
<b>HU</b>	: Hounsfield
<b>IC</b>	: İspiratuvar Kapasite (Inpiratuar capacity)
<b>IJP</b>	: Mürekkep püskürtme baskılama (Inkjet Printing)
<b>IRV</b>	: Inspiration reserve volume (İspiratuvar Rezerv Volüm)
<b>K</b>	: Potasyum
<b>LENS</b>	: Lazerle tasarlanmış ağ şekillendirme(Laser Engineered Net Shaping)
<b>LPD</b>	: Lazer toz biriktirme (Laser Powder Deposition)
<b>LTP</b>	: Sıvı termal polimerizasyon (Liquid Thermal Polymerization)

<b>Maks.</b>	: Maksimum
<b>METÜM</b>	: Medikal Tasarım ve Üretim Merkezi
<b>Mg</b>	: Magnezyum
<b>MHA</b>	: Ortalama Sarmal eksenler (Mean Helical axes)
<b>MIC</b>	: Orta İspirasyon Kapasitesi (Middle Inspiration Capacity)
<b>MJM</b>	: Multijet
<b>MPa</b>	: Mega Paskal
<b>MPP</b>	: Ortalama Pivot Noktası (Mean Pivot Point)
<b>MR</b>	: Manyetik Rezonans
<b>MRI</b>	: Manyetik Rezonans Görüntüleme (Magnetic Resonans Imaging)
<b>MSJ</b>	: Manubriumsternal Eklem (Manubriumsternal Joint)
<b>N</b>	: Azot
<b>Na</b>	: Sodyum
<b>O</b>	: Oksijen
<b>PA</b>	: Poliamid
<b>PEEK</b>	: Polieter eter keton
<b>ROM</b>	: Hareket açıklığı (Range of Motion)
<b>RV</b>	: Rezidual volüm (Residuel volume)
<b>SCJ</b>	: Sternokostal eklem (Sternokostal joint)
<b>SGC</b>	: Katı Tabaka Kürleme (Solid ground curing)
<b>SLC</b>	: Seçici Lazer Kaplama (Selective laser cladding)
<b>SLM</b>	: Seçici Lazer Ergitme (Selective laser melting)
<b>SLS</b>	: Seçimli Lazer Sinterleme
<b>Sn</b>	: Kalay
<b>STL</b>	: Stereolitography
<b>Th</b>	: Toraks
<b>Ti</b>	: Titanyum
<b>TiO<sub>2</sub></b>	: Titanyum Dioksit
<b>TLC</b>	: Tidal Akciğer Kapasite (Tidal Lung Capacity)
<b>UV</b>	: Ultraviole
<b>VC</b>	: Vital Kapasite (Vital Capacity)
<b>Zr</b>	: Zirkonyum



## SEMBOL LİSTESİ

Bu çalışmada kullanılmış olan simgeler açıklamaları ile birlikte aşağıda sunulmuştur.

Simgeler	Açıklama
°	Derece
$\nu$	Poisson oranı
$\rho$	Yoğunluk
%	Yüzde
Ra	Yüzey pürüzlülük değeri
mm	Milimetre
N	Newton
kg	Kilogram
gr	Gram
E	Elastik Modülü
°C	Santigrat derece
$\alpha$	Alfa
$\beta$	Beta
$\sigma$	Sigma
m <sup>2</sup>	Metrekare



## RESİM LİSTESİ

### Sayfa

Resim 3.1 : LOM tekniği ile üretilmiş model .....	26
Resim 3.2 : Seçici Lazer Ergitme teknolojisi ile üretilmiş kalça eklem protezi.....	32
Resim 4.1 : Kişiyeye özel implantlar (a) kranial implant (b) sternokostal implant (c) mandibula implantı.....	37
Resim 5.1 : Akif Turna ve arkadaşlarının implante ettiği ilk sternokostal implant .	40
Resim 5.2 : Demondion ve arkadaşlarının implante ettiği sternokostal implant .....	40
Resim 5.3 : Aranda ve arkadaşlarının implante ettiği sternokostal implant.....	41
Resim 5.4 : Aragon ve arkadaşlarının implante ettiği sternokostal implant.....	41
Resim 5.5 : Moradiellos ve arkadaşlarının implante ettiği sternokostal implant .....	42
Resim 5.6 : Cano ve arkadaşlarının implante ettiği sternokostal implant .....	43
Resim 5.7 : Oswald ve arkadaşlarının implante ettiği sternokostal implant .....	43
Resim 5.8 : Dzian ve arkadaşlarının implante ettiği sternokostal implant .....	44
Resim 5.9 : Wang ve arkadaşlarının implante ettiği sternokostal implant .....	44
Resim 5.10 : Aranda ve arkadaşlarının implante ettiği üç parçalı sternokostal implant. (a) İmplantın birleşmemiş hali (b) implantın birleşmiş halinin gösterimi .....	45
Resim 5.11 : (a) Hakan Işık ve arkadaşlarının implante ettiği sternokostal implant (b) Hakan Işık ve arkadaşlarının implante ettiği 4 sternokostal bağlantılı implant .....	46
Resim 5.12 : Dünya çapında farklı malzemelerden yapılmış sternokostal implantlar (a) B.Wang ve ekibi (b) H.Işık ve ekibi (c) F. Bertin ve ekibi (d) Oswald ve ekibi (e) L.Wang ve ekibinin implantasyonu gerçekleştirdiği implantlar .....	48
Resim 7.1 : Hastanın aksiyel düzlemde BT görüntüsü.....	58



## 1. GİRİŞ

Birçok hasta gerek savaş veya çatışma sırasında aldığı yaralar, gerekse doğuştan gelen anomaliler, gerekse tümör, enfeksiyon gibi hastalıklar yüzünden ızdırap çekmektedir. Bu durumlarda doktorlar hastalığın tedavisinde zarar görmüş organın çıkartılmasını ve hastanın yaşam kalitesinin tekrar sağlanabilmesi için de çıkarılan organın yerine geçebilecek bir implanta ihtiyaç duyuyorlar. Bu implantlar, bireysel anatomik farklılıklardan dolayı kişiye özel üretilmesi gerekebilmektedir. Kişiyeye özel implantlar, standart implantların yanı sıra konusunda uzman mühendisler ve doktorların rehberliğinde bilgisayar ortamında özel tasarım programları aracılığıyla kişinin anatomisine özgü tasarlanıp, 3-B (3-boyutlu) yazıcı teknolojileri kullanılarak üretilmektedir. Kişiyeye özel implant tasarımından önce implantın hasarlı organın görevini üstlenebilmesi için hasarlı organın vücuttaki görevini ve işleyişini, implant tasarımı yapılacak olan bölgenin anatomisini ve biyomekaniğini iyi anlamak gerekmektedir. Hasarlı ya da hastalıklı doku/organın yerine vücudun temel işleyişini bozmayan, vücut ile uyumlu hem de doku/organ yerine o görevi devam ettirebilen implant tasarımında ve üretiminde dikkat edilmesi gereken bir çok parametre vardır.

### 1.1 Tezin Kapsamı ve Amacı

Tez kapsamında sternokostal implant tasarımının üretim aşamaları incelenmiş olup dünyada ve ülkemizde günümüze kadar yapılmış sternokostal implantlar araştırılmıştır. İmplant tasarımının geometrik özellikleri, biyolojik olarak uygunluğu, malzemesi, kullanılan teknolojiler incelenmiştir.

Literatürde sonlu elemanlar analizi ile solunum sırasında göğüs kafesine binen yüklerin analiz edildiği çalışmalara, kaza senaryolarında kaburgalara binen yüklerin analiz edildiği çalışmalara ve CPR simülasyon çalışmalarına rastlanılmıştır. Ancak literatürde implant entegre edilmiş göğüs kafesi modeli üzerinde sonlu elemanlar yöntemi ile implanta binen yüklerin analiz edildiği herhangi bir çalışmaya rastlanmamıştır. Bu amaçla daha önce METÜM (Medikal Tasarım ve Üretim Merkezi, Sağlık Bilimleri Üniversitesi Gülhane Yerleşkesi, Ankara) tarafından tasarımı yapılmış ve doktor tarafından hastaya implantasyonu gerçekleştirilmiş implantın sonlu

elemanlar yöntemi ile analizi gerçekleştirilmiştir. Tez kapsamında hastaya ait göğüs kafesi modeli oluşturulmuş, tasarlanmış olan implant modeli entegre edilmiş ve analiz programında CPR kuvveti uygulanmasını simüle eden statik analizler gerçekleştirilmiş, sonuçlar değerlendirilmiştir. Tez kapsamında yeni bir implant tasarımı önerilmiş ve sonlu elemanlar yöntemi ile sonuçlar değerlendirilmiştir.



## 2. TORAKS VE STERNOKOSTAL EKLEMLERİN ANATOMİK YAPISI

İmplant tasarımından önce implant tasarımı yapılacak olan bölgenin anatomisini ve kinezyolojinin araştırılması gerekmektedir. Toraks (göğüs kafesi) bölgesi ve ona bağlı sternokostal eklemler fonksiyonel açıdan bakıldığında hem hayati organları koruması hem de solunum fonksiyonlarına verdiği destekten dolayı hayati öneme sahiptirler. Bu bölgenin solunum sırasındaki hareketleri bilinmeden yapılan implant tasarımında eksiklikler ve sonrasında komplikasyonlar ortaya çıkabilir. Bu sebeple implant tasarımından önce toraks ve sternokostal eklemlerinin anatomisi iyi araştırılmalıdır.

### 2.1 Toraks Bölge Anatomisi

*Toraks* (göğüs kafesi), kalp, akciğerler ve diğer organları koruyan, ventilasyonda mekanik bir rol oynayarak görev yapan kapalı bir sistemdir. Toraksı, kostalar, sternum, torakal vertabralar oluşturur (Şekil 2.1).

12 adet vertebradan oluşan torakal omurga, sternum ve kostalarla artikülasyonundan dolayı, yapısı ve fonksiyonu yönünden ventilasyonda kritik rol oynar.

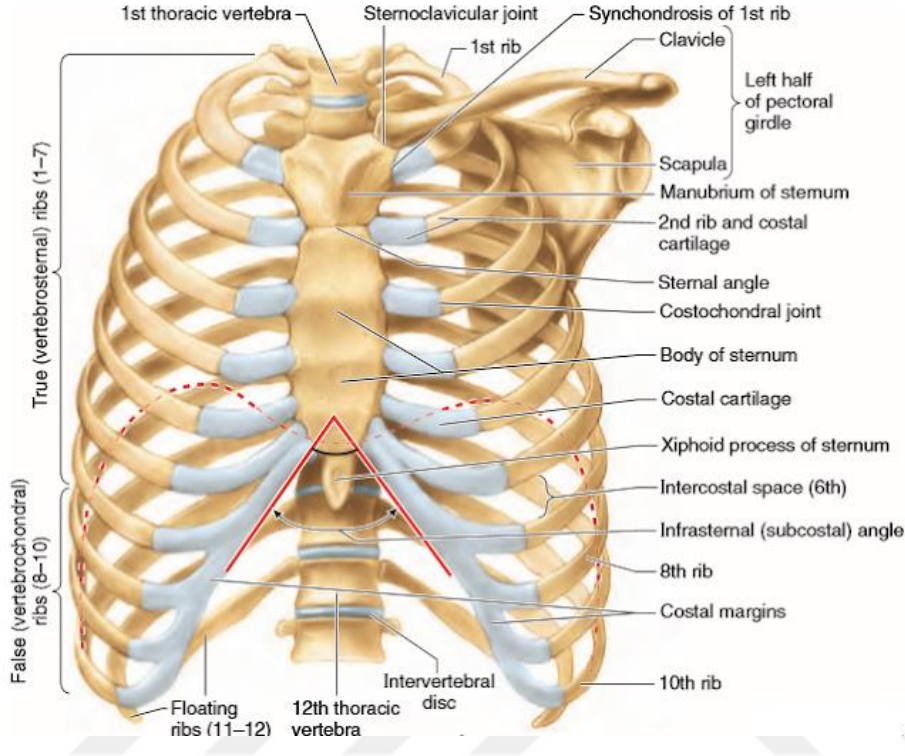
Toraks superiorda dar, anterio-posterior yönde ise basıktır. Toraksın internal yüzü dışardan çeşitli yapılar tarafından kaplanır. Toraksı posterior-lateralde torakal vertebra, kostalar, interkostal kaslar ve membran kaplar. Anteriorda kostal kartilaj, sternum, interkostal kaslar ve membran; superiorda üst kostalar, klavikula, özofagus ve treakeayı çevreleyen servikal fasya ve servikal kaslar; interiorda ise diafragma kası kaplamaktadır [1].

Toraks, ventilasyon sırasında manubriosternal eklemde çeşitli miktarlarda değişen hareketi ve 5 adet eklem ile hareketi değişmektedir.

Toraksın eklemleri aşağıdaki gibidir ve Şekil 2.1, Şekil 2.2 ve Şekil 2.6'da gösterilmiştir [56]:

- Manubriosternal eklem
- Sternokostal eklem
- İnterkondral eklem

- Kostokondral eklem
- Kostotransvers eklem
- Torasik intervertebral eklem



Şekil 2.1: Göğüs kafesine anterior bakış [Url-4].

Kostokondral bağlantılar (Şekil 2.1), her bir kaburganın ön uçlarının kemik ve kıkırdağı arasındaki geçişi temsil eder. Kondrosternal bağlantılar, kaburgaların kıkırdağının medial uçları ile sternumdaki küçük iç bükey kostal fasetler arasında oluşturulur. İlk kondrosternal bağlantı, sternum ile nispeten sert bir bağlantı sağlayan bir sinartrozdur. Bununla birlikte, ikinci ile yedinci eklemler, doğası gereği sinovyaldir ve hafif kayma hareketlerine izin verir.

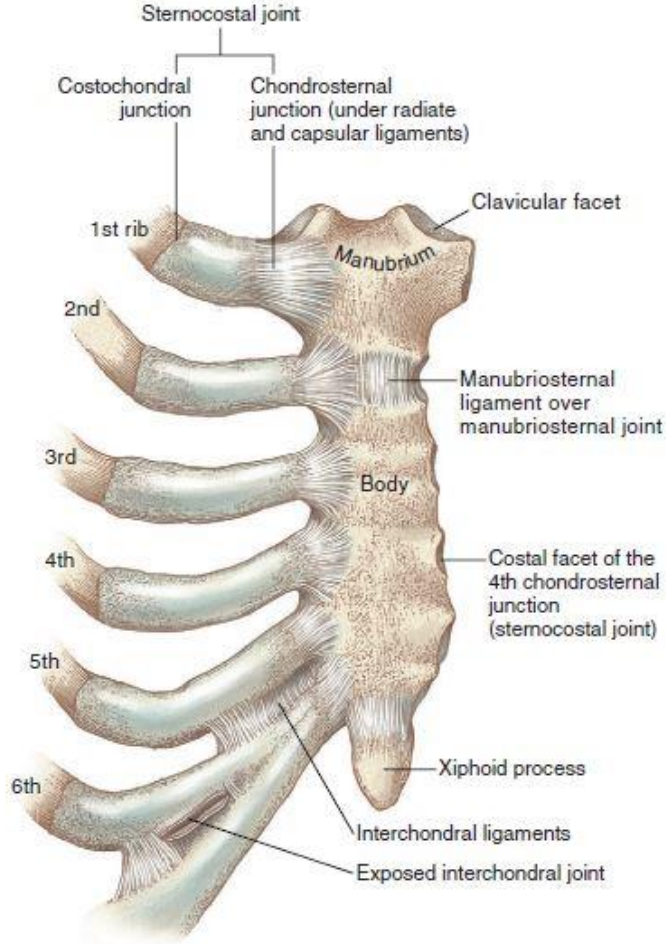
İnterkondral eklem (Şekil2.2), kıkırdak kostalar arasında bulunur. 5'ten 10'a kadar olan kaburgaların kıkırdaklarının karşılıklı sınırları küçük sinovyal bağlantılar, interkondral ligamenlerle güçlendirilmiştir. 11. ve 12. kostalar sternuma anterior olarak bağlanmaz.

Kaburgaların arka ucu, kostokorporeal (kostovertebral) ve kostotransvers eklemler (Şekil 2.6 (a)'da gösterilmiştir) yoluyla vertebral kolona bağlanır. Kostokorporeal eklemler, 12 kaburga kemiğinin her birinin başlarını torasik omurların gövdelerinin karşılık gelen taraflarına bağlar [56].



## 2.2 Sternum ve Sternokostal Eklemlerin Anatomisi

*Sternum*, orta hatta göğüs kafesinin anteriorunda yer alır. Yukarıdan aşağıya sırasıyla manubrium, korpus (body) ve ksifoid (xiphoid) prostesten oluşur (Şekil 2.2).



Şekil 2.2: Sternumun ve sternokostal eklemlerin isimlendirilmesi [56].

*Sternokostal eklemler*, iki taraflı olarak ilk yedi kaburganın ön kıkırdak uçları, sternumun yan tarafları ile eklemlenir. Geniş anlamda, bu eklemlere sternokostal eklemler adı verilir. Bununla birlikte, kaburga kemikleri ile sternum arasındaki araya giren kıkırdak nedeniyle, her bir sternokostal eklem yapısal olarak kostokondral ve kondrosternal bağlantılara bölünmüştür.

*Kostokondral bağlantılar*, her bir kaburganın ön uçlarının kemik ve kıkırdak arasındaki geçişi temsil eder (Şekil 2.2). Kaburgaların periostu yavaş yavaş kıkırdığın perikondriumuna dönüşür. Kostokondral bağlantılar çok az harekete izin verir. Kondrosternal bağlantılar, kaburgaların kıkırdığının medial uçları ile sternumdaki küçük iç bükey kostal fasetler arasında oluşturulur. İlk kondrosternal bağlantı, sternum

ile nispeten sert bir bağlantı sağlayan bir sinartrozdur. Bununla birlikte, ikinci ile yedinci eklemler, doğası gereği sinovyaldir ve hafif kayma hareketlerine izin verir [56]. Şekil 2.2’de sternumun ve sternokostal eklemler gösterilmiş olup kostal fasetleri ortaya çıkarmak için sol tarafta kaburgalar çıkarılmıştır.

### 2.3 Solunum Biyomekaniği

*Biyomekanik*, vücudun içine ve dışına uygulanan kuvvetlerin ve vücudun bu kuvvetlere tepkisinin incelenmesidir.

*Solunum / ventilasyon* ise, nefes alıp verirken havanın atmosfer ile akciğerler arasında yaptığı mekaniksel hareketine denir [56]. Bu mekaniksel hareketlerin gerçekleşmesinde rol oynayan organların hareketi solunum biyomekaniği ile incelenir. Solunum sırasındaki ritmik hareket dinlenme halinde dakikada 12 ile 20 defa gerçekleşir ve hayatımızı sürdürmede esastır [56]. Solunum sayesinde akciğer alveollerindeki oksijen kanın içinde karbondioksitle yer değiştirerek kanımızın oksijenlenmesi sağlanır. Kanımızdaki oksijen ise kas kasılması, hücre hareketleri, hücre bölünmesi gibi fiziksel hareketlerde, biyokimyasal reaksiyonlarda, sinir iletimi gibi vücudun hayati fonksiyonları için gerekli olan enerjiyi sağlayan ATP ‘nin yapısına katılır.

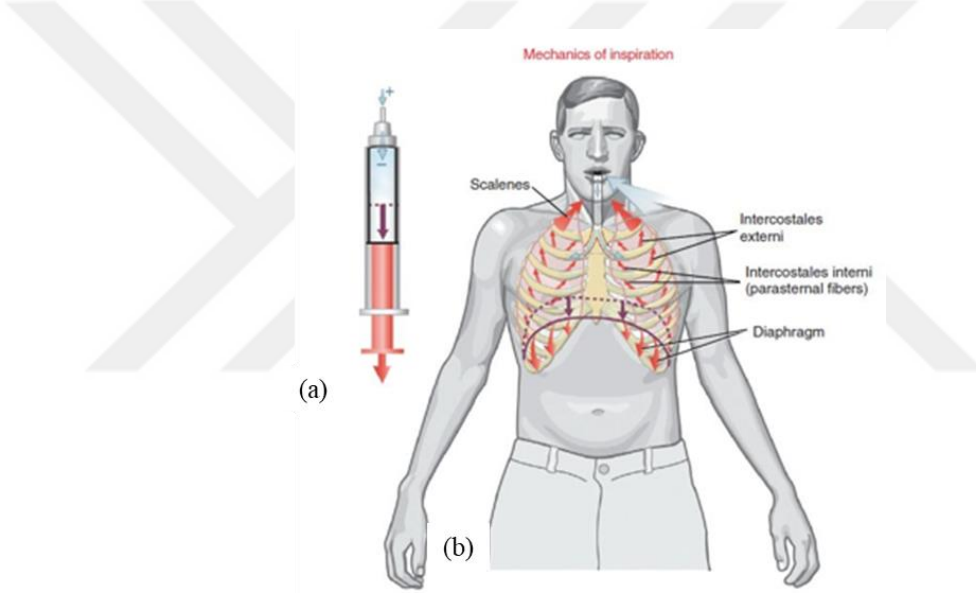
*İnspirasyon* havanın akciğerlere dolması, *ekspirasyon* ise akciğerlerdeki havanın dışarı boşalmasıdır. Havanın bu giriş çıkış hareketini sağlayan tüm mekanizma solunum mekaniği olarak adlandırılır. İnspirasyon solunumun aktif kısmıdır. Beyin sapından kalkan uyarı diyafram, eksternal interkostal kaslar gider ve kasılmalarını tetikler. Bu kasların kasılması ile göğüs kafesi genişler ve inspirasyon gerçekleşir.

İnspirasyon sırasında, göğüs kafesine ve göğüs kafesine bağlanan kasların kasılmasıyla intratorasik hacim artar. Göğüs genişledikçe, zaten negatif olan interplevral boşluktaki basınç daha da azalır ve akciğerleri genişletir. Ortaya çıkan akciğer genişlemesi, alveolar basıncı atmosfer basıncının altına düşürür ve nihayetinde atmosferden akciğerlere hava girer.

*Ekspirasyon*, havanın ciğerlerden ortama verilmesi sürecidir. Intratorasik hacmin değişmesi “Boyle” tarafından tanımlanan hava basıncındaki değişikliklere benzer sebeplerle olur (Şekil 2.3 (a)). Pistona benzer şekilde, bir pistonun haznesi içindeki hacmin azaltılması, içerilen hava üzerindeki basıncı artırarak onu dışarıya doğru

zorlar. İnsanda da benzer bir süreçle gerçekleşir. İntratorasik hacmin azaltılması alveolar basıncı artırır, böylece havayı alveollerden, akciğerlerden ve atmosfere gönderir.

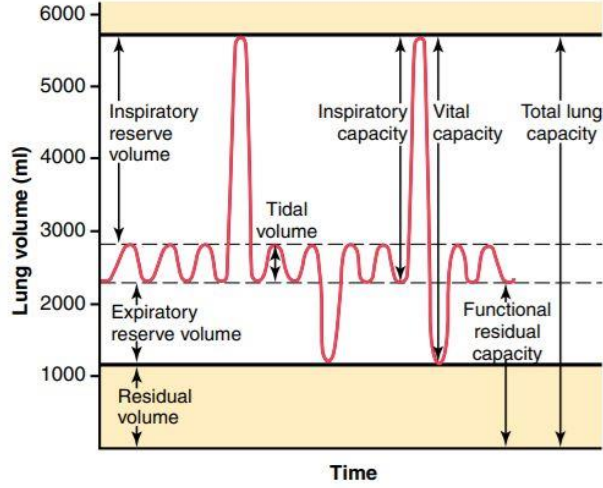
Şekil 2.3'te inspirasyon mekaniği gösterilmiştir. Şekil 2.3 (a)'da "Boyle" yasasını kullanarak genişleyen piston ve içindeki hava gösterilmiştir. Piston içindeki hacmin artırılması, piston bölmesi içindeki hava basıncını azaltır. Negatif hava basıncı, pistonun üst kısmındaki bir açıklıktan dışarı, daha yüksek basınçlı havayı pistonu çeken bir emiş oluşturur. Şekil 2.3 (b)'de sağlıklı bir yetişkin gösterilmiştir. birincil inspirasyon kaslarının (diyafram, skalenler ve interkostallar) intratorasik hacmi artırır, bu da akciğerleri genişletir ve alveolar basınç küçültür. Negatif alveolar basınç, havayı akciğerlere çeker. Diyaframın inişi, bir çift kalın, mor, dikey okla gösterilmiştir.



Şekil 2.3: İspirasyon mekaniği şeması. (a) İçi hava dolu bir piston (b) sağlıklı bir yetişkin gösterilmiştir [56].

### 2.3.1 Pulmoner ventilasyon kapasiteleri

Akciğerler ve intratorasik hava yollarında bulunan hava hacmi, ventilasyon sırasında değişiklik gösterir. Bu değişiklik döngü halinde devam etmektedir. Pulmoner ventilasyon boyunca akciğerlerdeki hava hacmindeki döngüyü anlayabilmek amacıyla kapasiteler ve hacim tanımlamaları yapılmıştır. Bu tanımlamalar Şekil 2.4'te akciğer kapasitesi (TLC), fonksiyonel rezidüel kapasite (FRC) ve rezidüel volüm (RV) akciğerler ve göğüs duvarının basınç-volüm ilişkisi şeklinde tanımlanmıştır. Şekil 2.4'de orta yaşlı yetişkin birinin ait maksimal inspirasyon, maksimal ekspirasyon ve normal soluma boyunca yapmış olduğu solunum döngüsü gösterilmiştir.



Şekil 2.4: Solunum döngüsü [40].

Akciğerlerdeki en büyük volüm toplam akciğer kapasitesidir (TLC). Diğer volümler TLC'nin alt bölümleridir (Şekil 2.4).

*Rezidüel volüm* (RV) insanda elde edilebilen en düşük akciğer volümü olup, derin ekspirasyonun bitiminde akciğerlerde kalan hava volümü olarak tanımlanır.

*Fonksiyonel rezidüel kapasite* (FRC) normal ekspirasyonun bitiminde akciğerler ve hava yollarında bulunan hava volümüdür. Ekspiratuvar rezerv volüm (ERV) ve RV'nin toplamından oluşur.

*Vital kapasite* (VC), TLC düzeyine kadar derin inspirasyon yapıldıktan sonra derin ekspirasyonla dışarı atılan maksimum hava volümüdür.

*İnspiratuvar kapasite* (IC) normal ekspirasyonun bitiminden (FRC düzeyinden) itibaren derin inspirasyonla alınan maksimum volümdür. Tidal volüm ve inspiratuvar rezerv volümden oluşur.

*İnspiratuvar rezerv volüm* (IRV) normal inspirasyondan sonra maksimal inspirasyonla alınan ek hava volümüdür.

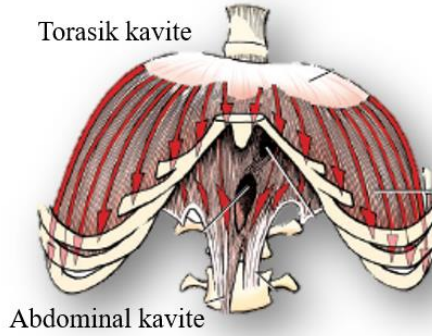
*Tidal volüm* (TV) ise her bir normal solukla alınan veya verilen hava volümü olarak tanımlanır.

*Ekspiratuvar rezerv volüm* (ERV) FRC'den itibaren derin inspirasyonla atılan hava volümüdür [66].

Toraksın solunum sırasındaki hareketlerini vertikal yönde, anterior-posterior ve medial-lateral yönde olacak şekilde özetleyebiliriz.

### 2.3.2 Toraksın vertikal yöndeki hareketleri

İnspirasyon sırasında ilk olarak kasılma ile birlikte daha sonradan diyafram kasının kubesinin azalması eşlik ederek toraksın vertikal çapı artar. Şekil 2.5 üzerindeki kırmızı oklar diyafram kası kubesinin genişleme yönünü göstermektedir. Ekspirasyonda ise diyafram gevşer, kubbenin yukarı doğru dinlenme pozisyonuna dönmesine izin verir.

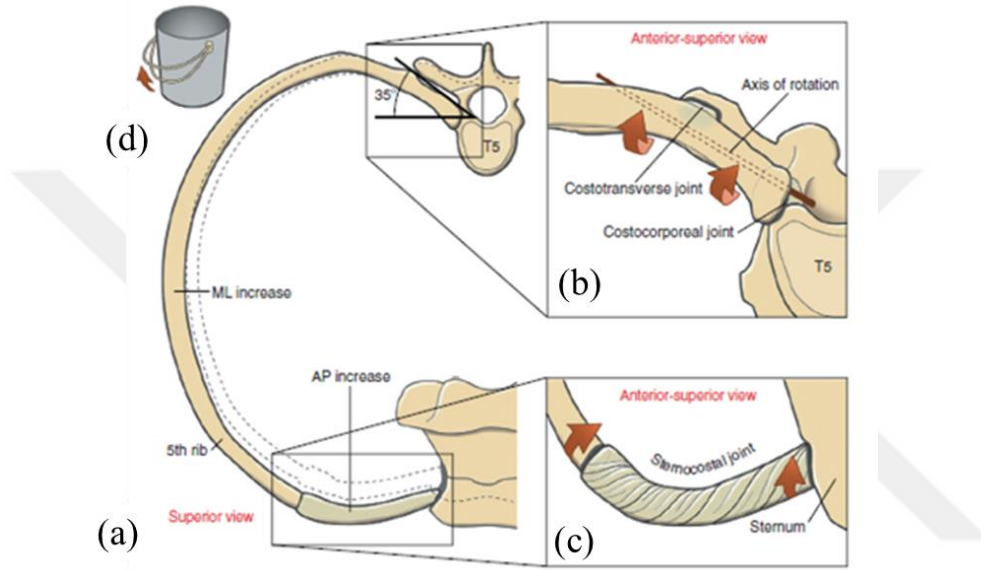


Şekil 2.5: İnspirasyon fazı başlangıcındaki diyafram kasının hareketi [56].

### 2.3.3 Toraksın anterior-posterior ve medial-lateral yöndeki hareketleri

Kaburgaların ve sternumun elevasyon ve depresyonu toraksın çapında anterior-posterior ve medial-lateral yönde değişikliklere neden olur. Değişen açılarda, toraksın tüm eklemleri toraksın çapının değişmesi için katkıda bulunurlar. İnspirasyon sırasında toraksın genişlemesi, kaburga ve omurlar arasındaki kostavertebral eklemler (costovertebral joint (CVJ)) ve kaburgaların ön uçlarını sternuma bağlayan sternokostal eklemler (sternocostal joints (SCJ)) tarafından belirlenir [16]. Kaburga ile vertebra arasına kaburgayı takip edecek şekilde bir hayali bir çubuk yerleştirdiğimizi düşenecek olursak Şekil 2.6 (b), kostavertebral eklemleri oluşturan kostatransvers ve kostakorperal eklemlerin bu çubuğun eksenine dik olacak şekilde rotasyonu ile kaburgaların yükselmesi sağlanır. Kaburganın hayali çubuk etrafındaki aşağı ve yukarı doğru bu rotasyonu toraksın iç hacmini hem anterior-posterior hem de medial-lateral yöndeki çapının değişmesine sebep olur. Bu rotasyonun kaburgalarda yaratmış olduğu hareket “kova sapı” hareketine benzetilir (Şekil 2.6 (d)). Her kaburganın kendine özgü hareketi kısmen onun benzersiz şekline kostotransvers ve kostokorporeal eklemlerden geçen dönme ekseninin uzamsal yönelimine bağlıdır. Üst altı kaburga kendi ekseninde frontal düzlemden yatay olarak yaklaşık 25 ile 35 derece arası hareket eder. Alt altı kaburga kendi ekseninde frontal düzlemden yatay olarak yaklaşık 35 ile 45 derece arası

hareket eder (Şekil 2.6’da kaburganın frontal düzlemden yatay olarak yaklaşık 35 derece açı yaptığı gösterilmiştir). Üst kaburgalar ile alt kaburgalar arasındaki bu küçük açı farklılığı üst kaburgaların anteriorda biraz daha yükselmesine neden olurken, sternumun da ileri ve yukarı hareketini kolaylaştırır. Sternumun ve kaburgaların yukarı kalkması sternokostal eklemlerde hafif bir dönme ve burulma hareketi yaratır. Şekil 2.6 (c)’de gösterilen burulma hareketi sternokostal eklemlerdeki kıkırdakların kaburgaları yükseltmek için kullanılan enerjinin bir bileşenini depolar.



Şekil 2.6: (a) Beşinci kaburganın eleasyonu için inspirasyon boyunca “kova sapı” hareketinin üstten görüntüsü. (b) Kostotransvers ve kostakorperal eklemlerin hareketi (c) sternokostal eklemlerin hareketi (d) kova sapı hareketinin şematik görünümü [56].

Ekspirasyon sırasında inspirasyon kasları gevşer, kaburgaların ve sternumun inspirasyon öncesi pozisyonlarına dönmelerine izin verir. Göğüs kafesinin inferior ve posterior hareketleri ile birlikte kaburga gövdesinin alçalması göğüs kafesinin anterior-posterior ve medial-lateral çaplarını azaltır.

Şekil 2.6’daki kesik çizgi kaburganın inspirasyon öncesi pozisyonu göstermektedir. Kaburganın eleasyonu hem anterior-posterior hem de medial-lateralde toraks çapını arttırmaktadır. Şekil 2.6 (a)’da kaburganın arka ucu vertebral koluna kostotransvers ve kostakorperal eklemler aracılığıyla bağlanır ve kaburga ön ucu sternuma sternokostal eklemler aracılığıyla bağlanır. Eleasyonu boyunca kaburganın arka ucu kostotransvers ve kostakorperal eklemler arasındaki eksen etrafında rotasyonel olarak hareket eder. Şekil 2.6 (b)’de kaburganın yükselmesi sternokostal eklemlerle ilgili

kıkırdaklarda bükülme veya burulma hareketi oluşturur. Şekil 2.6 (c)'de kaburganın “kova sapı” hareketi simglemek amacıyla kova ve sapının ok yönündeki hareketi resmedilmiştir [56].

#### **2.3.4 Kaburgaların solunum sırasındaki kinezyolojisi**

*Kinezyoloji* (kinesiology), “kinesis”(hareket) ve “ology (bilim) kelimelerinin birleşmesinden meydana gelir. İnsan hareketleri üzerine çalışan bilim dalıdır [56].

*Anatomi*, insan vücudunun şekil ve yapısını inceleyen bilim dalıdır [56].

*Biyomekanik*, Vücut üzerindeki kuvvetleri fizik prensiplerini kullanarak çalışan bilim dalıdır [56].

*Fizyoloji*, yaşayan organizmaların yaşamsal fonksiyonlarını inceleyen bilim dalıdır [56].

*Kinezyoloji*; anatomi, biyomekanik ve fizyoloji bilim dallarının uygulamalarının ışığında işlevsel insan hareketlerini incelemektedir.

##### **2.3.4.1 Kostavertebral eklemlerin solunum sırasındaki kinezyolojisi**

Sternum ve kaburgaların solunum sırasındaki hareket ilişkisine dair literatürde çok az çalışma bulunmaktadır. Bertoitt Beyer kostavertebral eklemler ve sternokostal eklemlerin solunum sırasında yapmış olduğu hareketi sternumun hareketi ile ilişkilendiren bir çalışma yapmıştır [16]. Bu çalışmada Beyer, kostovertebral eklemlerin solunum sırasındaki hareketini analiz etmek için Radyoloji bölümünden 12 asemptomik gönülünün BT sonuçlarını almış 1'den 12'ye kadarki kaburgaların üç farklı akciğer kapasitesindeki (Toplam Akciğer Kapasitesi-Total lung capacity (TLC); Orta Akciğer kapasite -Middle Inspiratory Capacity (MIC); ve Fonksiyonel Akciğer kapasite- Functional Residual Capacity (FRC)) konumlarını incelemiş, her akciğer hacminin belirli bir toraks konumuna karşılık geldiğini; bu nedenle, CVJ kinematik analizi için toraksın üç ayrı pozisyonu mevcut olduğunu söylemektedir. Yapmış olduğu çalışmada almış olduğu verilerden 3-B model çıkarmış ve bu modellerdeki kaburga ve vertebraların 3 farklı akciğer hacmi için anatomik noktalar (Çalışmada anatomic landmark (anatomik işaretçiler) olarak geçmektedir. Tezde anatomik işaretler, AL olarak geçecektir) belirlemiştir. Şekil 2.7 (a)'da omur için kullanılan anatomik işaretler (AL'ler) ve anatomik koordinat sistemleri (soldan sağa: inferior, superior ve posterior görünüm); Şekil 2.7 (b)'de kaburgalar için kullanılan AL'ler ve

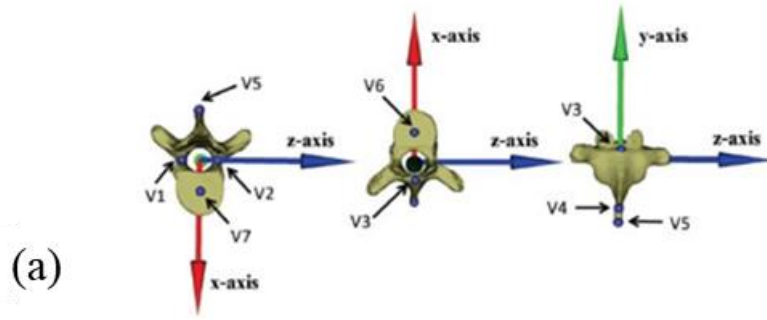
koordinat sistemleri (soldan sağa: inferior, superior ve posterior görünüm); Şekil 2.7 (c)'de referans konum olarak TLC konumunda segmentlerin (AF (anatomical frame)) hizalaması (sol: inferior görünüm, sağ: superior görünüm) gösterilmiştir. Kaburganın kinematiğini tanımlamak için anatomik landmarklara ön tarafı x eksenini, arka tarafı y eksenini, sağ tarafı z eksenini olacak şekilde koordinat sistemi tayin etmiştir. Her bir CVJ segmentine karşılık gelen vertebral ve kostal anatomik koordinat sistemleri, vertebranın üst ve alt yüzlerinin (facies intervertebralis) merkezinde (Şekil 2.7 (a)) olacak şekilde 1 adet ve kaburgaların başları için tanımladığı R1 ve R2 anatomik landmarklarına orta uzaklıkta (Şekil 2.7 (b)) yer alacak şekilde 1 adet olmak üzere iki eksenini tanımlamıştır. Bu eksenleri tüm anatomik kesitler için birleştirmiştir (Şekil 2.7 (c)). Daha sonra optimal konum vektörünü tanımlamak için tüm mevcut sonlu sarmal eksenlere (FHA-Finite helical axes) en yakın ortalama pivotları "en küçük kare" (least squared) matematiksel yaklaşımını kullanmıştır. Daha sonra, eksenler arasındaki en küçük açıya sahip vektör olarak optimal yön vektörü (yani, ortalama sarmal eksen veya MHA) hesaplamıştır. Yerel kaburga MHA'sının oryantasyonunu (Şekil 2.8) ifade etmek için tüm hareket açıklığı boyunca MHA üzerinde MHA pivot noktasından eşit uzaklıkta bulunan iki noktayı hesaplamıştır. X eksenini, Y eksenini, Z eksenini etrafındaki hareketi yukarıya (+) / aşağıya (-) bükülme; sağ (+)/sol (-) rotasyon ve fleksiyon (+)/ekstansiyon (-) olarak hareketleri tanımlamıştır. MHA'lar 1. kaburgadaki yeşil çubuk ile 7. kaburgadaki kırmızı çubuk ile görselleştirilmiştir.

Bu çalışma sonunda bütün gerçek kaburgaların (1'den 7'ye kadarki kaburgalar) CVJ hareketlerini tanımlamak için mutlak hareket açıklığını (ROM-Range of Motion) elde etmiştir.

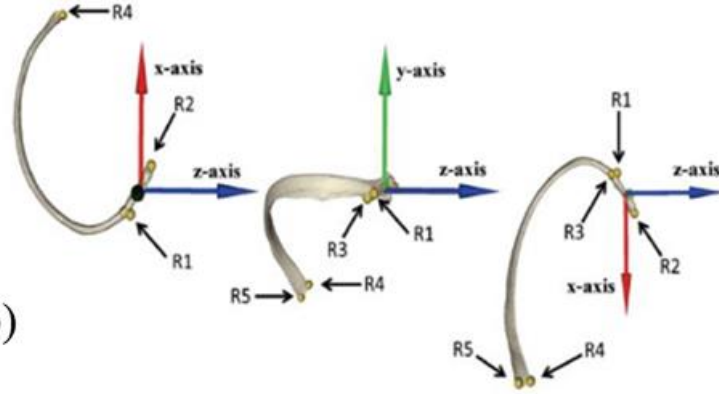
Yapılan hesaplamalar CVJ'in X ve Z eksenleri etrafındaki bileşenleri her bir homolog çifti için (sağ ve sol kaburgalar) benzer derecede hareket ettiğini göstermektedir (Şekil 2.9). Y eksenini etrafındaki ortalama yer değiştirmeler daha küçük aralıklar göstermektedir. Tüm kaburga hareket açıklıklarının tüm serbestlik derecelerine ilişkin ortalama standart sapma  $2,8^\circ$  olarak hesaplamıştır.

Bu çalışmada Beyer, ölçülen hareket açıklıklarının, en büyük rotasyonların x ve z ekseninde olduğunu dolayısıyla kaburgaların "kova-sapı" (çalışmada x eksenindeki rotasyon) ve "el pompası" (çalışmada z eksenindeki rotasyon) hareketi ile uyum içinde görüldüğünü ve hareket açıklıklarının kaburga seviyesi arttıkça azaldığını belirlemektedir.

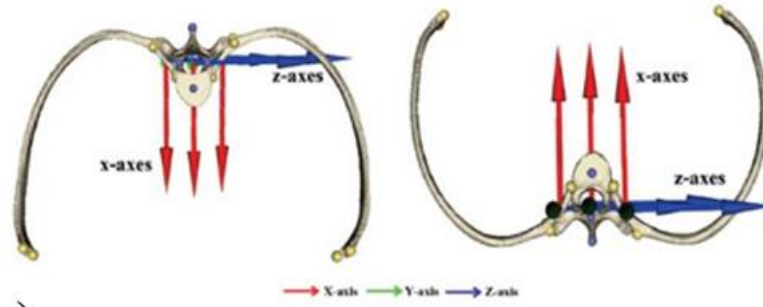




(a)

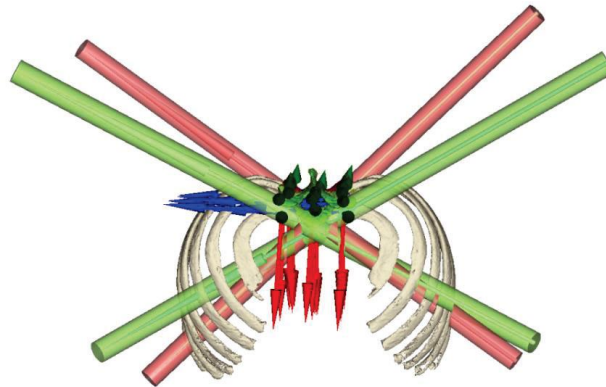


(b)



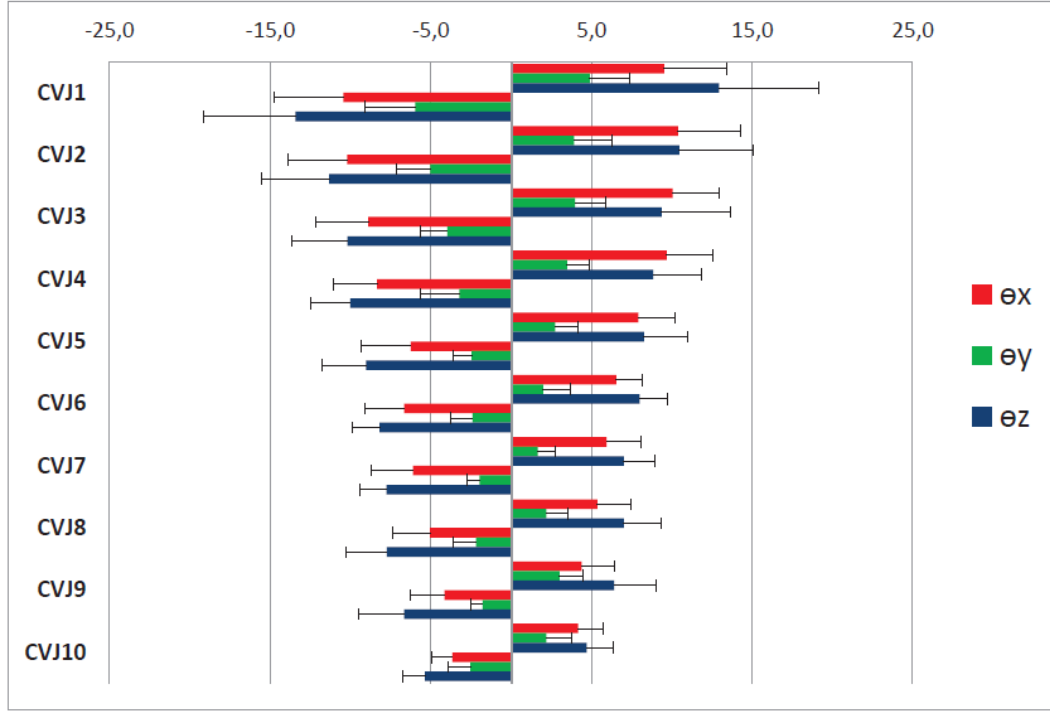
(c)

Şekil 2.7: (a) Omurlar ve (b) kaburgalar için kullanılan anatomik işaretlerin (c) üstten görünümü [16].



Şekil 2.8: Kosta ve vertebralardaki CVJ komplekslerine ait kesitlerin üstten görünümü [16].

Şekil 2.9'daki sonuçlar hareket açıklıklarının kaburga seviyesi artıkça azaldığını göstermekte olup x-, y- ve z-eksenleri etrafındaki dönüş açıları  $\theta_x$ ,  $\theta_y$  ve  $\theta_z$  olarak tanımlanmıştır. Şekil 2.9'daki değerler, sol (sağdaki pozitif değerler) ve sağ taraflar (soldaki negatif değerler) için her anatomik eksen etrafında elde edilen ortalama (çubuklar standart sapmalardır) rotasyon aralıklarıdır.

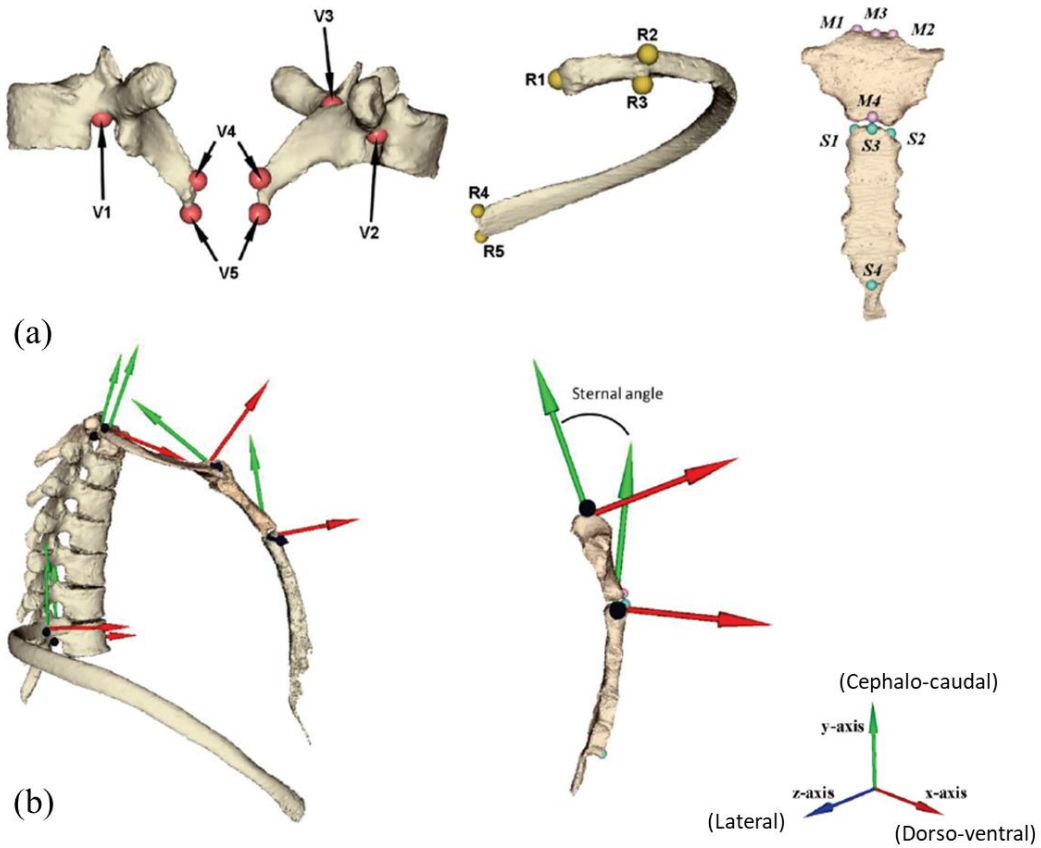


Şekil 2.9: Ortalama hareket dereceleri (derece (°) cinsinden) [15].

### 2.3.4.2 Sternokostal eklemlerin solunum sırasındaki kinezyolojisi

Sternumun solunum sırasında kaburgaların hareketine katılarak toraksın stabilizasyonuna katkıda bulunması yapılan çalışmalarda bahsedilmektedir [81]. Toraksın rijit bir yapısından ziyade dinamik bir yapısının olduğunu Troyer ve Decramer [74], 1985'de köpekler üzerinde yapmış olduğu çalışmada ortaya koymuştur. Anestezi uygulanmış köpeklere çeşitli statik ve dinamik solunum hareketlerini sırasındaki sternumun ve ikinci ve yedinci kaburgaların aksenel yer değiştirmelerini ölçmek amacıyla kostokondral eklemlerine cerrahi olarak lineer yer değiştirme transduserları bağlayan Troyer ve Decramer, üst kaburgaların göğüs kafesine alt kaburgalardan daha sıkı bağlı olduğu sonucuna varmıştır. Troyer ve Decramer bunun kaburga kıkırdaklarının uzunluğunun yukarıdan aşağıya doğru artması gerçeğinden kaynaklandığını ve göğüs kafesinin üst kısmının, alt kısımdan daha çok göğüs kemiği ile bir birlik halinde hareket ettiğini söylemektedir. İnsanlar

üzerinde de benzer bir yapının olduğunu, toraksın rijit bir yapısının olmadığını yaptığı araştırmalarda değinen Bentoitt Beyer [16] solunum sırasında yukarıdan aşağı indikçe artan kaburga seviyesiyle ters orantılı olarak sternokostal eklemlerin yapmış olduğu hareket açıklığının (Range of motion (ROM)) azaldığını gözlemlemiştir. Kostevertebral eklemlerin hareket açıklıklarını incelemek için yapmış olduğu çalışmadaki metodolojiye benzer şekilde bir method kullanarak kostavertebral eklemler, sternokostal eklemler ve sternumun arasındaki hareket ilişkisini incelemiştir. Beyer, yapmış olduğu önceki çalışmadaki gibi asemptomik 12 gönüllüden almış olduğu BT verilerinden 3-B bir model oluşturmuş ve sternum ve kostavertebral eklemler için anatomik landmarklar oluşturmuştur (Şekil 2.10).



Şekil 2.10: (a) Anatomik noktaların gösterimi (b) Anatomik koordinat sistemi [16].

Şekil 2.10 (a)'da omurlar, kaburgalar, manubrium ve sternum üzerinde bulunan anatomik landmarklar (AL'ler) gösterilmiştir. Şekil 2.10 (a) 'da manubriumsterni için M1, sağ klaviküler yüzeyin en üst noktası; M2, sol klaviküler yüzeyin en üst noktası; M3, juguler çentiğin orta noktası; M4: manubriumdaki manubriosternal kenarın merkezinde; sternum gövdesi için S1, ikinci kondrosternal yüzeyin sağ üstünde; S2, 2.

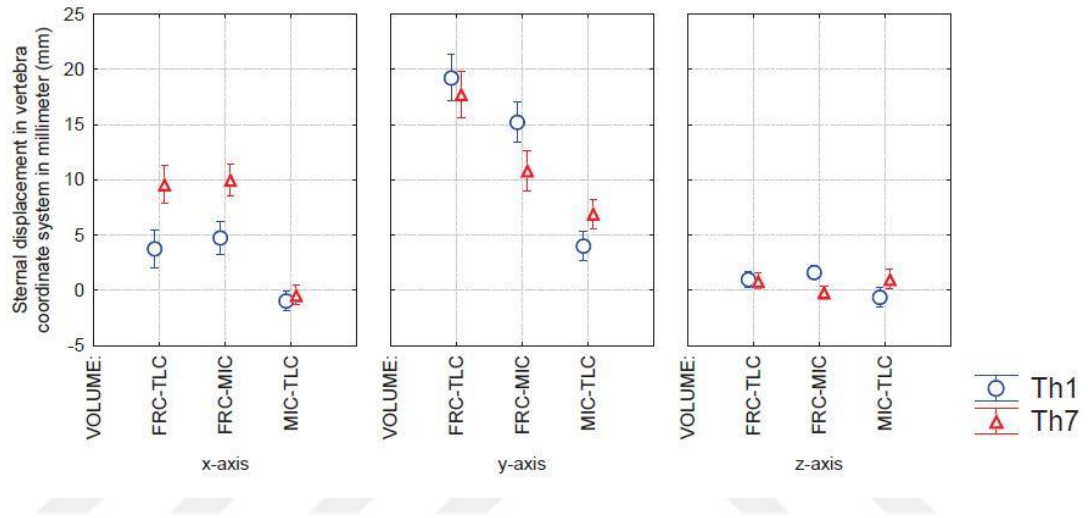
kondrosternal yüzeyin sol üstünde; S3, sternum üzerindeki manubriosternal kenarın merkezinde (M4'ün karşısı); S4, ortasında ksifisternal eklemde sternumun en alt ucu. Şekil 2.10 (b)'de yer değiştirmeleri tanımlamak için kullanılan anatomik koordinat sistemleri gösterilmiştir. Manubrium için y eksenini (cephalocaudal, yeşil renkte) M4 ve M3 arasında (manubrium gövdesi boyunca); z eksenini (sağda lateral, mavi renkte) M2 ve M1 arasında ve x eksenini (dorso-ventral, kırmızı) şeklinde gösterilmiştir. Sternum için: y eksenini sternum gövdesi boyunca S4 ve S3 arasında, z eksenini S2 ve S1 arasında y eksenine normal ve x eksenini ileriye dönük diğerlerine normal olarak hesaplanmıştır. Sternal açı (Louis açısı), sagittal düzlemde manubrium ve sternum y eksenleri arasındaki açı olarak hesaplanmıştır.

Yapılan çalışmada referans konum olarak Th7 (toraks-7) koordinat sistemini ve solunum kapasitesi olarak FRC pozisyonunda hesaplamalarını kaydetmiştir. Sternumun yer değiştirmesini hesaplamak için ilgili omurga koordinat sistemindeki hem Th1 hem Th7 koordinat sistemleri ile sternum gövdesindeki konum vektörünün değişimi kullanılmıştır (Şekil 2.10 (a)'daki vektörler V1 ve V2 anatomik lanmarkların ortası) .

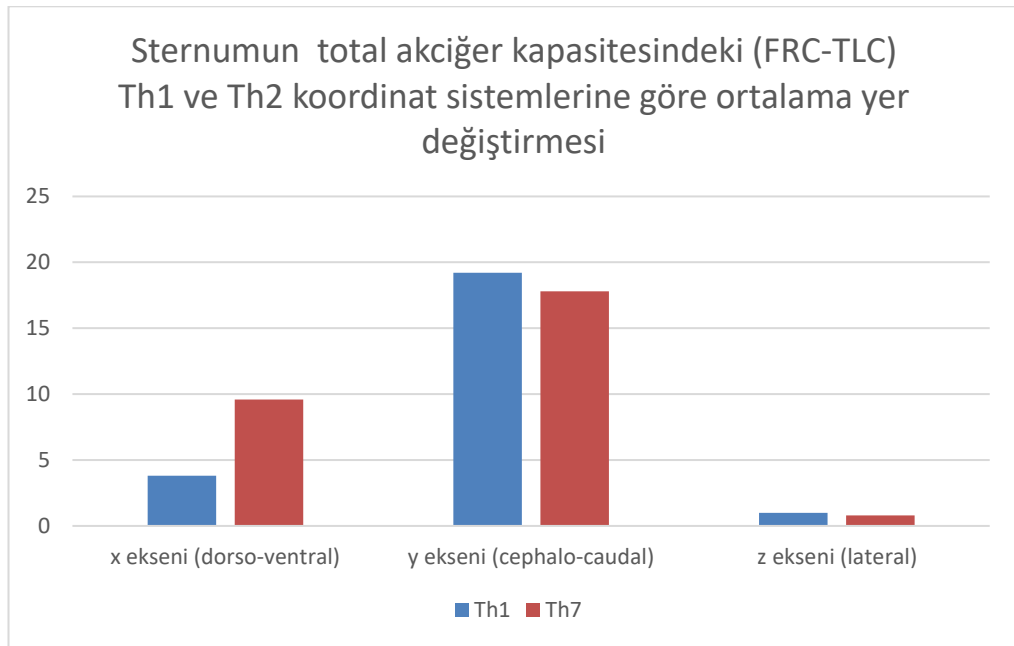
Beyer yapmış olduğu çalışmada Şekil 2.11 üzerinde sternumun Th1 ve Th7 vertebra koordinat sistemine göre yer değişimi göstermiş olup, bu değişim miktarları koordinat sistemlerinin her eksenine göre milimetre +/- standart sapmalar olarak hesaplanmıştır. Beyer sternumun Th1 ve Th7 vertebra koordinat sistemine göre yer değişiminden elde ettiği sonuçlara (Şekil 2.11) göre sternumun 3 farklı akciğer kapasitesindeki yer değişimi x ekseninde (dorso-ventral eksen) Th1 ile Th2 koordinat sistemleri arasındaki fark birbirinden fazla olduğunu (Şekil 2.12); hem Th1 hem Th2 koordinat sistemleri için en büyük yer değişim y ekseninde (cephalo-caudal eksen) göstermektedir. Sternumun Th7 koordinat sistemine göre ortalama yer değişimi sırayla x, y ve z eksenini boyunca  $9.6 \text{ mm} \pm 7.1$ ,  $17.8 \pm 5.9$  ve  $0.8 \pm 2.3 \text{ mm}$  görülürken Th1 koordinat sistemindeki değişim sırayla  $3.8 \text{ mm} \pm 4.2$ ,  $19.2 \pm 8.4$  ve  $1.0 \pm 2.7 \text{ mm}$  olarak gözükmektedir.

Beyer belirlediği akciğer kapasiteleri için sternumun açısını da hesaplanmıştır. Sternal açı (Louis açısı olarak da adlandırılır) genellikle MSJ (manubrium sternal joint) seviyesinde manubrium ile sternal gövde arasındaki anatomik sagittal düzlemdeki açı olarak tanımlanmaktadır [16]. Bu nedenle Beyer sternal açığı, her nefes alma pozisyonunda manubrium ve sternum koordinat sistemlerinin (Şekil 2.10 (b)) y

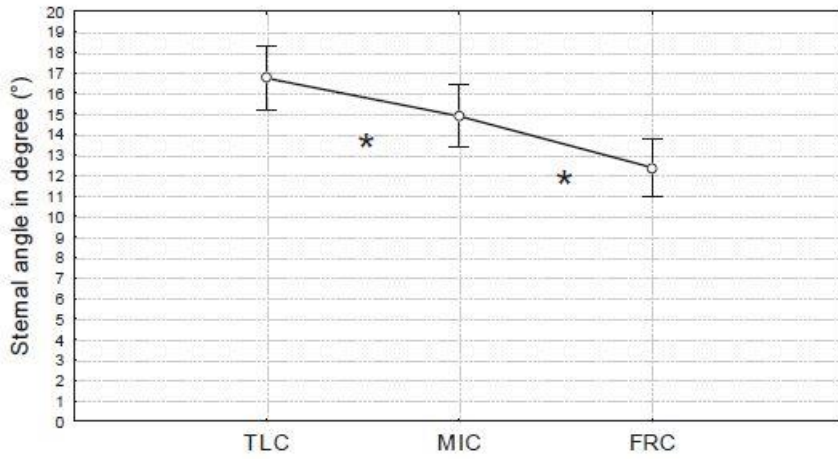
eksenleri arasındaki açı olarak hesaplanmıştır. Beyer yaptığı çalışmadan elde ettiği sonuçlara göre ortalama sternal açı TLC'de  $16.7^\circ \pm 5.5^\circ$ 'den MIC'de  $14.9^\circ \pm 5.2^\circ$ 'ye ve FRC'de  $12.4^\circ \pm 4.9^\circ$ 'ye anlamlı olarak düştüğünü, sternal açı etrafındaki ortalama hareket açıklığı, sırasıyla  $1.9^\circ \pm 1.2^\circ$  ve  $2.5^\circ \pm 2.1^\circ$  ile MIC'nin üstünde ve altında benzer şekilde dağılmış olduğunu toplamda  $4.4^\circ \pm 2.7^\circ$  değişim olduğunu Şekil 2.13'de göstermektedir. Şekil 2.13 üzerindeki siyah yıldızlar, akciğer hacimleri arasındaki dikkate değer farkı temsil etmektedir. Dikey çubuklar  $\pm$  standart sapmaları göstermektedir.



Şekil 2.11: Th1 ve Th7 koordinat sistemlerine göre sternum yer değiştirmesi [16].



Şekil 2.12: Sternumun total akciğer kapasitesindeki (FRC-TLC) Th1 ve Th2 koordinat sistemlerine göre ortalama yer değiştirmesi.



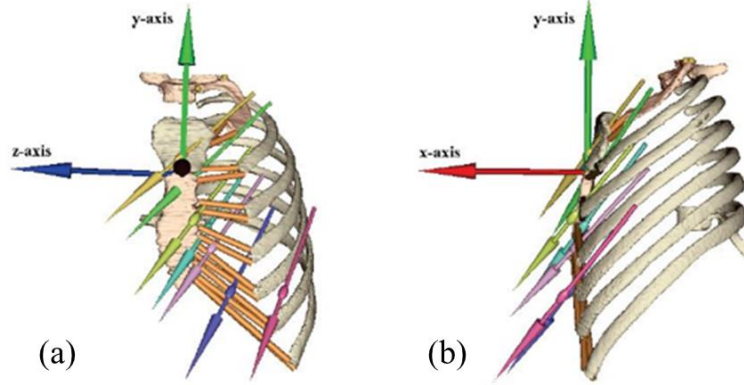
Şekil 2.13: Üç farklı akciğer hacmi için sternum açısının değişimleri [16].

Beyer çalışmasında, sternokostal eklemlerin sternum koordinat sistemine göre hareket açıklıklarının bulabilmek için eklem kinematığında sıklıkla kullanılan bir yöntem olan katı cisimlerin hareketini tek bir eksen etrafında döndürme ve öteleme yoluyla tanımlamaya izin veren sonlu sarmal eksenini (FHA) metodunu kullanmıştır. Sternuma göre daha önceden kaburgalar üzerinde belirlemiş olduğu anatomik landmarkların kinematığını incelemek üzere katı cisim dönüşümünü (rigid body transformation) hesaplamış ve ekspirasyon ve inspirasyon sırasındaki kaburgaların rotasyonunu ve ötelemesini temsil etmek üzere sonlu sarmal eksenler (FHA) tanımlamıştır. Ortalama dönme merkezinin konumu yani ortalama pivot noktasını (MPP), sternum koordinat sisteminde de belirlemiştir. Her bir kaburga seviyesindeki ortalama sarmal eksenler (MHA), FHA arasındaki en küçük açıya sahip optimal yön vektörü olarak hesaplamıştır (Şekil 2.14). Şekil 2.14'te Beyer'in çalışmasında gözlemlediği ortalama sarmal eksenlerin (MHA), anatomik kesitlerin ve ilgili kaburgaların 3 boyutlu temsili gösterilmiştir. MHA'lardaki ortalama pivot noktaları top şeklinde gösterilmiştir.

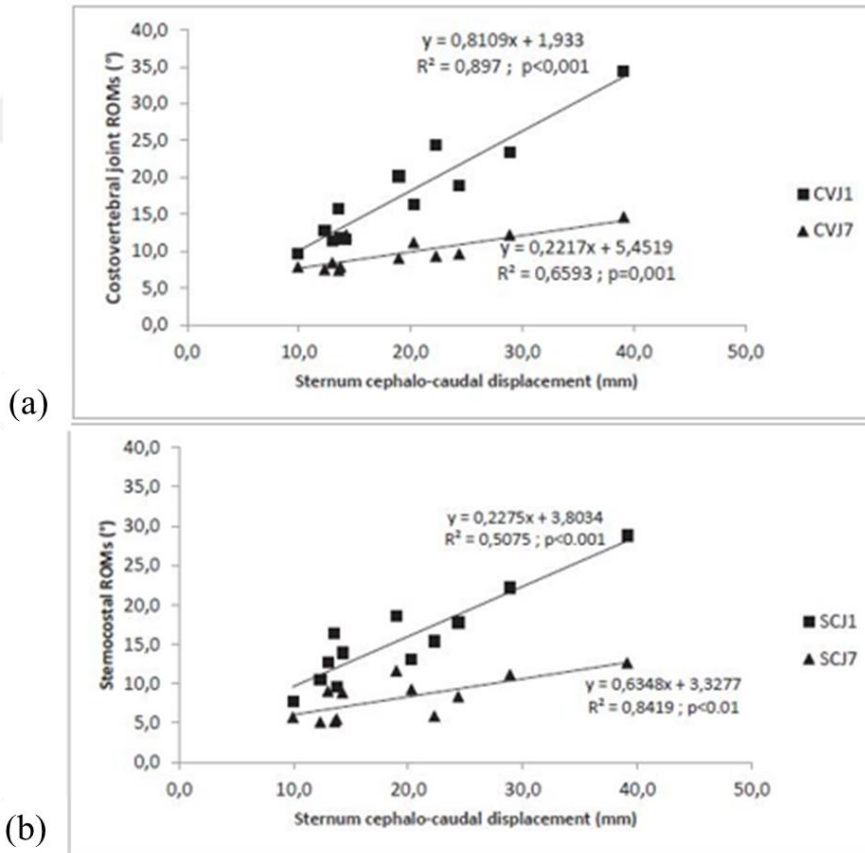
Beyer, sternumun yer değiştirmesi ve kaburgalar arasındaki ilişkiyi Şekil 2.13'te göstermiştir. SCJ 1 ve SCJ 7'nin sternumun cephalo-kaudal eksenindeki hareket açıklığı arasında lineer regresyon ilişkisi olduğunu açıklamıştır. Şekil 2.15'ten de anlaşıldığı üzere kaburga sayısı arttıkça sternokostal eklem açıklığı azalmaktadır. Aynı ilişki kostovertebral eklemlerde de gözlemlenmektedir. Kaburga seviyesi ile hareket açıklığı ters orantılı olarak ilişkilendirilmektedir.

Şekil 2.15 (a)'da kostovertebral eklemlerde ve Şekil 2.15 (b)'de sternokostal eklemlerde sternumun cephalo-kaudal yer değiştirmesinin bir fonksiyonu olarak kaburga açısı

yer değiştirmesi grlmektedir. Sonuçlar, en üst kaburğa 1 ve en alt kaburğa 7'de olmak üzere 12 deneğin her biri için verilmiştir. Hareket aralıkları derece olarak ve sternum yer değiştirmesi milimetre olarak ifade edilmiştir.



şekil 2.14: Ortalama sarmal eksenlerin (MHA), anatomik kesitlerin ve ilgili kaburgaların 3 boyutlu temsili. (a) Frontal düzlem (b) Sagittal düzlem [16].



şekil 2.15 : (a) Kostovertebral eklemden (b) sternokostal eklemden açısal değişimlerin sternumun cephalo-kaudal yer değiştirmesinin bir fonksiyonu olarak gösterimi [16].

## Çalışmadaki sonuçlar

Beyer'in çalışmaları gösteriyor ki sternokostal eklemler (SCJ), kostokondral eklem ve kondrosternal eklemler olmak üzere iki eklem bileşeninden oluşmuş olup toraksın şekil değişikliklerinde ve kaburgalardan sternuma doğru hareket iletiminde rol oynamaktadırlar [16].

Soluma sırasında sternal açıda toplamda  $4,4^\circ$  lik açı değişimi gözlemlenmiştir. Her akciğer hacminde sternal açısının artmasıyla birlikte MSJ, akciğerin şişmesi için enerji depolayabilmesi ve akciğerin sönebilmesi amacıyla enerjiyi geri boşaltabilmesi için bir yay gibi bükülebilmektedir. Sternal açının akciğer hacmi ile birlikte artması kaburga uzunluklarının birbirinden farklı olması ile ilişkili olabilir. Sternumun sefalik yer değiştirmesi sırasında, en kısa kaburgalar (kaburga 1 ve 2), göğüs kafesinin sefalik ucunun (yani manubrium) geriye doğru kaymasına ve sonuç olarak sternal açının artmasına neden olmaktadır.

Çalışmadaki bir başka bulgu ise kademeli olarak sternokostal hareket açıklıkları (ROM'lar) kaburga seviyeleri ile ters orantılı azalmasıdır (yüksek kaburga seviyesi, küçük sternokostal hareket açıklığı (ROM) ile ilişkilendirilmiştir) [15].

Sternokostal hareket açıklığının kaburga seviyesi arttıkça azalması davranışı, kostovertebral eklemlerinin hareket davranışı ile benzerdir. CVJ ve SCJ hareket açıklıkları karşılaştırıldığında ise SCJ hareket açıklıklarının açısı CVJ 'kinden küçüktür. ROM'lardaki bu fark, CVJ ve SCJ'deki MHA oryantasyonundaki farklılığa ve ayrıca her bir intervertebral eklemden elde edilen küçük rotasyona bağlı olabilir.

Mekanik anlamda, MHA oryantasyonlarındaki farklılık soluma sırasındaki kostal kartilajların davranışlarındaki farklılığı göstermektedir. Dönme eksenini bir kostal kartilajın doğal uzunlamasına eksenini takip ettiğinde (ilk kaburga kıkırdağında olduğu gibi), bu kostal kartilajın çubuğun eksenine dik olarak üretilen bir tork ile tek serbestlik dereceli yay gibi çalıştığı varsayılabilir. Bununla birlikte, akciğerin şişmesi sırasında üretilen tork, daha düşük kaburga seviyeleri için (yani, kıkırdağı kesen MHA'lar ile), birden fazla serbestlik derecesi etrafında düşünülebilir. Bu varsayım, ilk kaburganın ilk kostal kartilaja ve sternuma daha sıkı bir şekilde bağlandığını gösterebilir. Böylece, ilk SCJ'nin göğüs kafesinin yer değiştirmesini teşvik ettiği ve altındaki SCJ kadar deforme olmadığı düşünülebilir [15].



Çalışmadaki tüm bulgular göz önüne alındığında sternokostal eklem kinezyolojisi ile ilgili aşağıdaki notlar dikkate alınmalıdır:

1. Toraks, solunum sırasında rigid bir yapıdan ziyade dinamik yapıya sahiptir [16, 74].
2. Kademeli olarak sternokostal hareket açıklıkları (ROM'lar) kaburga seviyeleri ile ters orantılı azalmaktadır [16].
3. Sternokostal hareket açıklığının kaburga seviyesi arasındaki ilişki , kostovertebral eklemlerinin hareket davranışı ile benzerdir [16].
4. Soluma sırasında sternal açının değişimi söz konusudur [16].
5. İlk kaburganın ilk kostal kartilaja ve sternuma daha sıkı bir şekilde bağlanmaktadır ve altındaki kartilajlara göre daha az deforme olmaktadır [16, 74].
6. Her akciğer hacminde sternal açısının artmasıyla birlikte MSJ, akciğerin şişmesi için enerji depolayabilmesi ve akciğerin sönebilmesi amacıyla enerjiyi geri boşaltabilmesi için bir yay gibi bükülebilmektedir.

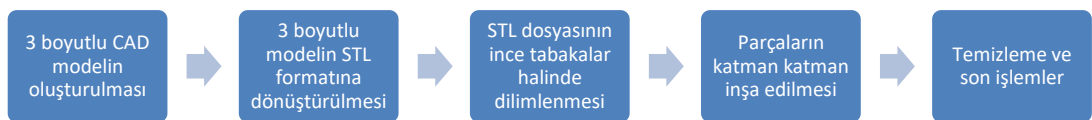


### 3. ÜÇ BOYUTLU YAZICI TEKNOLOJİLERİ

İmalat sektöründe, endüstride yaygın olarak talaşlı ve talaşsız imalat yöntemleri, elektroerozyon, lazer, ultrasonik, basınçlı su jeti ve plazma ile işleme gibi imalat yöntemleri kullanılmaktadır [23]. İmalat sektöründeki artan rekabet koşulları ile birlikte ürünün veya prototipin hızlı ve hassas bir şekilde imal edilmesini zorunlu kılmıştır. Geleneksel imalat yöntemleri zaman zaman prototip ve numune üretiminde sıkıntılara yol açmakta, üretim için gerekli makine ve kalıp tedarikinin uzun sürmesi, üretim sonrası tasarım değişikliği sebebiyle kalıplarda revizyona gidilmesi mali külfeti de beraberinde getirmiştir [60]. Bu sebeple hem sektörün ihtiyacını karşılayabilmek hem de problemleri minimize etmek için yeni imalat yöntemi olan hızlı prototipleme teknolojilerine ihtiyaç duyulmuştur. Hızlı prototipleme bir diğer adıyla eklemeli imalat teknolojisi sektörün günümüz ihtiyaçlarına cevap vermektedir.

#### 3.1 Hızlı Prototipleme








Hızlı Prototipleme teknolojisi bilgisayar ortamında bulunan 3 boyutlu model verisinden elle tutulur somut modeller üreten cihazların teknolojisine verilen isimdir [60]. Üretilmiş olan hızlı prototip cihazlarının çalışmasındaki ortak yön, bilgisayarda 3-B CAD (3 boyutlu Computer Aided Design) ortamında oluşturulan tasarım STL (STereoLithography) formatında hazırlanıp prototip makinesinde (3 boyutlu baskı makineleri) katmanlar halinde inşa edilmesidir. 3-B (3 boyutlu) yazıcılarda prototip, geleneksel imalat yöntemlerindeki gibi dolu malzemedan talaş kaldırma yöntemiyle değil, sıfırdan katmanlar şeklinde inşa edilerek ve bu katmanların üst üste ekleyerek üretim yapılır. Hızlı prototiplemede genel olarak işlem basamakları Şekil 3.1 'de gösterilmiştir.



Şekil 3.1: Hızlı prototipleme işlem basamakları [23].

Hızlı prototip üretiminde ilk işlem basamağı bir CAD yazılımı ile 3-B modelin oluşturulmasıdır. Bu model lazer ya da optik tarayıcı yardımıyla nesnenin taranması yoluyla da olduğu gibi tasarım bilgisayar ortamında yazılımlar aracılığıyla sıfırdan da oluşturulabilmektedir. Daha sonra oluşturulan modelin CAD yazılımı ile hızlı prototipleme makineleri arasında veri transferini sağlamak için bir veri ara yüzüne ihtiyaç duyulmaktadır. Bu arayüz STL (STereoLithography) formatıdır [23]. STL formatına çevrilen dosya, hızlı prototip sistemlerinin yazılımlarına aktarılır. Modelde oluşabilecek hatalar kontrol edilir ve üçüncü işlem olarak 3-B model makinenin özelliğine göre ve hassasiyetine göre dilimlere bölünür. İnşa malzemesi bakımından (katı-sıvı-toz) ve katmanları oluşturma tekniği bakımından üretimde farklılıklar olmaktadır. Dördüncü basamakta genel anlamda makinedeki yazılımda belirlenen kesitler, 3-B yazıcı makineleri tarafından katman katman eklenerek model inşa edilir. Başta katı, sıvı, toz halinde bulunan malzeme 3-B yazıcı makineleri tarafından CAD yazılımında belirlenen modele dönüşmüştür. En son olarak parçanın makineden uzaklaştırılması, varsa destek malzemelerinin sökülmesi, yüzey temizleme ve işleme, boyama gibi işlemler yapılır.

Hızlı prototipleme sistemlerinde literatürde çok sayıda sınıflandırma yapılmaktadır. Malzemenin başlangıç durumuna göre sınıflandırma yapılacak olursa, hızlı prototipleme malzeme inşa hammaddesine göre katı, sıvı ve toz esaslı olmak üzere 3'e ayrılmaktadır [23]. Eklemeli imalat yöntemlerinin hammadde ve işleme şekillerine göre sınıflandırılması Şekil 3.2'de şematize edilmiştir.

EKLEMELİ İMALAT YÖNTEMLERİ							
MALZEME	TOZ			SIVI		KATI	
İŞLEM	Lazer Ergitme		Elektron Işını	Lazer Polimerizasyon	Malzeme Püskürtme	Sıcak Ekstrüzyon	Malzeme Yapıştırma
İŞLEM ŞEMASI							
ÜRETİM YÖNTEMLERİ	SLS	DMD	EBM	SLA	3DP	FDM	LOM
	SLM	LENS		SGC	IJP	Robocasting	SFP
	DMLS	SLC		LTP	MJM		
		LPD		BIS	BPM		
				HIS	Thermojet		

SLS: Selective laser sintering, SLM: Selective laser melting, DMLS: Direct metal laser sintering, DMD: Direct metal deposition, LENS: Laser engineered net shaping, SLC: Selective laser cladding, LPD: Laser powder deposition, EBM: Electron beam melting, SLA: Stereolithography, SGC: Solid ground curing, LTP: Liquid thermal polymerization, BIS: Beam interference solidification, HIS: Holographic interference solidification, 3DP: Three-dimensional printing, IJP: Inkjet printing, MJM: Multijet modelling, BPM: Ballistic particle manufacturing, FDM: Fused deposition modelling, LOM: Laminated object manufacturing, SFP: Solid foil polymerization

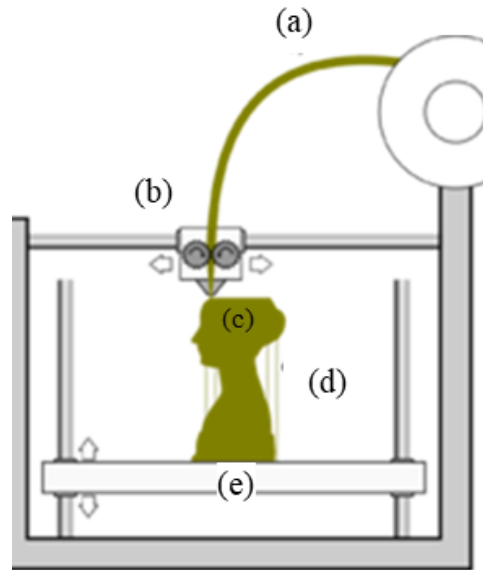
Şekil 3.2: Eklemeli imalat yöntemlerinin sınıflandırılması [48, 80].

### 3.1.1 Katı esaslı prototipleme

Katı esaslı hızlı prototipleme sistemlerinde toz hariç katı haldeki malzemenin tüm formlarını kapsamaktadır. Bu anlamda katı, tel (filament), rulo, tabaka ve granül şekilli olabilmektedir.

Katı esaslı kategoriye giren eklemeli imalat yöntemleri, malzeme yapıştırma ve sıcak ekstrüzyon metotlarına dayanmaktadır. Sıcak Ekstrüzyon işleminden FDM (Fused Deposition Modelling) (Şekil 3.2), Robocasting ve Malzeme yapıştırma işleminden LOM (Laminated Object Manufacturing) ve SFP (Solid Foil Polymerisation) yaygın olarak bilinmekte ve Şekil 3.2’de şematize edilmiştir.

*FDM (Fused Deposition Modelling)* yönteminden plastik malzeme kesit geometrisini izleyen nozul içinden eritilerek ekstrüze edilmektedir. Modelin malzemesi ince plastik tel (filament) (Şekil 3.3 (a)) şeklindedir. Nozulun içinde plastiğin erime sıcaklığının üzerindeki bir sıcaklıkta tutmaya yarayan ısıtıcı eleman bulunmaktadır (Şekil 3.3 (b)), böylece plastik rahatça eriyerek nozuldan akar ve katmanı oluşturur. Plastik, nozuldan akıp hareketli platforma ulaştıktan sonra katılır ve katman oluşmuş olur. İlk katmanın yapımı tamamlandıktan sonra bir sonraki katman için platform aşağı iner ve 3-B modelin (Şekil 3.3 (c)) diğer katmanları üst üste eklenerek inşa edilir. ABS, poliamid, polikarbonat, polietilen, polipropilen malzemeleri genel olarak kullanılmaktadır [23]. Model üretilirken destek malzemeleri de kullanılmaktadır (Şekil 3.3 (d)).



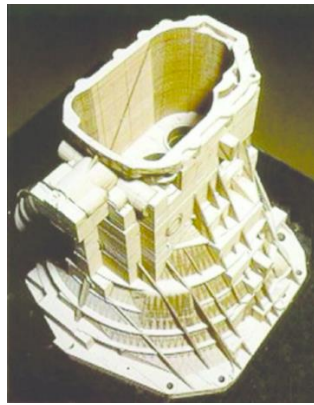
Şekil 3.3: Fused Deposition Modelling olarak bilinen 3-B baskı tekniği (a) filament (b) nozul (c) 3-B model (d) destek yapılar gösterilmiştir [Url-5].

Şekil 3.3 (a)'da bir filament, (b)'de plastik malzemeyi ısıtmayı sağlayan ve onu eritip ekstrüde eden bir hareketli nozul (c)'de katmanlar halinde inşa edilmiş 3-B model (d)'de sarkan parçaları desteklemek için ek dikey destek yapıları (e)'de katmanların oluşması için her katmanda alçalan hareketli platform gösterilmiştir.

*Robocasting*, FDM' ye benzer bir yöntemle çalışmaktadır. FDM'den farkı ise FDM yönteminde malzemenin kurumasına ve sertleşmesi için zamana ihtiyaç olmasıdır. Robocasting'de malzeme nozuldan çıktın sonra şeklini korumaktadır. Genellikle seramik malzeme çalışılmaktadır.

*LOM (Laminated Object Manufacturing)* teknolojisinde 3-B baskı ortamı olarak yapışkan kaplı kâğıt, plastik veya metal laminatlar kullanılmaktadır. Bu malzeme tabakaları katman katman birbirine yapıştırılır ve bir bıçak veya lazer kesim ile şekillendirilir. LOM kullanılarak oluşturulan nesnelere daha sonra işleme veya delme yoluyla işlem sonrası daha fazla değiştirilebilir. Resim 3.1 üzerinde LOM tekniği ile üretilmiş bir model gösterilmiştir.

LOM yönteminin avantajı prototiplerin ve diğer ürünlerin hızlı ve ucuz üretimidir, dezavantajı ise eksilterek çıkartmalı bir süreç olduğu için, diğer 3-B baskı süreçlerinde olduğu gibi karmaşık geometrik şekiller üretmek kolay değildir. Bunun nedeni, nesnenin iç kısımlarına erişmenin veya bir nesnenin içindeki fazla malzemeyi çıkarmanın her zaman mümkün olmamasıdır. Kağıt malzemeden üretilmiş objeler sonradan nemlenebilmektedir [Url-6].



Resim 3.1: LOM tekniği ile üretilmiş model [36].

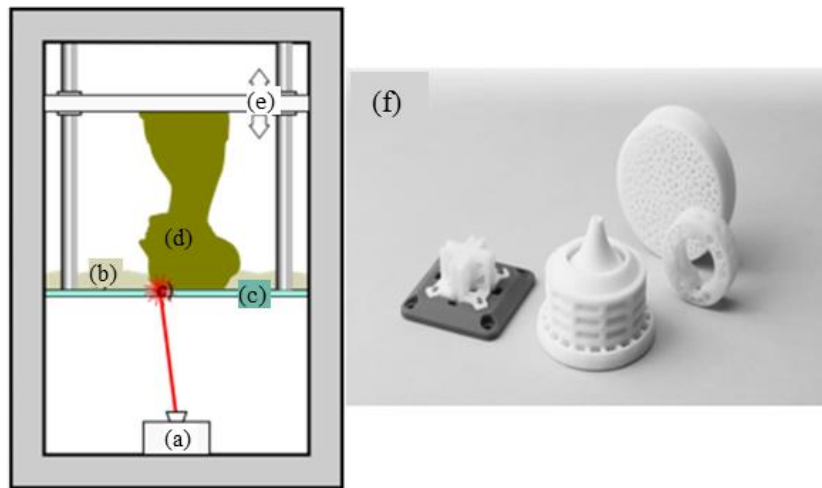
*SFP (Solid foil polymerization) yöntemi*, yarı polimerize plastik folyoların uygun ışık kaynağına maruz bırakılarak tam polimerizasyonuna dayanır. İlk önce yarı polimerize edilmiş folyo önceden katılaşmış kısım üzerine istiflenir ve daha sonra uygun ışık

kaynağı ile aydınlatılarak tam polimerizasyon olarak bağlanma sağlanır. Aydınlatılmayan fazla folyo uygun solvent içerisinde çözülerek istenilen kısım geride bırakılarak uzaklaştırılabilir [17].

### 3.1.2 Sıvı esaslı prototipleme

Sıvı esaslı hızlı prototipleme sistemlerinde malzeme başlangıçta sıvı durumdadır. Işık, lazer ya da ısı aracılığıyla sertleşme süreci geçirerek sıvıdan katı hale dönüşür. Sıvı esaslı kategoriye giren ve lazer polimerizasyon işlemi ile üretilen teknikler, Stereolithography (SLA), Solid ground curing (SGC), Liquid thermal polymerization (LTP), Beam interference solidification (BIS), Holographic interference solidification (HIS); Malzeme püskürtme işlemi ile üretilen teknikler, Three-dimensional printing (3DP), Inkjet printing (IJP), MultiJet modelling (MJP), Ballistic particle manufacturing (BPM), Termo-jet şeklinde sıralanmış olup Şekil 3.2 üzerinde şematik olarak gösterilmiştir.

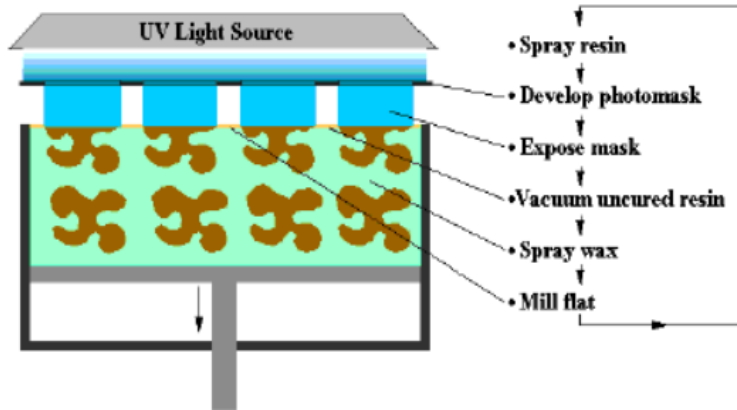
*Stereolithography (SLA)* işleminde fotopolimer sıvı reçine (Şekil 3.4 (b)) bir tankın (Şekil 3.4 (c)) içine doldurulur. Bilgisayar kontrollü sistem, ultraviyole (UV) lazer (Şekil 3.4 (a)) yardımıyla sıvı reçine yüzeyini tarar ve her taradığı yüzeyi katılaştırarak katmanları oluşturur. Her katman tamamlandığında reçine tankının altındaki platform (Şekil 3.4 (e)) bir katman kalınlığı kadar aşağı çekilir. Daha önceden katman katman belirlenmiş 3-B model (Şekil 3.4 (d)), her katmanın lazer tarafından taranması ile inşa edilmiş olur. Şekil 3.4'te ışık yayan 3-B yazıcı makinesi gösterilmiştir.



Şekil 3.4: Stereolitografinin şematik gösterimi. (a) Lazer kaynağı (b) sıvı reçine (c) tank (d) katılaşmış reçine (e) oynar platform [Url-5] (f) SLA tekniği ile üretilmiş modeller gösterilmiştir. [Url-11]

Şekil 3.4 (a)'da lazer veya DLP (Digital Light Processing) şeffaf tabana ışık yaymaktadır (b)'de sıvı foto-polimerize reçine (c)'de tank (d)'de katılaşmış reçine (e)'de oynar platform (f)'de SLA tekniği ile üretilen seramik modeller gösterilmiştir.

*Solid ground curing (SGC)*, maskeler kullanarak tüm yüzeyin güçlü bir ışık kaynağı ile aydınlatması ve fotopolimerlerin katılaşmasına yönelik kullanılan yaygın bir tekniktir. SGC işleminde, modelin her katmanı lazerle kontrol yerine ultraviyole (UV) ışık verilerek inşa yüzeyinin istenilen noktaları aynı anda kürlenir (Şekil 3.5). Maske, kür olması istenmeyen bölgelerin ışığa maruz kalmasını önler. Sıvı halde kalan fotopolimer, vakum yardımıyla emilir. Bu sıvı tekrar kullanılmak üzere ana tanka geri gönderilir. Vakum ile temizlenen boşluklara destek malzemesi olarak erimiş mum püskürtülür. Mumun çabuk sertleşmesi için su ile soğutulan metal bir plaka ile mumun üzerine bastırılır. Daha sonra yüzeyin düzeltilmesi için tüm yüzey bir freze çakısı ile tıraşlanır [Url-7]. Bu yöntem aynı anda birden fazla parçanın basımına olanak vermektedir.



Şekil 3.5: Solid ground curing (SGC) yönteminin şematik gösterimi [Url-7]

*Liquid thermal polymerization (LTP)* işlemi parçanın sıvı polimer katmanlarının katılaştırılmasıyla oluşturulma biçiminde SLA ile benzer bir işlemdir. Bununla birlikte, LTP'de kullanılan polimerler, fotopolimerler yerine termosettir ve bu nedenle, katılaşma, ışıktan ziyade termal enerji ile indüklenir. İşlemin termal doğası, ısı dağılımı nedeniyle polimerizasyon bölgesinin boyutunun kontrolünü zorlaştırır, bu nedenle bu yöntemle üretilen parçalar daha az hassastır [17].

*Beam interference solidification (BIS)* yöntemi farklı dalga boylarına sahip iki lazer ışınının kesişme noktasında ışığa duyarlı polimerlerin noktadan noktaya katılaşmasına



dayanır. Birinci lazer, sıvı polimeri, daha sonra ikinci lazerin radyasyonlarıyla polimerize edilen, tersine çevrilebilir yarı kararlı duruma uyarır [17].

*Holographic interference solidification (HIS)* yönteminde nokta nokta kürleşme yerine ışığa duyarlı bir polimer üzerine holografik bir görüntü yansıtılarak teknede bulunan yüzeydeki tüm polimerlerin katılaşması sağlanır. Bu süreç, SGC işlemine benzemektedir [17].

Material jetting (malzeme püskürtme) işlemleri, tozu katı bir nesneye bağlamak için ya erimiş malzemeyi ya da daha genel olarak bir bağlayıcıyı (yapıştırıcıyı) kontrollü bir şekilde "püskürtmek" için ince nozulları kullanır. Çalışma prensibi, faz değişimi olmamasına rağmen, tüm lazer eritme işlemlerine çok benzer olup bunun yerine bağlayıcı, toz parçacıklarını bir arada tutar.

*Three-dimensional printing (3DP)*, parçaların toz yatağı içeren bir piston içinde oluşturulduğu katmanlı bir üretim sürecidir. Daha ayrıntılı olarak, piston kademeli olarak düşürülür ve tepeye yeni bir toz tabakası yayılır. Parça, bağlayıcının toz haline "mürekkep püskürtmeli baskı" ile oluşturulur.

*Inkjet Printing (IJP)*, mürekkep damlacıklarını kağıt, plastik veya diğer alt tabakalar üzerine iterek dijital bir görüntü oluşturan bir bilgisayar baskısı türüdür. Mürekkep püskürtmeli yazıcılar, en yaygın kullanılan yazıcı türleridir ve küçük, ucuz tüketici modellerinden çok daha fazla maliyetli ve büyük profesyonel makinelere kadar çeşitlilik gösterir [17].

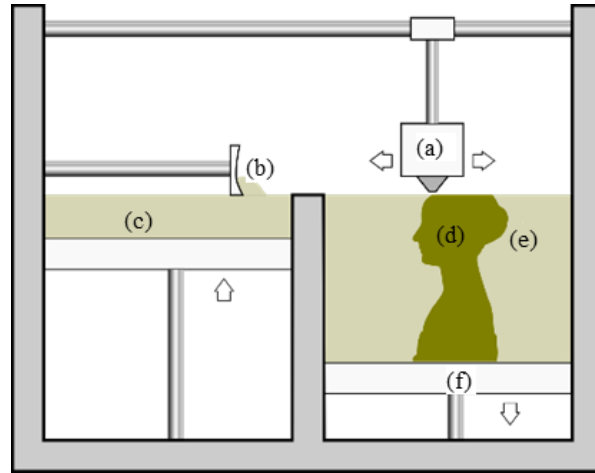
*MultiJet Modelling (MJM)*, üç boyutlu mürekkep püskürtmeli baskıya benzer bir teknik kullanarak modeller oluşturur. MJM başı, x-y düzleminde hareket eder, özel termo-polimer malzemeyi yalnızca gerektiğinde biriktirerek modelin tek bir katmanını oluşturur. Biriken termpolimeri sertleştirmek için her geçişte bir UV lambası yanıp söner. Katman tamamlandığında, platform başlıktan (z ekseni) uzaklaşır ve başlık bir sonraki katmanı oluşturmaya başlar [17].

*Ballistic Particle Manufacturing (BPM)* işlemi, hedef alt taban üzerinde biriktirilmek üzere piezoelektrik mürekkep püskürtmeli baskı nozullerinden püskürtülen damlacık şeklinde akması ile gerçekleşir. Süreç, malzeme akışını alt tabaka üzerinde konumlandırmak için katı modelin 3-B verilerini kullanmaya devam eder. İşlem, malzemenin erimesine dayandığından, özellikle termoplastikler ve kolayca eriyen ve katılaştıran malzemeler için uygundur [17].

*Termojet*, MultiJet modellemeye benzer bir yöntemdir. Sistem, SLA'dan daha az doğrulukla da olsa mum benzeri plastik modeller üretir. Makine, birden fazla püskürtme nozullu geniş bir alan kafası kullanır. Bu püskürtme kafaları, katı nesneyi oluşturmak için çarpma anında soğuyan ve sertleşen küçük erimiş sıvı malzeme damlacıkları püskürtür. Bu işlem, kuyumculuk endüstrisinde ve diğer hassas döküm uygulamalarında döküm kalıplarının oluşturulması için yaygın olarak kullanılmaktadır [17].

### 3.1.3 Toz esaslı prototipleme

Toz esaslı hızlı prototipleme sistemlerinde toz genellikle katı halde bulunur. Bununla birlikte, tozun tane yapılı formundan dolayı katı esaslı prototipleme sistemlerinden farklı bir kategoride incelenmiştir. Bu sistemlerde toz tanelerinin birbirine bağlanması ara yüzeydeki tanelerin temas alanlarının eritilmesiyle ya da bir bağlayıcı veya yapıştırıcının eklenmesiyle elde edilir. Genel anlamda toz esaslı prototiplemede kullanılan yöntem Şekil 3.6'da gösterilmiştir. Şekil 3.6 (a)'da hareketli bir ışın kaynağı (b)'de toz iletici sistemde bulunan tozları toz yatağına yayan mekanizma (c)'de toz besleme sistemdeki toz kaynağı (d)'de bağlanmış tozlardan oluşan 3-B model (e)'de toz yatağında bulunan bağlanmamış toz (f)'de hareketli platform, katmanların oluşmasıyla kademe kademe aşağı inmesi gösterilmiştir.



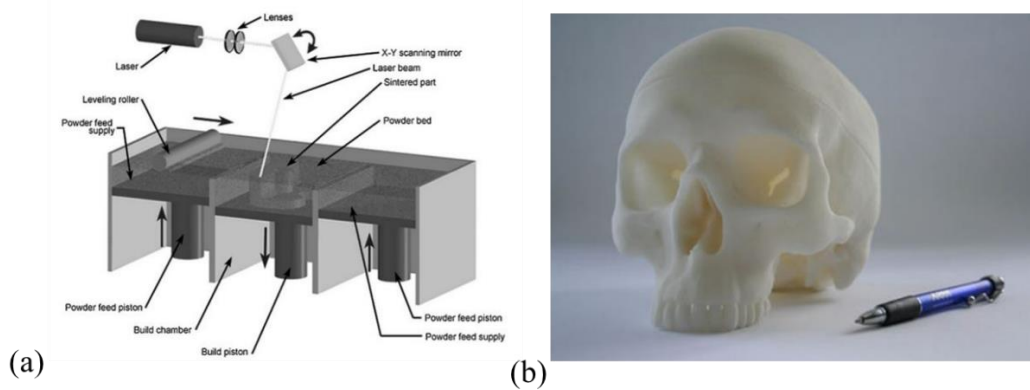
Şekil 3.6: Toz eklemeli imalat yönteminin şematik gösterimi. (a) Işın kaynağı (b) toz iletici sistem (c) toz kaynağı (d) 3-B model (e) kullanılmayan tozlar (f) hareketli platform gösterilmiştir. [Url-5]

Toz yataklı ve püskürtmeli eklemeli imalat yöntemleri, lazer ile eritme işlemi ile SLS (Seçici Lazer Sinterleme), SLM (Seçici Lazer Ergitme), DMLS (Direkt Metal Lazer Sinterleme), LENS (Lazer Geliştirilmiş Net Şekillendirme), DMD (Direct Metal

Deposition), SLC (Selective Laser Cladding), LPD (Laser Powder Deposition), 3DP (3 Boyutlu yazıcı), elektron demeti kullanılarak ergitme işlemi ile EBM (Electron Beam Melting) yöntemleri şeklinde sıralanmış olup Şekil 3.2 üzerinde şematik olarak gösterilmiştir.

*Sinterleme*, toz halindeki malzemenin erime sıcaklığı altındaki bir sıcaklığa belli bir süre maruz bırakılarak tozların birbirlerine değdikleri noktalardan başlayarak kaynaşmasına denir.

*Seçici Lazer Sinterleme (SLS)* yönteminde, ısı oluşumunu sağlayan CO<sub>2</sub> lazer ışının yüzeye çarptığı noktalarda oluşan sıcaklıkla toz malzeme kısmen eriyerek veya sinterlenerek temas halinde olduğu diğer toz taneleri ile kaynaşır. Bu işlemden sonra platform, bir katman kalınlığı kadar aşağı çekilir (Şekil 3.6 (f)). Her katmanın inşası için bu işlemler gerektiği kadar (katman sayısı kadar) tekrarlandıktan sonra, inşa süresince doğal bir destek görevi üstlenmiş olan serbest tozlar fırça veya vakumlu emici ile manuel olarak temizlenerek imal edilen parça alınır [29]. SLS yöntemi poliamid (nylon), polistren, karbon fiber ve alüminyum katkılı poliamid gibi plastik malzemeler, paslanmaz çelik, kobalt krom, nikel krom, titanyum gibi metal alaşımları ve doğrudan kalıp için kalıp kumu (alüminyum silikat) gibi seramik malzemeler kullanılabilir [23]. Seçici lazer sinterleme yönteminin şematik gösterimi Şekil 3.7 (a)'da gösterilmiştir. Şekil 3.7 (b)'de ise seçici lazer sinterleme yöntemi ile inşa edilen bir kafatası modeli görülmektedir.



Şekil 3.7: (a) Seçici Lazer Sinterleme yönteminin şematik gösterimi [13] (b) SLS yöntemiyle üretilen kafatası modeli [Url-9]

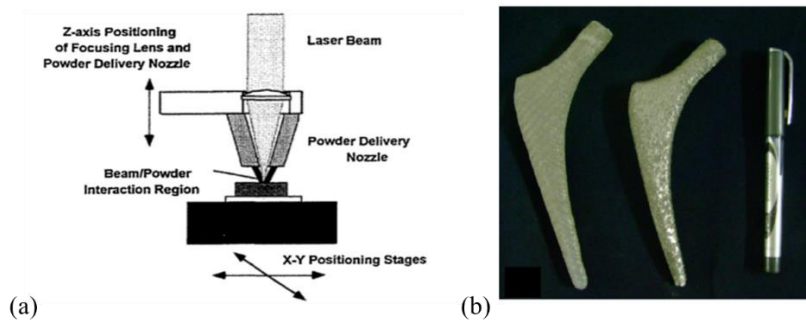
*Direkt Metal Lazer Sinterleme (DMLS)* yöntemi ise SLS yöntemine benzemektedir. SLS'den farklı olarak DMLS'de sadece metal alaşım malzemeler kullanılır.

*Seçici Lazer Ergitme (SLM)* yöntemi SLS yöntemine benzerdir. Farklı olarak toz tanecikleri ergime sıcaklığının üzerindeki bir değere kadar ısıtılarak tam ergimesi sağlanır. Sinterleme ise toz tanecikleri ergime sıcaklığına yakın bir sıcaklığa kadar ısıtılmaktadır. Strano [70] yapmış olduğu çalışmada lazer ergitmede sinterlemede elde edilemeyen sıcaklık değerlerine ulaşabildiğini böylece sinterlemeye göre daha iyi yüzey tanımlaması yaparak daha iyi yüzey kalitesine sahip olunabileceğini, mekanik özellik bakımından sinterlemeye göre daha iyi sonuçlar elde edildiğini söylemektedir. Resim 3.2’de seçici lazer ergitme teknolojisi ile üretilmiş kalça eklemi protezi gösterilmiştir.



Resim 3.2: Seçici Lazer Ergitme teknolojisi ile üretilmiş kalça eklem protezi [Url-8]

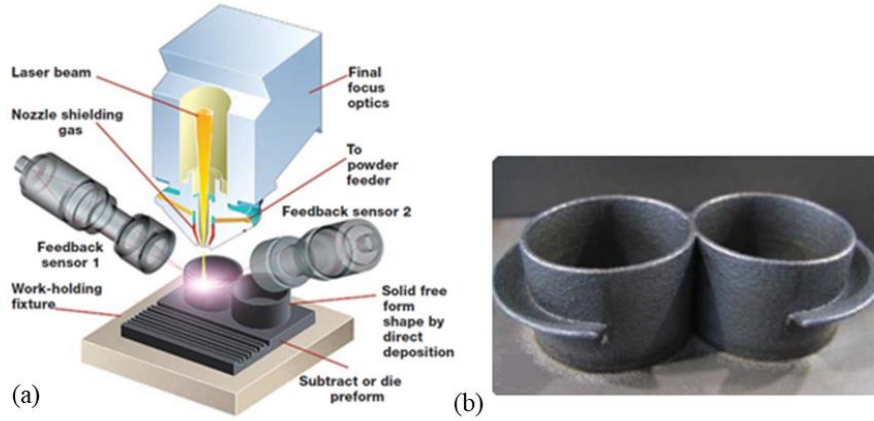
*Laser Engineered Net Shaping (LENS)* yöntemi, tozun nozuldan püskürtülerek ergitilmesi esasına dayanır [48]. SLS/SLM/DMLS tekniklerini LENS’ten ayıran en büyük fark, birincisinin toz yatak tekniği, ikincisinin ise üfleli toz tekniği olmasıdır. LENS yönteminde özel olarak tasarlanmış bir toz dağıtım nozulu tozu doğrudan odaklanmış lazer ışınına doğrudan enjekte eder ve lazer kafası ile toz nozul birbirine entegre olup tek birim halinde hareket eder (Şekil 3.8). LENS yönteminde genellikle daha yüksek lazer gücü (kilovat cinsinden) ve daha büyük spot boyutu kullanılır, bu da birikme oranını daha yüksek kılar [17].



Şekil 3.8: (a) LENS yönteminin şematik gösterimi (b) LENS yöntemi ile üretilen kalça protezi [25]

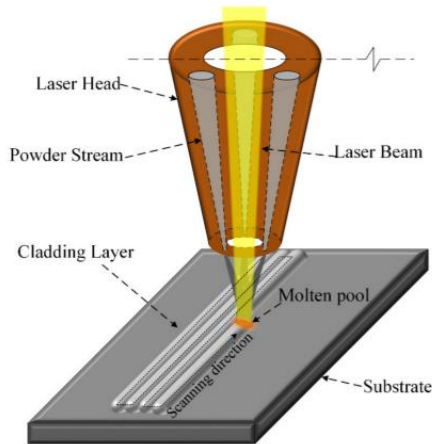
*Direct Metal Deposition (DMD)*, LENS yöntemine benzer lazer destekli üretim yöntemidir. CNC/robot kontrolü altındaki endüstriyel bir lazer ışını, bir iş parçasına

odaklanır ve içine az miktarda toz metalin enjekte edildiği bir eriyik havuzu oluşturarak parçayı ince tabakalar halinde inşa eder. Işın, parçayı katman katman izleyerek CAD geometrisine dayalı olarak bir sonraki konuma taşınır (Şekil 3.9) [30]. Çalışma prensibi, bir toz yatağında olmamasına rağmen, SLS/SLM yöntemlerine yakındır; bunun yerine toz, LENS'inkine benzer şekilde bir dizi nozul (genellikle 3) tarafından doğrudan işleme kafasına beslenir (Şekil 3.9 (a)) [18].



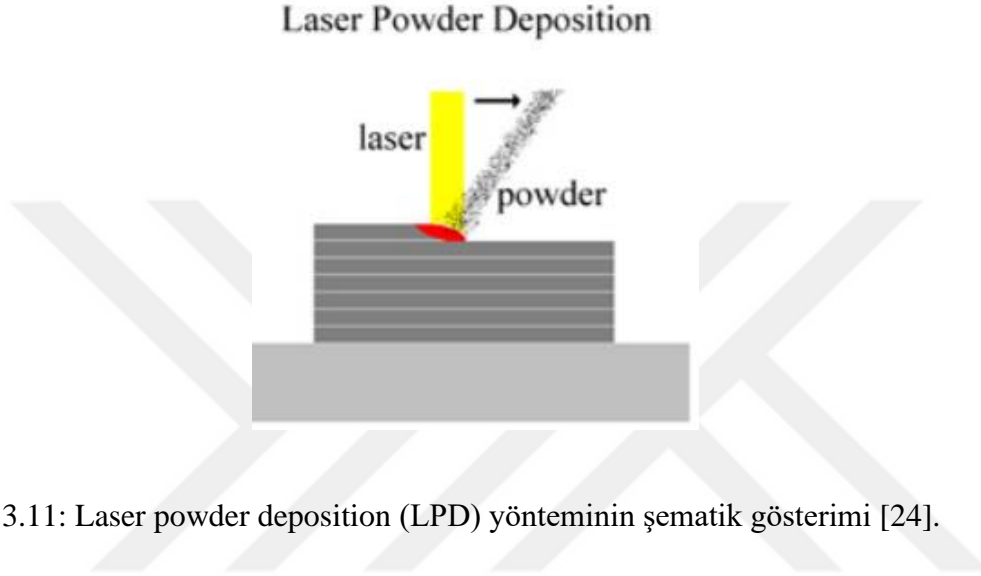
Şekil 3.9: (a) Direct Metal Deposition (DMD) yönteminin şematik gösterimi ve (b) oluşturulan şekil [30].

*Selective Laser Cladding (SLC)*, alt tabaka üzerinde biriktirilecek metal tozunu eritmek için lazeri ısıtma kaynağı olarak kullanan başka bir malzeme işleme tekniğidir. Bu teknik, nokta nokta ve katman katman parça oluşturmak için hızlı prototipleme süreci olarak uygulanmaktadır. Malzeme yüzeyini onarmak ya da işleme amaçlı endüstride yoğunlukla kullanılmaktadır. Şekil 3.10'da SLC yönteminin şematik olarak gösterilmiştir.



Şekil 3.10: SLC yönteminin şematik gösterimi [84].

*Laser Powder Deposition (LPD)* üretim sürecinde, toz halindeki malzeme bir lazer ışını içine enjekte edilir ve aynı anda eritilir böylelikle sürekli bir malzeme izi oluşturulur ve ince tabaka halinde alt tabakaya eklenir. Malzeme izlerin modelde üst üste binmesi için sürekli bir malzeme tabakası üretir. Bu katmanların üst üste bindirilmesiyle üç boyutlu nesnelere oluşturulur [24]. Bu sürecin varyantları LENS, SLC, SDM ve DMD'dir [69]. Şekil 3.11'de LPD yönteminin şematik olarak gösterilmiştir.



Şekil 3.11: Laser powder deposition (LPD) yönteminin şematik gösterimi [24].

### **3.2 Üç Boyutlu Yazıcı Teknolojilerinin Medikal Alanda Kullanımları**

Hızlı prototipleme teknolojisi diğer sektörlerde olduğu gibi sağlık sektöründe de yaygınlaşmaktadır ve 3-B yazıcı teknolojisi sağlık sektöründe çok farklı alanlarda kullanılmaktadır. Kardiyotorasik cerrahi, kardiyoloji, gastroenteroloji, beyin cerrahisi, ağız ve çene cerrahisi, oftalmoloji, kulak burun boğaz, ortopedik cerrahi, plastik cerrahi, göğüs hastalıkları, radyasyon onkolojisi, transplant cerrahisi, üroloji ve vasküler cerrahi gibi çeşitli alanlarda yoğunlukta 3-B yazıcı teknolojisi kullanılmaktadır.

3-B baskı teknolojisinin medikal alanında kullanımına örnekler:

- Cerrahların karmaşık ameliyatları gerçekleştirmeden önce üzerinde pratik yapabilmesi için kullanabileceği hastaya özel organ ve dokuların taklit edilmesinde kullanılmaktadır.
- 3-B organ ve uzuv modellerinin oluşturularak tıp öğrencilerine eğitim verilmektedir.

- Ameliyat sırasında gerçekleştirilecek hareket tarzlarının önceden ekip tarafından model üzerinde belirlenmesine katkı sağlamaktadır. Özellikle onkolojik cerrahi, travma cerrahisi, rekonstrutif cerrahide operasyon öncesi planlamada, ameliyatla hasarlı dokunun çıkarılabilirliğinin değerlendirilmesi, defektlerin onarımının planlanması, karmaşık anatomik özelliklerin ameliyat öncesi anlaşılması, ameliyatın simülasyonu ve cerrahi ekip tarafından tartışılmasına olanak sağlamaktadır [33].
- Doku mühendisliğinde doku iskelelerinin (scaffold) tasarlanmasında kullanılmaktadır. Dünya genelinde artan organ nakli ihtiyacını karşılamak için doku ve organ üretimi için 3-B biyoyazıcılar kullanılmaktadır. 3-B biyobaskı teknolojisini ve biyofonksiyonel mürekkepler kullanılarak istenilen biyolojik ve mekanik özelliklere sahip işlevsel, canlı insan doku ve organlar üretilebilmektedir [2].
- İlaç sektöründe kişiye özgü dozların hazırlanmasında kullanılmaktadır. Yaşlı ya da unutkan, doz ayarlaması gerektiren özel hastalarda birçok ilacın aynı anda alınması için çok katmanlı homojenize ilaçların hazırlanmasında kullanılmaktadır [33].
- 3-B yazıcı teknolojisi kişinin anatomisine uygun ve ihtiyacına yönelik kişiye özel implantlar üretilmesine olanak sağlamaktadır. Hastalıklı kemiklerin çıkartılarak yerine geçebilecek implantın tasarlanması sağlanabilmektedir.

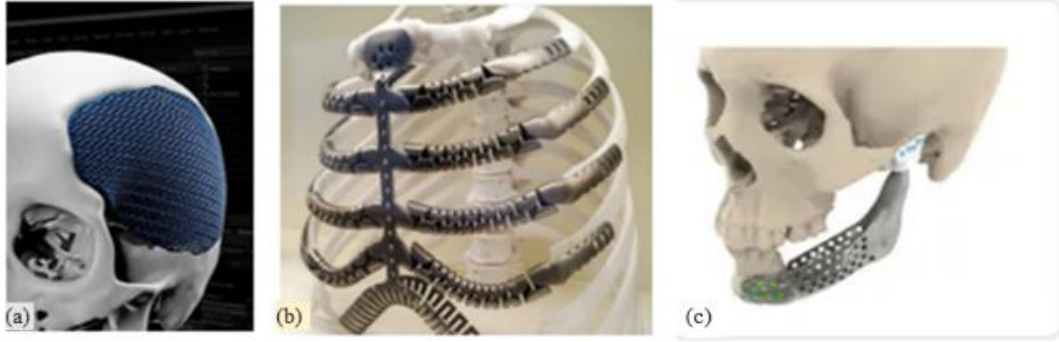




#### 4. KİŞİYE ÖZEL İMPLANTLAR

İmplant, kaybolan biyolojik dokunun yerine geçen ya da hasarlı dokuyu destekleyen, mevcut bir biyolojik yapıyı geliştirmek için üretilen tıbbi bir cihazdır.

Kişiyeye özel implantlar, çeşitli durumlarda ihtiyaç duyulan, pazardaki standart implantların yanı sıra kişinin ihtiyaçlarına göre, hastanın anatomisine özgü şekilde tasarlanmaktadır. Kranial implantlar, yüz ve çene implantları, sternokostal implantlar kişiyeye özel implantlara örnek verilebilir (Resim 4.1).



Resim 4.1: Kişiyeye özel implantlar (a) kranial implant [Url 1] (b) sternokostal implant [Url 2] (c) mandibula implantı [Url 3].

Birçok hasta gerek savaş veya çatışma sırasında aldığı yaralar, gerekse doğuştan gelen anomaliler, gerekse tümör, enfeksiyon gibi hastalıklar yüzünden ızdırap çekmektedir. Bu durumlarda doktorlar hastalığın tedavisinde zarar görmüş organın çıkartılmasını ve daygeçebilecek bir implanta ihtiyaç duymaktadırlar. Günümüz teknolojilerinden 3-B yazıcı teknolojisi sayesinde, eklem kaybının yerine geçebilecek, kişiyeye özel ve kişinin dokusu ile uyumlu malzemeden üretilmiş implantlar üretilebilmektedir. Biyomedikal mühendisleri ve üç boyutlu tasarım konusunda uzmanlaşmış mühendisler, doktorların hasta için uygun olabilecek implantın uygunluğu konusundaki rehberliği ile çalışarak bilgisayar ortamında modelleme yapabilmektedir ve tasarlanan modelin basılmasıyla da tıbbi soruları çözebilmektedirler.

#### **4.1 Kişiyeye Özel İmplantların Faydaları**

Kişiyeye özel tasarlanan implantlar sayesinde ameliyatların riskleri azalmaktadır; hastalar daha kısa sürede iyileşebilmektedir, hastalık ve ameliyat sonrasındaki estetik kaygılara en aza indirgenmektedir; hastanın yaşam kalitesi iyileşmektedir; implantların çevre dokuları ile uyumu iyileşmekte ve implant üzerinde hızlı yeni doku oluşumları gerçekleşebilmektedir.



## 5. STERNOKOSTAL İMPLANTLAR VE DÜNYADA YAPILAN ÇALIŞMALAR

*Sternokostal*; sternum ve kostaların birleşiminden meydana gelen bir sözcüktür. Sternum ve kaburgalar arasında, bunlarla ilgili veya bunlar arasında yer alan anlamına gelmektedir.

Sternokostal implantlar; kaza, travma, tümör ve yaralanma gibi sebeplerle zarar görmüş sternum ve sternuma bağlı kostal kartilajların cerrahi yöntemlerle çıkartılması sonucu veya konjenital yokluğunda biyolojik dokuyu desteklemek üzere tasarlanmış tıbbi cihazlardır.

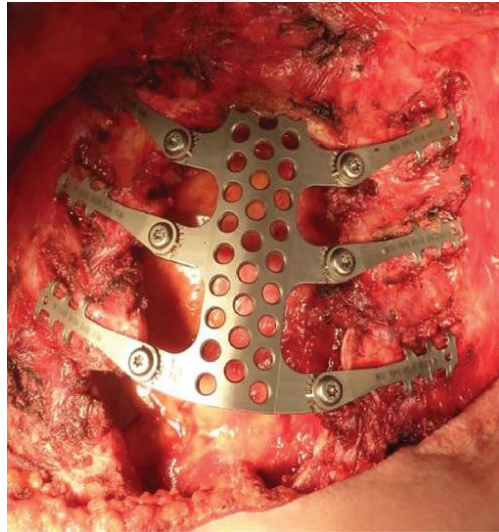
Göğüs duvarı tümörünün kaburgalarda veya sternumda çıkartılmasını takiben oluşan büyük göğüs duvarı defektleri her zaman daha yüksek morbidite ve mortalite ile ilişkilendirilmiştir [9]. Malignite, travma ve lokal agresif benign lezyonlar, enfeksiyon gibi çeşitli patolojiler için geniş göğüs duvarının cerrahi olarak çıkartılmasını gerektirebilir . Göğüs duvarının çıkartılması sonrası oluşan geniş defektlerin rekonstrüksiyonu ile toraksın stabilitesini sağlamak ve böylece toraksın kavitesi içerisinde bulunan organlarını ve solunum fonksiyonlarını korumak amaçlanmaktadır [45]. Solunum mekaniğini korumak, akciğer hemiasyonunu önlemek, sternumun çıkartılması sonrası iç organları dış travmalara karşı korumak, kozmetik açıdan uygun bir göğüs kafesi elde edebilmek için sternokostal implantlara ihtiyaç duyulmaktadır [44].

Dünyada ilk sternokostal implant 2013 yılında METÜM'de (Medikal Tasarım ve Üretim Merkezi, Sağlık Bilimleri Üniversitesi Gülhane Yerleşkesi, Ankara) Akif Turna ve arkadaşları [75] tarafından tümör metastazı olan bir hastaya implante edilmiştir (Resim 5.1). Klavikulalar, ilk sol tarafta üç kaburga ve sağ tarafta ilk dört kaburga, manubrium sterni ve corpus sterni'nin üçte ikisi pektoralis major ve latissimus dorsi kasları ile birlikte cerrahi olarak çıkarılan hastaya METÜM çalışanları tarafından hastanın anatomisine uygun implant tasarlanmıştır. Tasarlanan implant 160 gr ağırlığında 2-3 mm kalınlığında olup SLS tekniği ile Concept Laser M2 Cusing Makinesi aracılığıyla Ti-6Al-4v ELI Grade 23 malzemeden üretilmiştir.

2014 yılında Demondion ve arkadaşları [26] kemik metastazı yaşayan hastanın sternumunu cerrahi olarak çıkardıktan sonra 3-B baskı teknolojisi ile yapılmış sternokostal titanyum implant yerleştirmişlerdir. Fransa'daki firmada üretilen implantın sternum gövde yerine geçen kısmında delikler bulunmakta ve implantı kaburgalara bağlayan uçlar zımba teli gibi tasarlanarak kaburgaları kavramayı sağlamaktadır. Sternum gövdede bulunan civatalar vasıtasıyla implantın kostalara uzanan kolları kaburgaların konumuna göre kademeli olarak ayarlanması sağlanabilmektedir (Resim 5.2).



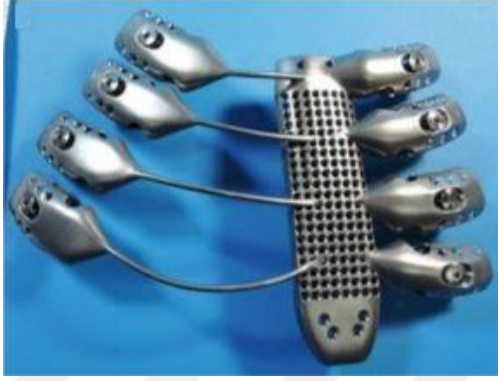
Resim 5.1: Akif Turna ve arkadaşlarının implante ettiği ilk sternokostal implant [75].



Resim 5.2: Demondion ve arkadaşlarının implante ettiği sternokostal implant [26].

2015 yılında İspanya'da 52 yaşında her iki pektoral kası, sternal gövde ve 3 ve 4. bilateral kaburgaları kapsayacak şekilde tümörü bulanan ve kondrosarkoma teşhisi konan bir hastaya Aranda ve arkadaşları [4] tarafından tümörlü bölgenin cerrahi olarak çıkarılması sonucu Elektron Işığın Ergitme tekniği ile üretilmiş titanyum alaşımli sternokostal implant yerleştirilmiştir. Tasarlanan implant, sternal gövde kısmı rijit bir

şekilde tasarlanmış olup kaburgaya uzanan kısımlar titanyum çubuklar ile desteklenmiştir. Titanyum çubuklar sağlam kaburga uçlarına kıskaçlarla tutturulmuştur. İmplant kıskaçların üzerinde yer alan deliklerden çelik tellerle kaburgalara sabitlenmiştir. Sternum gövdede ise Turna ve arkadaşlarının ve Demondion ve arkadaşlarının da implante etmiş olduğu implantlardaki gibi delikler açılmıştır (Resim 5.3).



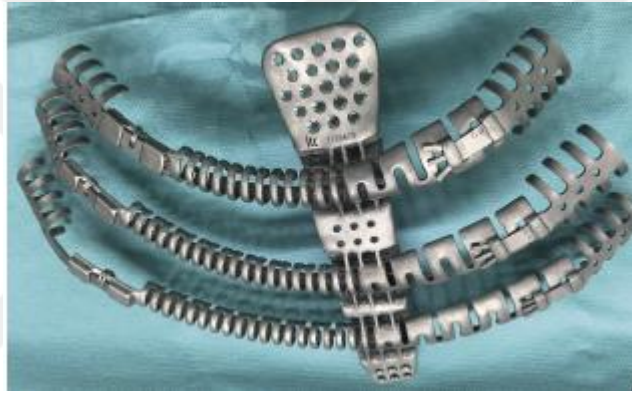
Resim 5.3: Aranda ve arkadaşlarının implante ettiği sternokostal implant [4].

2016 yılında Aragon ve arkadaşları [3] tarafından implante edilen sternokostal implant daha önceden tasarlanan implantların rijit yapısının aksine esneyebilen özelliktedir. Sternumun kostokondral artikülasyonlarını ve sternumun ve sternokostal bağlantıların dinamik yapısını da hesaba katan İspanya’da üretilen ilk biyodinamik özellikli olan bu implant 52 yaşında göğüs duvarı tümöründen muzdarip olan bir hastaya implante edilmiştir. Torasik göğüs hareketini, operasyon sonrası solunumu kısıtlaması gibi sebeplerle ve sternokostal eklemlerin solunum sırasındaki esnekliğini ve hareketini taklit etmesini amaçlanarak tasarlanmış olan bu biyodinamik implant, katmanlı üretim tekniği olan Elektron Işın Ergitleme tekniği ile titanyumdan üretilmiştir (Resim 5.4).



Resim 5.4: Aragon ve arkadaşlarının implante ettiği sternokostal implant [3].

2017 yılında Moradiellos ve arkadaşları [54] tarafından implante edilen sternokostal implant Aragon ve arkadaşlarının implante etmiş oldukları implant gibi esneyebilen özelliğindedir. Bu esnekliği sağlayabilmek için “Greek Wave (Yunan Dalgası)” deseninden esinlenilerek tasarlanmış ve böylece solunum sırasında göğüsün dinamik döngüsüne uyum sağlaması amaçlanmıştır. İmplantın kostal kısımlarına tasarlanan bu desenin bir yay gibi davranması amaçlanmıştır ve solunum dinamiğindeki esneklik taklit edilmeye çalışılmıştır. İspanya’da 32 yaşında bir NUT karsinoma teşhisi konulan ve sternal gövdesi, 2.ve 3. kaburgaları cerrahi olarak çıkarılan hastaya implante edilen esneyebilen özellikli bu implant literatürde görülen ikinci biyodinamik sternokostal implanttır. Elektron ışını ergitme tekniği üretilmiş implant titanyum malzemedен üretilmiştir (Resim 5.5).



Resim 5.5: Moradiellos ve arkadaşlarının implante ettiği sternokostal implant [54].

Bir diğer biyodinamik sternokostal implantasyonu ise Cano ve arkadaşları [22] tarafından gerçekleştirilmiştir. 16 yaşında sternumunda kemik fibröz displazisi meydana gelen bir hastaya solunum fonksiyonlarını destekleyebilecek esnek yapıda, biyodinamik bir implant tasarlanmıştır. Sternumu ve 6 kaburgayı kapsayacak şekilde kişiye özgü tasarlanan implant normal sternumla karşılaştırıldığında benzer stabilitede ve iç organları koruyabilecek kadar sertlikte üretilmiş, aynı zamanda hafif ve esnek oluşuyla da solunumdan gelen dinamik göğüs hareketini engellemeyecek şekilde tasarlanmıştır. İspanya’da tasarlanan biyodinamik implant titanyum malzemedен üretilmiştir (Resim 5.6).

2018 yılında 54 yaşında manubrium sternide spontan osteomyelit rahatsızlığı olan bir hastanın manubriumun alt yarısı, üst sternumun üçte biri ve iki taraflı olarak 2. ve 3. sternokostal yapının cerrahi olarak çıkarılması sonucu hastanın anatomisine uygun sternokostal implant implante edilmiştir. Oswald ve arkadaşlarının [58] titanyum

malzemeden ürettiği bu implant yukarıda bahsedilen implantlardan farklı olarak implantın hastadan çıkarılan sternum parçasının yerine geçecek olan kısmı için daha iyi bir doku granülasyonu ve kolonizasyonu yaratmak amacıyla gözenekli polietilen malzeme ile kaplanmıştır. Gözenekli polietilen malzeme ile doku büyümesini ve implana tutulumunu amaçlayan Oswald ve arkadaşları enfeksiyon riskini düşürmeye çalışmışlardır (Resim 5.7).



Resim 5.6: Cano ve arkadaşlarının implante ettiği sternokostal implant [22].



Resim 5.7: Oswald ve arkadaşlarının implante ettiği sternokostal implant [58]

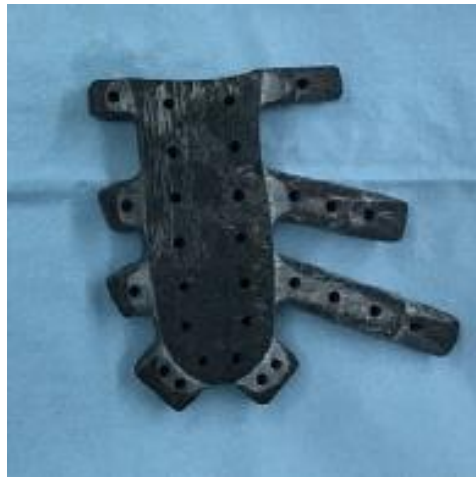
2018 yılında Dzian ve arkadaşları [31] 70 yaşındaki bir hastanın sternum gövdesinde tümörün tespit edilmesiyle 3 parçadan oluşan sternokostal implantasyonu gerçekleştirmişlerdir. Sternumu ve stenokostal eklemleri cerrahi olarak çıkarılan hastaya katmanlı üretim olan DMLS tekniği ile titanyum malzemeden üretilmiş hastanın anatomisine uyumlu implant tasarlanmıştır. İmplantın sternum gövdenin yerine geçen kısmı ile sternokostal eklemlerin yerine geçen kısımları vidalar ile

birbirine tutturulmuştur. Operasyon sırasında cerraha kolaylık sağlayan 3 parçalı implant aynı zamanda yüksek dayanıma sahip, kişinin anatomi ile uyumlu oluşu sebebiyle kozmetik kaygıları azaltacak şekilde üretilmiştir (Resim 5.8).



Resim 5.8: Dzia ve arkadaşlarının implante ettiği sternokostal implant [31].

2019 yılında karbonfiber malzemeden üretilen sternokostal implant 61 yaşında sarkoma teşhisi konmuş bir hastaya implantasyonu ve Wang ve arkadaşları [76] tarafından gerçekleştirilmiştir. Mikrogözenekli yapısı sayesinde doku jenerasyonun olması ve  $1,5 \text{ gr/cm}^3$  yoğunluğu ile hafif olma özelliği gibi sebeplerle karbonfiber malzemeden yapılması tercih edilmiştir. Ek olarak operasyon sonrası görüntülemeye kullanılan x ışınlarını ve radyoterpi ışınlarını bloke etmemesi sebebiyle de karbonfiber implant malzemesi olarak tercih edilmiştir. (Resim 5.9).

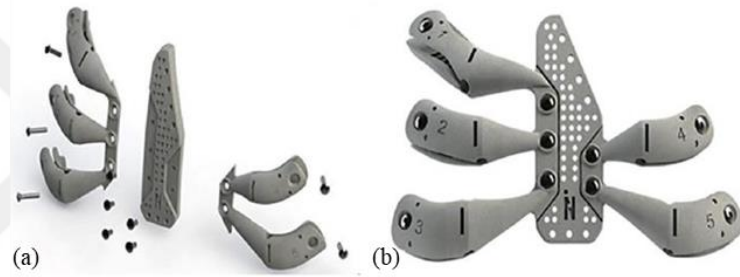


Resim 5.9: Wang ve arkadaşlarının implante ettiği sternokostal implant [76].

Aranda ve arkadaşları 2019'da 2015'te tasarlanmış olan implantaki olumsuz geri bildirimler üzerinde değişiklikler yaparak üç parça halinde tasarlanmış implant



modelinin [5] implantasyonunu gerçekleştirmiştir. Aranda ve arkadaşları intaoperatif yerleştirmeyi daha konforlu hale getirebilmek için eski tasarlanan implantta [4] değişiklikler yapmıştır. Yeni tasarlanan implantın sternum gövde kısmını ve sternokostal bağlantılarını civata ile birleştirebilen üç parçalı implant tasarımı gerçekleştirmiştir. Yeni tasarımında da önceki tasarımdaki gibi implantın sternokostal bağlantılarını kaburgaya kıskaçlarla tutturulmuştur. Operasyon sırasında ilk önce hastanın kaburgasına implantın sternokostal bağlantıları yerleştirilmiş daha sonra sternum gövdeyi yerleştirilerek civatalarla 3 parçayı birleştirmiştir (Resim 5.10). Titanyum ve DMLS üretim tekniği ile üretilen yeni implant modelinde implantın 3 parça oluşu sebebiyle operasyon sırasında kaburgalar fazla zorlanmaya gerek kalmadan implant yerleştirilebilmekte, daha az doku hasarı oluşmakta ve operasyon sonrası enflamatuvar gelişimi az olduğu için hasta daha az acı çekmektedir.

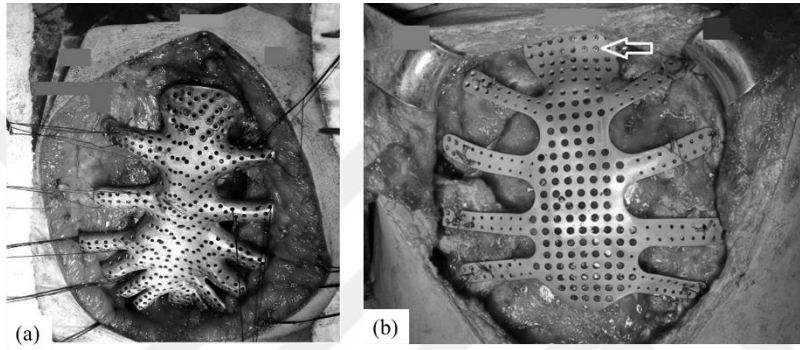


Resim 5.10: Aranda ve arkadaşlarının implante ettiği üç parçalı sternokostal implant. (a) İmplantın birleşmemiş hali (b) implantın birleşmiş halinin gösterimi [5].

2021 yılında göğüs kanseri sebebiyle Gülhane Eğitim ve Araştırma Hastanesi'ne yatırılan iki hastaya Hakan Işık ve ekibi [45] tarafından sternokostal implantasyonu gerçekleştirildi. Üç boyutlu yazıcı teknolojisi kullanılarak kişinin anatomisine uygun üretilen bu implantların tasarımı Gülhane yerleşkinde bulunan METÜM'de uzman mühendisler tarafından gerçekleştirildi. Katmanlı üretim tekniklerinden SLS tekniği ile Concept Laser M2 Cusing (GmbH, Hoffman Grp.,Lichtenfelds, Germany) makinası ile Ti-6Al-4V ELI Grade 23 malzemeden üretilmiştir.

64 yaşında sternal metastazı olan hastaya manibriumun alt yarısı, korpus sternumu ve ona bağlı sternokostal bağlantı kaburgaları cerrahi olarak çıkarılan hastaya Resim 5.11 (a)'daki sternokostal implantın implantasyonu gerçekleştirilmiştir. Bu implantta yukarıda bahsedilen implantlardaki gibi doku jenerasyonun gelişmesi açısından delikler açılmıştır ve her bir kesilen kaburgaya uzanan sternokostal bağlantılar tasarlanmıştır. Bu bağlantılar çelik telle kaburgalara tutturulmuştur.

Sağ hemitoraksında tümör kitlesi bulunan 50 yaşındaki hasta için manubriumun alt yarısı cerrahi olarak çıkartıldıktan sonra Resim 5.11 (b)'deki titanyum implant implante edilmiştir. Önceki Resim 5.11 (a) implanttan farklı olarak 4 adet sternokostal bağlantı bulunmaktadır. Önceki implant Resim 5.11 (a) ile benzer olarak ise sternum gövdedeki delikler doku büyümesinin sağlanması ve seromanın drenajının gerçekleşmesi için açılmıştır. İmplantın manubrium sternide yer alan delikler ise ameliyat sırasında implantın manubrium sterniye sabitlemek için kullanılan vidaların geçebileceği boyutta tasarlanmıştır. İmplantı manubrium sterniye sabitleyen vidalar ok ile gösterilmiştir [45].



Resim 5.11: (a) Hakan Işık ve arkadaşlarının implante ettiği sternokostal implant (b) Hakan Işık ve arkadaşlarının implante ettiği 4 sternokostal bağlantılı implant [45].

### 5.1 Sternokostal İmplantlarda Kullanılan Malzemeler ve Biyouyumlulukları

Bir hastanın vücudunun biyomedikal implantı başarılı bir şekilde kabul edebilmesi için, güvenli bir şekilde implant yerleşimi sağlamak ve ameliyat sonrası iyileşme süresini kısaltmak önemlidir aksi takdirde insan vücudu osseointegrasyona kısa sürede tepki verdikten sonra implantları reddetmeye başlayacaktır. Bu yüzden farklı vücut bölgelerine ve farklı ihtiyaçlara göre implantların biyouyumlu malzemeden üretilmesi önemlidir. Doku ve vücut sıvıları ile temas eden biyomalzemeler, oluşan akut veya kronik iltihabi reaksiyonlar, korozyon ve çözülme gibi kimyasal reaksiyonlarla işlevlerini yitirebilir. Bu reaksiyonlar biyomalzemenin etkinliğinin yitirilmesine sebep olabileceği gibi bir taraftan da doku yıkımı ile birlikte osteoliz gibi yapısal kayıplara sebep olabilir [7]. Bu sebeple implant malzemesi seçimi yapılırken malzemenin biyouyumlu olup olmadığı, malzemenin mekanik özelliklerine (korozyona dayanıklılık vb.), osteointegrasyon başarısı gibi parametrelere bakıp seçim yapılmalıdır.

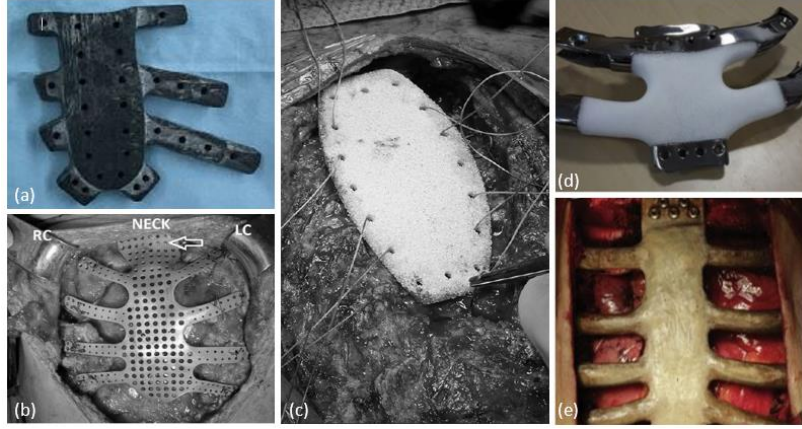
*Biyouyumluluk*, bir biyomalzemenin vücut dokularına fiziksel kimyasal, biyolojik uyumu ve vücudun mekanik davranışına sağladığı optimum uyumdur. Biyouyumlu bir malzeme, etrafını çevreleyen dokular üzerinde iltihaplanma, pıhtı oluşumu vb. olumsuz etki yapmayan malzemedir [39].

*Korozyon*, malzemenin vücut sıvısı ile temas ettiğinde klorür iyonları ve proteinlerin varlığı nedeniyle malzemenin yüzeyinde çeşitli kimyasal reaksiyonlar meydana gelebilmesi ve bu reaksiyonlar sonucunda çözünmesidir. Uygun seçilmeyen bir metalik malzeme vücutta korozyon sonucu çözünmekte ve doku içerisine girerek zarar verebilmektedir. Seçilen implant malzemesinin korozyona dayanıklı olduğundan emin olunması gerekmektedir.

Canlı kemik ve biyomalzeme arasındaki doğrudan temasa *osseointegrasyon* denilmektedir [64]. Osseointegrasyonun oluşmasında cerrahi teknik, implant materyali ve dizaynının yanı sıra, yüzey özelliklerinin de önemli işlevi olduğu düşünülmektedir. İdeal implant materyalinin kemik iyileşme mekanizmasını engellemeyecek bir yüzeye sahip olması ve hatta bu yüzeyin kemik kalite ve kantitesine ve anatomik bölgeye bakılmaksızın iyileşmeyi artırıcı etkisinin bulunması gerektiği ifade edilmektedir. Fiziko-kimyasal, biyokimyasal ve morfolojik olarak gruplandırılan yüzey hazırlama özellikleri osteointegrasyonu etkilemektedir.

Genellikle implant malzemesi olarak metal alaşımlar; biyoseramik malzemeler, biyopolimerler, biyokompozitler kullanılması tercih edilmekte olup implante edileceği bölgeye göre cerrahların ve konusunda uzman mühendislerin kararı ile belirlenmektedir [39].

Literatürde araştırılan dünya çapında farklı malzemelerden yapılmış sternokostal implantlar Resim 5.12'de gösterilmiştir. Resim 5.12 (a)'da B.Wang ve ekibinin karbonfiberden üretmiş olduğu sternokostal implant [76] (b)'de H.İşık ve ekibinin Ti-6Al-4v titanyum alaşımdan üretmiş olduğu sternokostal implant [45] (c)'de F. Bertin ve ekibinin alumina seramikten üretmiş olduğu sternokostal implant [14] (d)'de Oswald ve ekibinin polietilen kaplama ile üretmiş olduğu sternokostal implant [59] (e)'de L.Wang ve ekibinin PEEK (polietilenereterketon)'den üretmiş olduğu implant [79] gösterilmiştir.



Resim 5.12: Dünya çapında farklı malzemelerden yapılmış sternokostal implantlar (a) B.Wang ve ekibi [76] (b) H.Işık ve ekibi [45] (c) F. Bertin ve ekibi [14] (d) Oswald ve ekibi [59] (e) L.Wang ve ekibinin [79] implantasyonu gerçekleştirdiği implantlar.

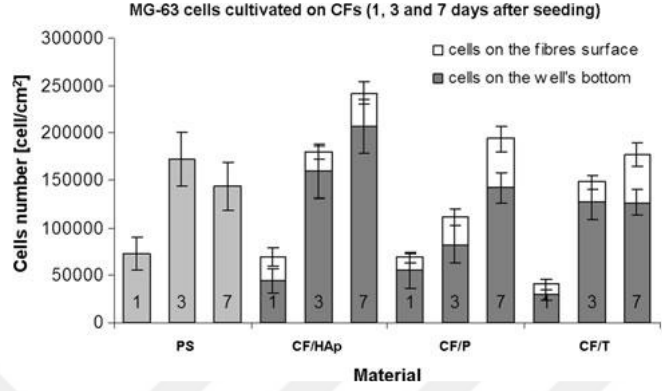
### 5.1.1 İmplant malzemesi olarak karbonfiberler

*Karbon fiberler (CFs)*, kemik kırıklarının yapısal onarımı, kemik yerine geçebilecek yapıların malzemesinde [27, 76, 77], hücrel büyüme destekleyici malzeme olarak doku mühendisliğinde potansiyel bileşen olarak geniş çapta araştırılmıştır. Karbonfiberlerin biyouyumluğu çok sayıda araştırmaya konu olmakla beraber, bazı araştırmacılar karbonfiberlerin doku büyümesinin teşvik ettiği sonucuna varırken bazı araştırmacılar ise karbonfiberin biyouyumluğunu sorgulayan yayınlar üretmiştir [61].

Rajzer ve ekibi [61] karbonfiberin uyumluluğu ile ilgili yaptığı çalışmada gözenekli ve nano- hidroksiapatit (HAp) ile modifiye edilmiş karbonfiberlerin biyolojik ortamlardaki davranışlarını ve bunların hücre ve dokularla etkileşimlerini in vitro ve in vivo koşullarda araştırmıştır. Yaptığı in vitro çalışmada HAp ile modifiye edilmiş karbonfiber ve standart modifiye edilmemiş karbonfiberin (CF/T) nin MG-63 osteoblast insan hücreleri arasındaki etkileşimini (MG-63 hücrelerin üreme sayısı Şekil-5.1 de gösterilmiştir) test eden Rajzer ve ekibi elektron mikroskopunda sonuçlarını incelemiş ve hücrelerin carbon fiber yüzeylerin üzerinde eşit bir şekilde yayıldığını ve yüzeyi iyi bir şekilde tuttuklarının sonucuna varmıştır.

Kemik yapılarının yerini doldurmak için karbonfiber malzemesinin kas dahil çevre dokusu ile biyouyumluğunu test etmek için fare iskelet kasını ve bağ dokularını içeren kas bileşenini in vivo çalışmasında model doku olarak kullanan Rajzer ve ekibi [61] farelerin kalça kasına karbon fiber malzemeler (hidroksiapatit ile modifiye edilmiş karbonfiber (CF/HAp), porlu karbon fiber (CF/P)) implante etmiş ve doku büyümesi

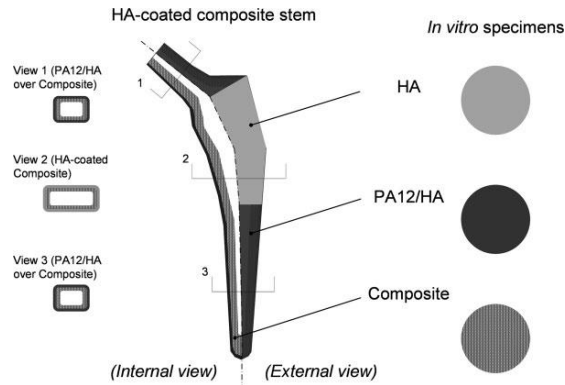
ile ilgili sonuçları mikroskop ile incelemiştir. İmplant edilen karbonfiberlerin kas dokusu arasında birden çok yerde doğrudan temas ettiğini ve kas dokusunun implantı saracak şekilde doku büyümesinin gözlemlendiğini karbonfiberin gözenekli yapısı sebebiyle implant yapısı içinde hücre ve bağ dokusunun verimli bir şekilde büyüdüğü sonucuna varmıştır [61].



Şekil 5.1: 1.3. ve 7. günlerdeki çeşitli karbonfiber bileşenlerin üzerinde büyüyen MG-63 hücrelerin sayıları arasında korelasyon [61].

Wang ve ekibi yapmış olduğu iki sternokostal implantasyonda çıkardığı kemik doku yerine geçebilecek implant malzemesi olarak karbon fiber kullanmıştır [76, 77]. Dimitrievska ve ekibi [27] hidroksiapatit (HA) kaplı karbonfiber malzemedan yapılmış kalça eklemi (Şekil 5.2) implantasyonu gerçekleştirmiş ve implant çevresinde osteoprogenitör hücrelerin geliştiğini ve karbonfiberin osteoblast benzeri hücre proliferasyonunu desteklediğini gözlemiştir.

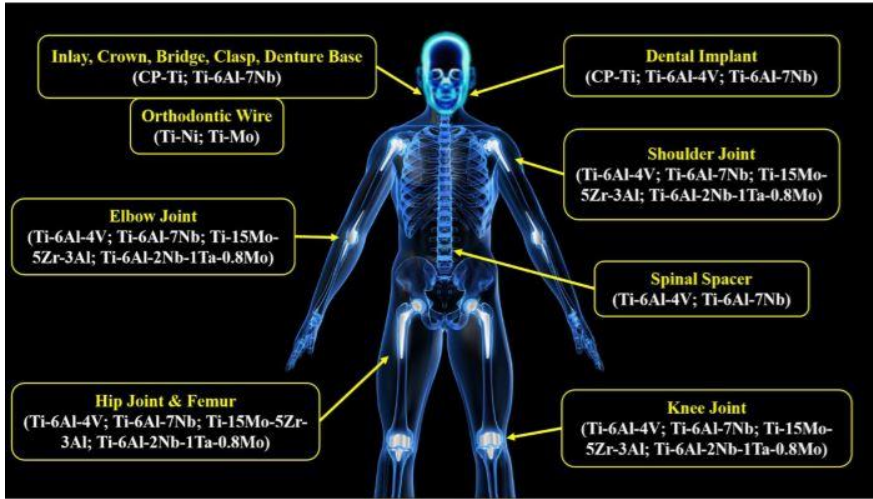
Literatür araştırmasından da görüldüğü gibi karbonfiber biyoyumlu malzeme olarak implantlarda yaygın olarak kullanılmaktadır.



Şekil 5.2: HA kaplı CF/PA12 femoral eklemi içeren kompozit katmanların şematik gösterimi [27].

### 5.1.2 İmplant malzemesi olarak titanyum alaşımlar

Diğer bir implant malzemesi olarak sıkça kullanılan biyouyumlu malzeme titanyum metal alaşımıdır. Ticari olarak saf titanyum ve titanyum alaşımları, 1950'lerden beri biyomedikal uygulamalar için en yaygın olarak kullanılan malzemeler arasındadır. Titanyumun mükemmel mekanik tribolojik özellikleri, korozyon direnci, biyouyumluluğu ve antibakteriyel özellikleri nedeniyle, implantlar için bir biyomalzeme olarak tercih edilmektedir. Ayrıca titanyum, implant bölgesindeki canlı kemikle fiziksel olarak bağlanarak osseointegrasyonu sağlayabilmektedir. Bu özellikler titanyumu implant malzemesi olarak tercih edilir kılmaktadır [65]. Vücudun farklı bölgeleri için tasarlanan implantların titanyum alaşımları Şekil 5.3 üzerinde gösterilmiştir.



Şekil 5.3: Titanyum alaşımının vücudun farklı bölgelerindeki kullanımı [65].

Yüzey oksitinin yüksek dielektrik sabiti nedeniyle titanyum, yumuşak dokuya müdahale etmeden canlı kemik dokusuyla doğrudan bir arayüz oluşturma ve canlı kemik dokusuna iyi bağlanma kabiliyetine sahiptir. Bu yüksek dielektrik sabiti, vücuda titanyum biyomedikal implantlar yerleştirildiğinde proteinleri denatüre etmez. Bu sebeple osteointegrasyon başarısı yüksek olan titanyum alaşımlar implant malzemesi olarak tercih edilmektedir.

Titanyum alaşımları  $\alpha$ ,  $\beta$  ve  $\alpha+\beta$  olmak üzere üç tipte üretilir. Bazı alaşım elementleri tercihen Zr, Al, Sn, O ve Si gibi  $\alpha$  fazında çözülerek  $\alpha+\beta$  fazını yükseltir. Bu elementlerin eklenmesi, sertleşme ve çekme mukavemetinin iyileştirilmesi gibi alaşım özelliklerinin modifikasyonu ile sonuçlanır.  $\beta$ -fazı dönüşümü titanyum alaşımlarını stabilize eder ve elastik modülünün ( $\alpha$ - ve  $\alpha+\beta$  fazının altında ve insan femur kemiğine

yakın) uygunluğu nedeniyle mukavemeti konusunda da biyomedikal uygulama için uygun hale getirir [65].

Sağlık Bilimleri Üniversitesi Gülhane yerleşkinde bulunun METÜM ve H. Işık [45] ve ekibi aynı zamanda dünyanın ilk sternokostal implantını gerçekleştiren A.Turna ve ekibi [75] tarafından da sternokostal implant malzemesi olarak titanyum alaşım ailesinden olan Ti-6Al-4v ELI Grade 23 (Şekil 5.1) kullanılmıştır. Demondion ve ekibi [26], Aranda ve ekibi [4, 5], Dzian ve ekibi [31], Moradiellos ve ekibi [54], Cano ve ekibinin [22] yapmış olduğu sternokostal implantlarda da titanyum alaşım malzeme kullanıldığı görülmektedir.

Titanyum manyetik özelliği olmayan, korozyona dayanımı ve biyouyumluluğu yüksek malzeme olarak tanımlanmaktadır. Titanyum alaşım ailesinden Ti-6Al-4v malzemesi literatürde rastlanan sternokostal implantların yoğunlukla kullanıldığı bir malzeme olmuştur.

### **5.1.3 İmplant malzemesi olarak PEEK**

Polieter eter keton (PEEK) polimeri, iki eter ve bir keton grubunun tekrarlanan monomerinden oluşan yarı kristalize termoplastik bir polimerdir . PEEK materyali kimyasal ve fiziksel dayanıklılık, biyouyumluluk ve insan kemiğine yakın elastik modülü (4 GPa) gibi uygun mekanik özelliklerden dolayı implant malzemesi olarak 20 yıldan fazla süredir klinik uygulamalarda kullanılmaktadır [63].

1990'ların sonunda, PEEK malzemesi özellikle ortopedi alanında ve travmalarda kullanılmak üzere metal implantın yerini alabilecek yüksek performanslı termoplastik malzeme olarak önde gelen aday olarak ortaya çıkmıştır. Sadece malzeme anlamında değil, lipid maruziyetinin neden olduğu hasar da dahil olmak üzere, simüle edilerek in vivo bozulmaya karşı dirençli olduğu da anlaşılmıştır. Nisan 1998'den itibaren PEEK, ticari olarak implantlar için bir biyomateryal olarak sunulmuştur [79]. 1990'lardan sonra araştırmacılar, yapılan deneylerle PEEK malzemesine karşı spesifik olarak vücudun olumsuz reaksiyon göstermediğini kanıtlayarak, PEEK'in biyouyumluluğu üzerine de literatüre katkıda bulunmuşlardır [47]. Günümüze kadar gelen bir çok çalışma ile de mevcut toksisite, genotoksisite, immünojenisite ve yumuşak ve sert doku hayvan çalışmalarının yanı sıra insan eksplantlarından elde edilen bilgiler, PEEK ve PEEK kompozit biyomateryallerinin toplu formlarında biyouyumlu ve biyoinert olduğunu gösterilmektedir [73].

PEEK çeşitli materyallerinin (karbon, cam fiberler,  $BaSO_4$  ve  $TiO_2$  gibi) takviye edilmesiyle kolaylıkla modifiye edilebilir olup elastik modülü, farklı lif uzunluklarında cam ve karbon fiber takviyeli kompozitlerin hazırlanmasıyla kortikal kemiğe veya Ti alaşımına yakın olabilecek şekilde de uyarlanabilmekte ve mekanik özellikler açısından uygun restoratif bir materyal haline getirilebilmektedir [63].

PEEK malzemesinin, metalik implantlara kıyasla daha düşük bir elastik modülüne sahip olması ve PEEK kompozitlerinin, kortikal kemiğe yakın bir mekanik güce sahip olması, doğal doku ile biyomekanik özelliklerin ve biyoaktivitenin daha iyi eşleşmesi sebebiyle ortopedi ve diş implantlarında da tercih edilen malzeme olarak kullanılması ayrıca radyolüsen ve manyetik rezonans görüntüleme (MRI) uyumlu olması gibi artı özellikleriyle de Wang ve arkadaşlarının [79] sternokostal implantlarda da malzeme olarak seçilmesini araştırmaya teşvik etmiştir. Wang ve arkadaşlarının [79] 2019 yılında Göğüs Cerrahisi Derneği resmi dergisi olan ‘Annals of Thoracic Surgery’ de yayınlamış olduğu çalışmada dünyada ilk defa sternokostal implant malzemesi olarak PEEK kullanılmış (Resim 5.12 (e)) ve sonuçları değerlendirilmiştir. Wang ve arkadaşlarının [79] yapmış olduğu çalışmaya göre tümör ve buna bağlı göğüs duvarı rekonstrüksiyonu olan 18 hastanın ameliyat öncesi ve sonrası solunum ile ilgili verileri değerlendirilmiştir. Yapılan analize göre kaburgaları ve/veya sternumunun cerrahi olarak çıkarılması sonucu yerine tasarlanan PEEK malzemedan üretilmiş implantların ameliyat sonrasında solunum fonksiyonlarına ait kısıtlamaları önemli ölçüde azaldığını gözlemlemiştir. Düşük elastik modülü sebebiyle esnek olduğunu ve solunum sırasındaki toraks hareketinde PEEK implantın minimum kısıtlama yaptığına değinen Wang ve arkadaşları aynı zamanda titanyum implantların üretim zamanına göre daha az zamanda üretim yapabildiğini de sonuçlarına eklemiştir.

#### **5.1.4 İmplant malzemesi olarak alümina seramik**

Seramiklerin biyomalzeme olarak medikal alanda kullanılmasının sebebi fizyolojik çevre ile uyumlu olmalarına bağlıdır. Biyoseramikler (alümina, zirkonya vb), fizyolojik ortamda yaygın olarak bulunan (Ca, K, Mg, Na vb) ve vücut dokusu ile sınırlı toksisite gösteren iyonları (Zr, Ti vb.) bünyesinde bulundurlar [52]. Bu nedenle, vücut ile uyum sağlamaktadırlar. Yüksek yoğunluklu, yüksek saflıkta (>%99,5)  $Al_2O_3$  (alümina), mükemmel korozyon direnci, iyi biyouyumluluk, yüksek aşınma direnci ve yüksek mukavemet kombinasyonu nedeniyle yük taşıyan kalça



protezlerinde ve diş implantlarında yoğunlukla kullanılmaktadır [43]. Kalça ve diş implantı yanı sıra diz eklemi [42], ayak bileği [72], omuz [12], dirsek [57], parmak eklemlerinde [28] de literatürde seramiğin malzeme olarak kullanımına örnekler bulunmaktadır [43].

Bertin ve ekibi [14] tarafından 2018 yılında alümina seramik malzemedен yapılmış sternal implant implantasyonu gerçekleştirilmiştir. Seramiğin osteokondüksiyon ve osseointegrasyon, biyouyumluluğu, belirli bir düzeyde bakteri direnci, radyolüsen oluşu ve mekanik mukavemeti gibi özellikleriyle implant malzemesi olarak seçen Bertin ve ekibi sternal implantasyonlara opsiyon olarak gözenekli alümina seramik implant çalışmıştır (Resim 5.12 (c)). Altı hastanın sternal ve sternokostal implantasyonunu değerlendirme sonuçlarına göre kayda değer bir komplikasyon gelişmediğini, malzemenin radyolüsen oluşu hasta takibini kolaylaştırıcı etkide bulunduğu, osteointegrasyon konusunda problem yaşamadığı sonucuna varan Bertin ve ekibi daha derinlemesine sonuç için uzun süreli takibe devam edildiğini söylemektedir.

### **5.1.5 İmplant malzemesi olarak polietilen**

Gözenekli polietilen, kraniomaksillofasiyal bölgede rekonstrüksiyon veya büyütme için kullanılan alloplastik bir malzeme olup kafatası kusurlarını onarmak, yüz şekil bozukluklarını onarmak, yörünge ve elmacık kemiğini yeniden yapılandırmak ve ayrıca çene ve mandibular açu bölgesinin şeklini uyarlamak için medikal alanda kullanımları bulunmaktadır [62]. Gözenekli polietilen, şekillendirilmesi ve sabitlenmesi kolay olacak şekilde tasarlanabilen biyouyumlu, dayanıklı, kararlı bir malzemedir. Ayrıca, çevresinde kapsül oluşumu olmadan hızlı çevreleyen yumuşak doku büyümesi sergilemektedir.

Oswald ve ekibi [59], sternokostal implantın üzerindeki doku granülasyonu ve kolonizasyonu yaratmak amacıyla gözenekli polietilen malzeme ile kaplanmış titanyum alaşımdan üretilmiş bir implantın implantasyonunu gerçekleştirmiştir. Gözenekli polietilen malzeme ile doku büyümesini ve implana tutulumunu amaçlayan Oswald ve arkadaşları enfeksiyon riskini düşürmeye çalışmışlardır.

## 5.2 Sternokostal İmplant Tasarlanırken Dikkat Edilmesi Gereken Özellikler

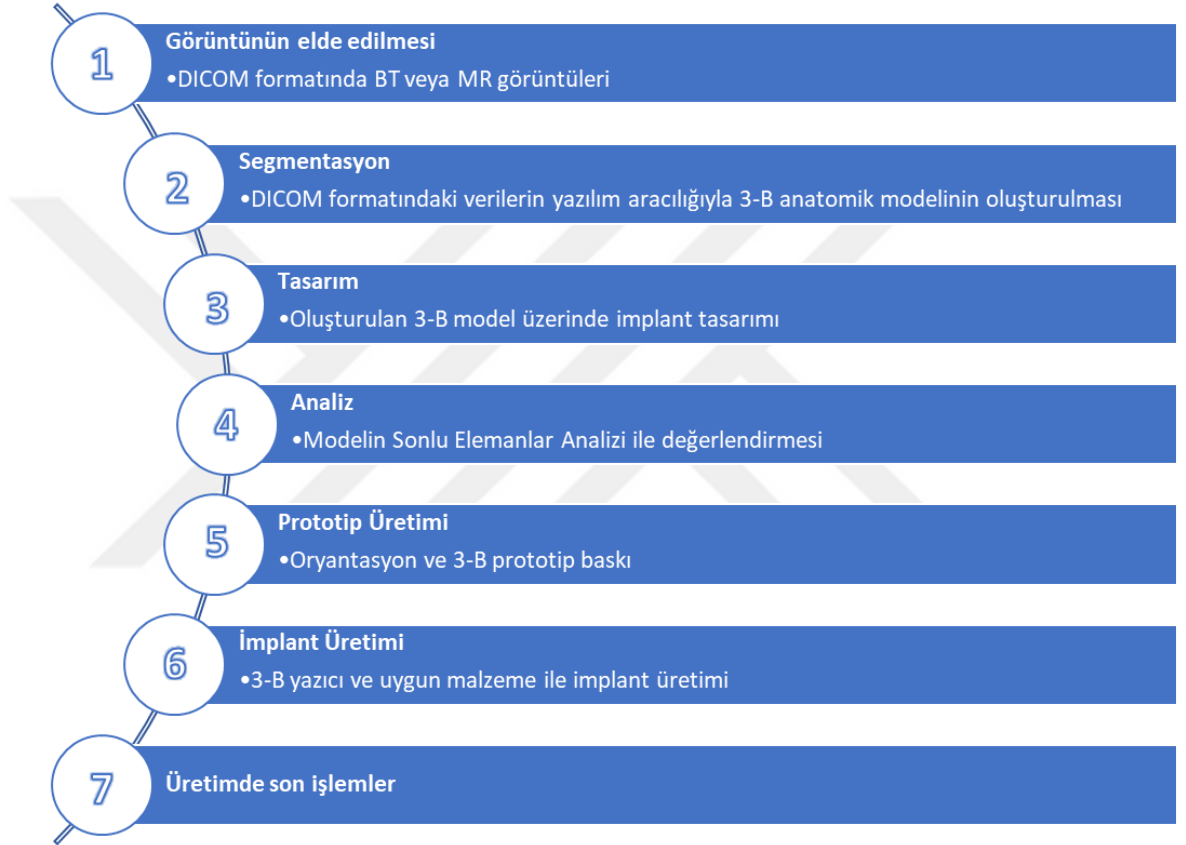
- Cerrahların operasyon sırasında implantasyonda karşılaşılabilecek zorlukları azaltmak amacıyla kişinin anatomisine uygun şekilde implant tasarımı yapılmalı aynı zamanda hastanın estetik kaygılarını azaltmalıdır.
- Sternumun ve ona bağlı sternokostal eklemlere benzer dayanıklılıkta olmalı bu sayede dışarıdan gelebilecek travmalara karşı iç organları koruyabilmelidir.
- Solunum fonksiyonlarını destekleyecek esneklikte olup sternumun ve sternokostal eklemlerin solunum sırasındaki kinezyolojisi dikkate alınarak tasarım yapılmalıdır.
- Cerrah için kolay implante edilir olmalı, implantın kaburgalara bağlantısı düşünülerek tasarım yapılmalıdır.
- Operasyon sonrasında hastaların röntgeni çekilebileceği ve radyoterapi alabileceği düşünülerek ışınları bloke etmeyecek radyolüsen malzemeden üretilmiş olmalıdır.
- Biyouyumlu malzemeden üretilmiş olup operasyon sonrası enfeksiyonları önlemeli ve implant üzerinde doku gelişimini destekleyici malzeme ve yapıda olmalıdır. Bu sayede implantın vücut tarafından kabul edilmesi desteklenmiş olur. Gerekirse tasarlanan implant üzerinde delikler açılarak doku gelişimi desteklenmelidir.

Malzeme uyumluluğunun yanı sıra kişinin anatomisine uygun modelin tasarlanması da önemlidir. Hastanın BT/MRI görüntüleri çekildikten sonra 3-B medikal görüntüleme yazılımı aracılığıyla elde edilen anatomik modele uygun tasarım yazılımları aracılığıyla implant tasarımı yapılır. Tasarlanan implantın STL optimizasyon yazılımı aracılığıyla oryantasyonu gerçekleştirildikten sonra 3-B plastik yazıcılarda üretimi gerçekleştirilir. Oluşturulan plastik model cerrahın onayını aldıktan sonra 3-B metal yazıcılarda üretimi gerçekleştirilir.

Kişiyeye özel sternokostal implant tasarımı ve üretimi ile ilgili basamaklar bir sonraki bölümde ayrıntılı anlatılmıştır.

## 6. KİŞİYE ÖZEL STERNOKOSTAL İMPLANT TASARIMI VE ÜRETİMİ BASAMAKLARI

Kişiye özel implant tasarımı bir dizi basamaklardan geçerek üretilmektedir. Şekil 6.1’de işlem basamakları sırasıyla gösterilmiştir.



Şekil 6.1: İmplant üretim ve tasarımındaki basamaklar.

İlk basamak, modeli oluşturulacak bölgenin BT veya MR ile dijital görüntüsünün elde edilmesidir.

İkinci olarak segmentasyon aşaması gerçekleşir. Segmentasyon, 2-B görüntülerden 3-B bilgiler çıkarmak için önemli bir aşamadır. Bu aşamada, bilgisayar ortamından alınan DICOM formatında olan BT veya MR verileri kullanılarak özel bir 3-B görüntüleme yazılımı aracılığıyla STL formatında 3-B anatomik model oluşturulur.

Üçüncü aşama tasarım aşamasıdır. Bu aşamada özel bir 3-B medikal tasarım yazılımı aracılığıyla oluşturulan 3-B anatomik model üzerinde çalışılarak hasarlı olan bölgenin implant modeli tasarlanır.

Dördüncü aşamada tasarlanan modelin analizi gerçekleştirir. Özel bir analiz programı ile sonlu elemanlar analizi yapılarak modelin statik yüklere maruz kalmasına karşın modelin davranışı ve dayanımı değerlendirilir.

Beşinci aşama prototip üretimi olur. Analizden geçen modelin üretimde hatalarını görebilmek ve anatomik modele uygunluğunu test edebilmek, ameliyat öncesi planlama yapabilmek adına daha az maliyetli olan malzemelerle (plastik vb.) 3-B yazıcılarda ilk basımı gerçekleştirilir. Tasarımı yazıcıya göndermeden önce yazıcı ve tasarım programı arasında iletişimin sağlanması ve yazıcının tasarımı üretebilmesi için gerekli bilgi ve dosya formatının dönüşümünün sağlanabilmesi için optimizasyon arayüzüne ihtiyaç duyulur.

Prototip olarak üretilmiş implant modeli uzman mühendis ve cerrahlar tarafından incelendikten sonra üretilmesine karar verilir ve altıncı aşamada implant malzemesine uygun 3-B yazıcılarda üretimi gerçekleştirilir.

Üretim gerçekleştirildikten sonra yedinci aşamada ısıtma işlemi ve destek parçalarının çıkarıldığı, gerekli pürüzlendirme işlemlerinin yapıldığı üretimin son işlemleri gerçekleştirilir. Son işlemlerden sonra implant üretimi tamamlanmıştır. Ancak implant, ameliyat ortamına henüz hazır değildir. İmplantın kalite kontrol, ameliyat ortamına hazır olabilmesi için sterilizasyon ve paketleme işlemleri gerçekleştirir.

Sağlık Bilimleri Üniversitesi Gülhane yerleşkinde bulunan METÜM'ün tasarlamış olduğu ve H. Işık [45] ve ekibi tarafından implantasyonu gerçekleştirilen sternokostal implantın tasarım, analiz ve üretim aşamaları Şekil 6.1'deki implant tasarım basamakları takip edilerek 1) Sternokostal implantın tasarımı, 2) Tasarlanan sternokostal implantın sonlu elemanlar analizi ile değerlendirilmesi 3) İmplantın tasarımı sonrası işlemler ve üretimdeki son işlemler başlıkları altında anlatılacaktır.

## **7. KİŞİYE ÖZEL STERNOKOSTAL İMPLANT TASARIMI**

Tez kapsamında Gülhane yerleşkesinde bulunan METÜM tarafından bir hasta için tasarlanan sternokostal implantın tasarım ve üretim aşamaları Şekil 6.1’de gösterilen basamaklara göre incelenmiştir. İmplantın sonlu elemanlar analizi ile değerlendirilebilmesi için hastanın BT görüntüsünden bir 3-B medikal görüntüleme yazılımı ile hastaya ait göğüs kafesi anatomik modeli oluşturulmuştur. Daha sonra implant, dijital ortamda göğüs kafesi modeline yerleştirilmiştir. İmplant ve göğüs kafesi modelinin analiz programında simülasyonu yapılarak CPR (kardiyo pulmoner resusitasyon) kuvveti altındaki stres, gerinim ve yer değiştirme (deformasyon) değerleri incelenmiştir. Daha sonra dünyada bugüne kadar yapılmış sternokostal implant tasarımları incelenerek aynı hastaya ait yeni bir implant tasarımı yapılmış ve sonlu elemanlar analizi ile aynı göğüs kafesi modeli üzerinde aynı sınır şartları uygulanarak simülasyon sonuçları değerlendirilmiştir. Tez kapsamında yapılan bu çalışmalar bu bölümde sırasıyla anlatılmıştır.

### **7.1 Klinik Olay**

Sağlık Bilimleri Üniversitesi Gülhane Eğitim ve Araştırma Hastanesi Göğüs Cerrahisi bölümüne yatan göğüs duvarında defekti olan 50 yaşındaki hastanın tümörlü bölgesi, sternumu ve sternokostal eklemleri kapsayacak şekilde Hakan Işık ve ekibi [45] tarafından cerrahi olarak çıkarılmıştır. Göğüs kemiğinin çıkarılması sonucunda hastanın solunum fonksiyonlarının stabilizasyonu için hastanın anatomisine uygun sternokostal implant gereksinimi doğmuştur. BT görüntüsü alınan hastanın Gülhane yerleşkesinde bulunan METÜM tarafından hastaya uygun sternokostal implant tasarımı yapılmıştır.

### **7.2 Hasta Görüntüsünün Elde Edilmesi**

Hastanın tümörlü bölgesine ait BT çekimi yapılmıştır. Resim 7.1’de hastanın göğüs kafesinde bulunan tümör ok işareti ile gösterilmiştir.



Resim 7.1: Hastanın aksiyel düzlemde BT görüntüsü [45].

### 7.3 Segmentasyon

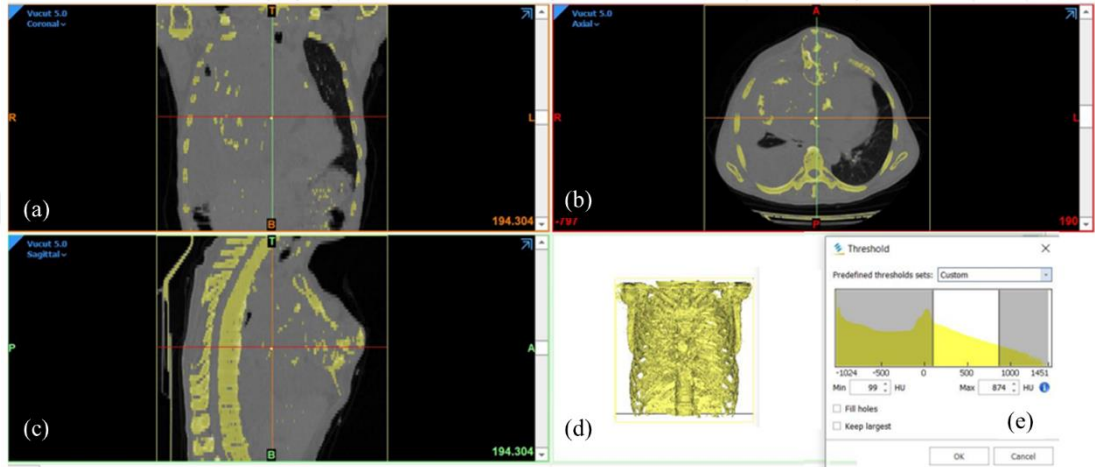
*Segmentasyon*, piksellerin gri seviye değerlerindeki benzerlik veya farklılıklara dayalı olarak bir görüntünün bölütlenmesi anlamına gelir. Bu aşamada DICOM formatında olan BT verileri 3-B görüntüleme yazılımı (METÜM’de kullanılan Materialise MIMICS yazılımı) aracılığıyla görüntülenir ve belirli eşik (treshold) değerleri verilerek bölütlenir ve ilgili bölgeye ait anatomik model çıkartılır.

Eşik oluşturma, nesneyi tanımlayabilecek bir dizi piksel gri değerlerinin seçilmesi ile gerçekleşir. Hastanın BT görüntüsündeki yumuşak dokusu, kemik dokusu ya da organların ayrımı, eşik değerinin ayarlanması ile sağlanır. Uygun eşik değeri seçildikten sonra yazılımın 3-B hesaplaması ile ilk anatomik model oluşturulur. Genelde kemik dokusunu seçmek için 255 HU (Hounsfield) iyi bir değerdir ancak kişinin kemik dokusunun yoğunluğu değişkenlik gösterdiği gibi çalışılacak bölgenin kıkırdaktan oluşması, tümörlü dokuya sahip olması ya da süngerimsi, sert kemik olması gibi sebeplerle en iyi piksel görüntüyü sağlayan değer değişkenlik gösterebilmektedir.

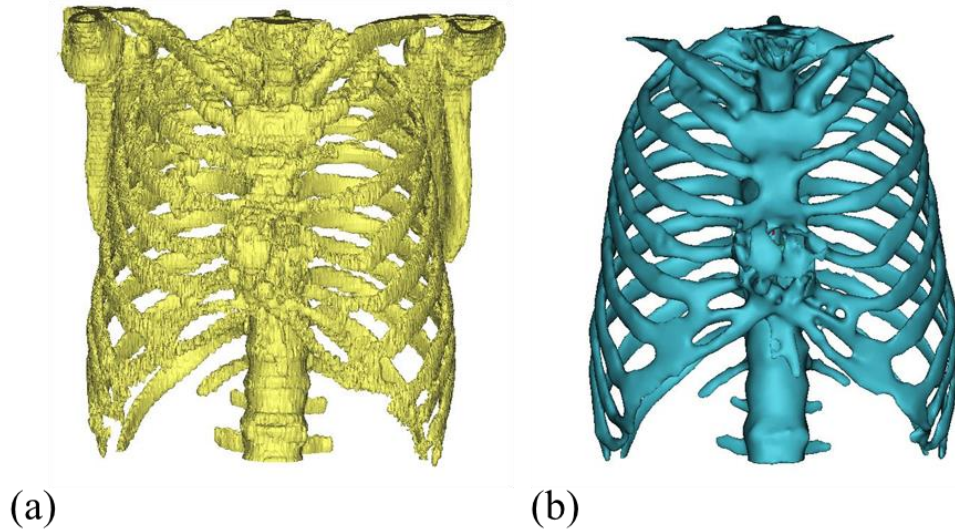
Tez kapsamında METÜM’den alınan hastaya ait BT görüntülerinin segmentasyonu, Materialise MIMICS yazılımında gerçekleştirilmiştir (Şekil 7.1). Eşik değeri 99-874 HU aralığında seçilmiş ve ilk 3-B göğüs kafesi modeli elde edilmiştir (Şekil 7.2 (a)). İlk hesaplamada her zaman iyi bir görüntüde modeli elde edilemeyebilir. Görüntüde gereksiz pikseller mevcuttur. Bu pikselleri ayıklamak için modelin yazılımdaki araçlarını kullanmak gerekmektedir. Bu yüzden yazılımdaki maskeleyme işlemleri

eklenerek ya da çıkartılarak istenilen görüntü elde edilinceye kadar model üzerinde çalışılmıştır. Çalışmalar sonucunda model, istenilen son görüntüye kavuşunca STL dosya formatında kaydedilmiştir (Şekil 7.2 (b)).

Şekil 7.1’de hastaya ait BT görüntüleri ( (a) koronal, (b) sagittal ve (c) aksiyel düzlemde) siyah arka plan üzerinde gösterilmiştir. Eşik değerinin belirlenmesine yönelik ekran Şekil 7.1 (e) üzerinde gösterilmiştir. Eşik değeri sonucu oluşturulan ilk göğüs kafesi modeli Şekil 7.1 (d) üzerinde gösterilmiştir.



Şekil 7.1: Hastaya ait BT görüntülerinin segmentasyonu. BT görüntülerinin (a) koronal, (b) sagittal ve (c) aksiyel düzlemlerde gösterimi. (d) Göğüs kafesi modeli (e) Eşik değeri penceresinin gösterimi.

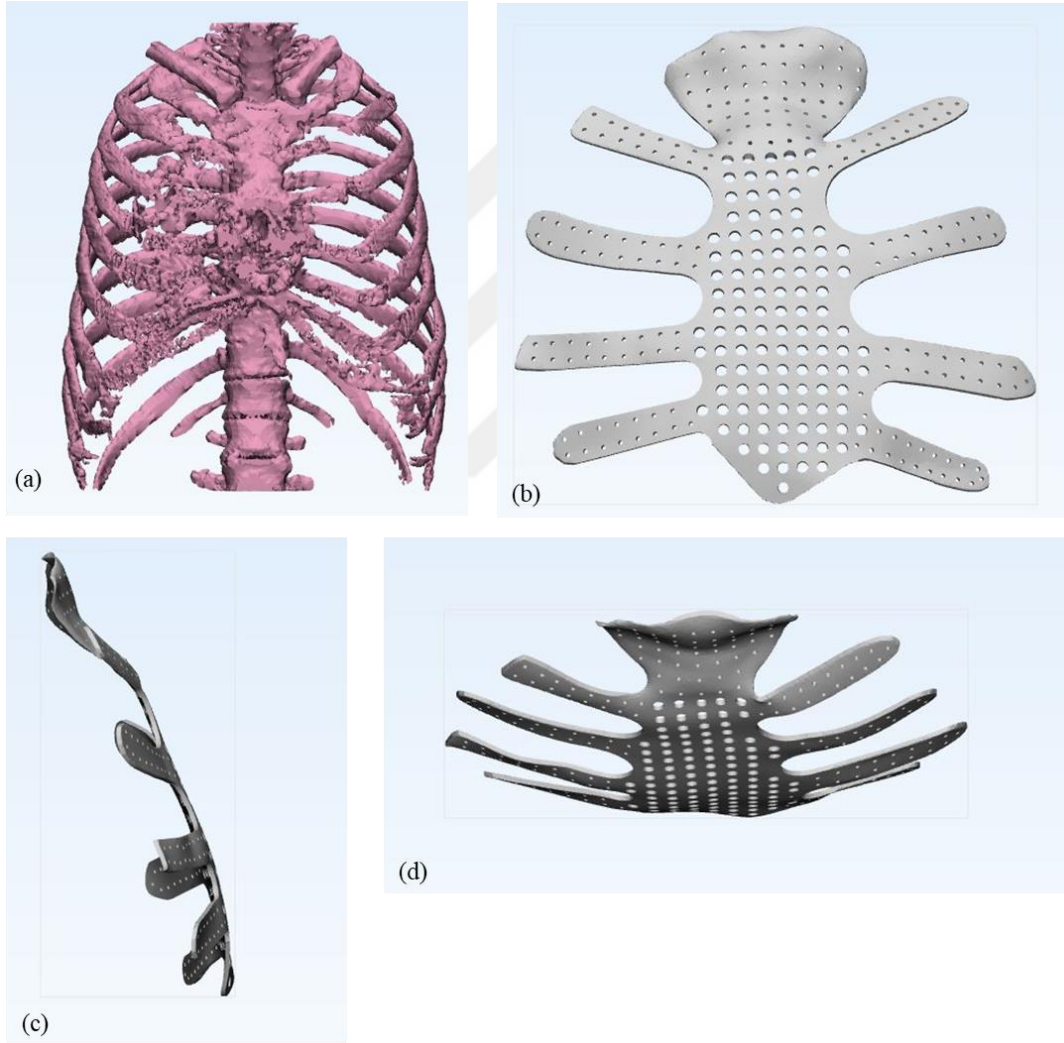


Şekil 7.2: STL formatında hastaya ait göğüs kafesi modelleri (a) Hesaplama sonucu ilk model (b) Maskeleme sonucu üzerinde çalışılan ve son aşamadaki model.

## 7.4 İmplant Tasarımı

Hastaya ait BT görüntülerinden segmentasyon ile elde edilen anatomik modelin üzerinde 3-B medikal tasarım programı aracılığıyla implantın tasarımı gerçekleştirilir.

METÜM'de Materialise MIMICS programında oluşturulan hastaya ait göğüs kafesi modeli (Şekil 7.3 (a)). STL formatında alındıktan sonra Materialise 3-Matic programında model üzerinde uzman mühendisler tarafından implant tasarımı (Şekil 7.3 (b)) gerçekleştirilmiştir. Bu kapsamda ideal olarak izlenen aşamalar alt başlıklarda detaylandırılmıştır.

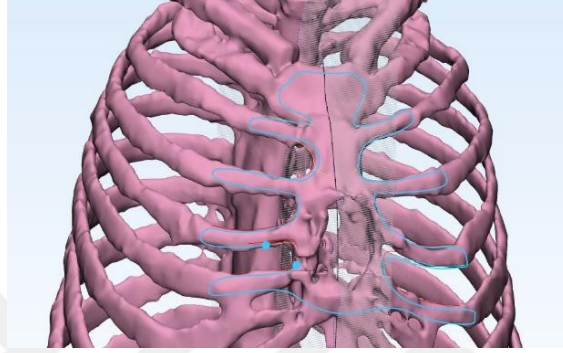


Şekil 7.3: (a) METÜM tarafından oluşturulan göğüs kafesi modeli (b) tasarlanan implantın koronal düzlemde görünümü (c) sagittal düzlemde görünümü (d) transvers düzlemde görünümü [METÜM].



#### 7.4.1 İmplant sınırlarının belirlenmesi

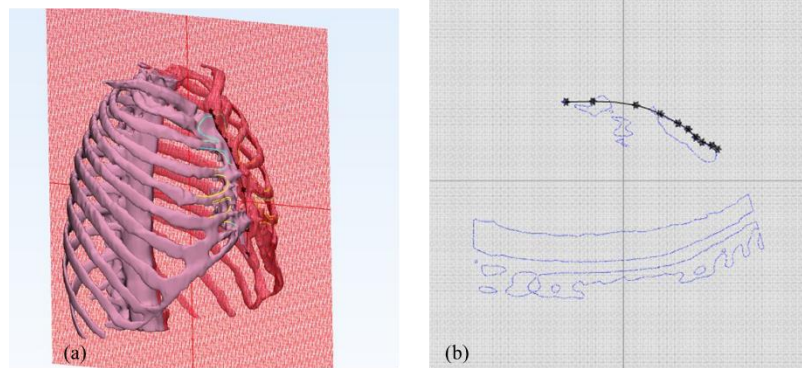
İmplant tasarlanmadan önce cerraha ameliyat planlamasını sorarak hastanın ameliyat sırasında hangi kemikleri ve hangi sınırlar çerçevesinde çıkartmayı planladığı sorulmalıdır. Cerrahın yönlendirmesi ile çıkarılması planlanan tümörlü bölge ve etrafındaki kemik dokusu yazılım programı ile işaretlenmeli modele uygun çıkarılan bölgenin yerini dolduracak implantın sınırları çizilmelidir. Şekil 7.4 üzerinde implantın sınırlarının çizimi gösterilmiştir.



Şekil 7.4: İmplant için sınırların çizilmesi.

#### 7.4.2 Kesit düzlemin ve kontür çizgisinin oluşturulması

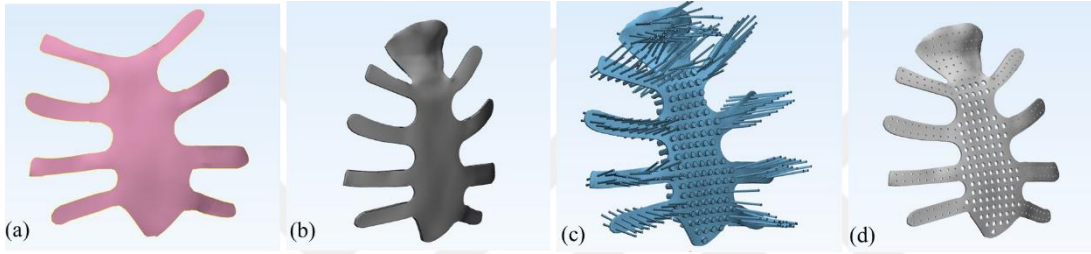
Sınırlar tanımlandıktan sonra, implant bölgesinde sagittal düzlemde göğüs modeline dik kesit (sketch) oluşturulur (Şekil 7.5 (a)) ve bu düzlemde sternumun anatomik çizgisi takip edilerek rehber çizgisi yani kontür eğrisi oluşturulur (Şekil 7.5 (b)). Oluşturulan sagittal düzlem Şekil 7.5 (a) üzerinde kırmızı renkte gösterilmiştir. Sagittal düzlem kesiti ve bu düzlemde sternumun anatomik çizgisinin takip edilerek rehber eğrinin oluşturulması Şekil 7.5 (b) üzerinde siyah renkte gösterilmiştir. Tasarım araçları ile implant sınırları ve rehber çizgisi takip edilerek implanta ait ilk düzlem 2-B olarak oluşturulur (Şekil 7.6 (a)).



Şekil 7.5: (a) Kesik düzlem ve (b) kontür çizgisi gösterimi.

### 7.4.3 İmplantın boyutlandırılması ve deliklerin açılması

Daha sonra implanta kalınlık verilir, böylelikle üçüncü boyut verilmiş olur (Şekil 7.6 (b)). Bu implant için 1.80 mm kalınlık seçilmiştir. İmplantın hafifletilmesi ve implanta doku tutulumunun sağlanabilmesi ve ameliyat sırasında implantı kaburgaya tuturabilmek için iğnenin ve vidaların geçebileceği delikler açılır. Açılan deliklerin büyüklüğü ve implantın kalınlığı cerrah ile yapılan çalışmalar sonucunda belirlenir. Silindir şeklinde şekiller oluşturularak yazılımın “Boolean Subtraction” aracı ile silindirlerin (Şekil 7.6 (c)) implanta değen yüzeylerinin çıkarılmasıyla implanta delikler açılır ve implant son şeklini alır (Şekil 7.6 (d)). Şekil 7.6’deki görseller METÜM tarafından yapılan çalışmadan alınmıştır.



Şekil 7.6: (a) İmplantın ait ilk düzlemin oluşturulması (b) Düzleme kalınlığının verilmesi (c) Silindirlerin oluşturulması (d) İmplantın tasarımdaki son hali [METÜM].

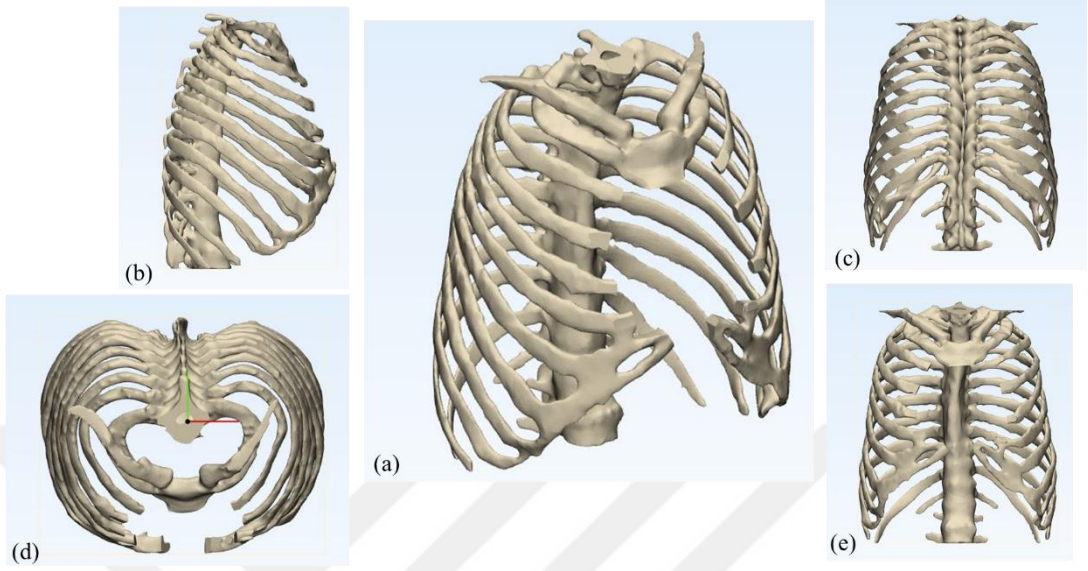
Tasarlanmış olan implantın eni 177,57 mm; boyu 162,24 mm; genişliği 70,35 mm; hacmi  $23.232,4 \text{ mm}^3$  ve Ti-6Al-4v malzemesi için ağırlığı 102,22 gr olarak program üzerinden ölçülmüştür.

### 7.4.4 Anatomik modelin sonlu elemanlar analizine hazırlanması

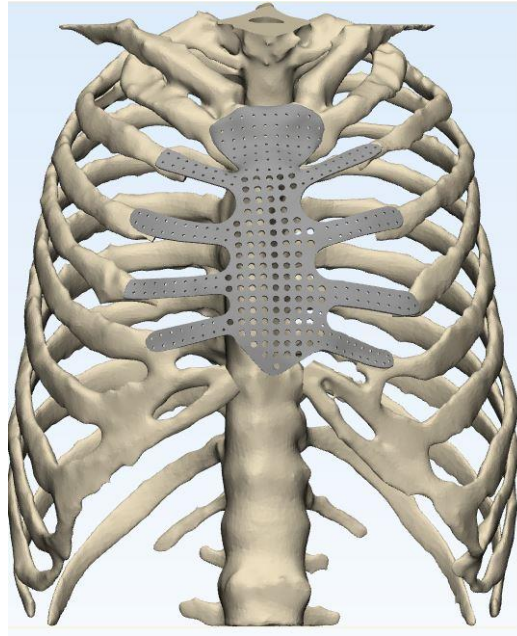
İmplantın sonlu elemanlar analizi ile incelenmesi için implantın göğüs kafesi modelindeki temas noktalarında eksik piksellerinin olmaması gerekmektedir. Sternokostal bölgedeki kemiklerin kırık dokuya yakın olması sebebiyle BT’den aktarılan verilerde eksik pikseller oluşmuş ve Şekil 7.3 (a)’daki eksik görüntü elde edilmiştir. Tez kapsamındaki ilk çalışmalardan bir tanesi DICOM formatında alınan hastaya ait BT görüntülerinin Materialise MIMICS programında görüntülenerek göğüs kafesi modelinin baştan çalışılmasıdır. Bu çalışma ile göğüs kafesi modeli baştan oluşturulmuş ve eksik pikseller düzeltilmiştir (Şekil 7.2 (b)).

Tez kapsamında Materialise 3-matic programında göğüs kafesi modelinde yer alan tümörlü bölge çıkarılmış (3-matic de çalışılan göğüs kafesi modelinin 4 açıdan

görüntüsü Şekil 7.7’de gösterilmiştir) ve METÜM tarafından tasarlanan implantın, model üzerindeki kaburgalara programın çeşitli araçları kullanılarak oturtulması sağlanmıştır (Şekil 7.8).



Şekil 7.7: (a) Materialise 3-matic de çalışılan göğüs kafesi modelinin program üzerinde tümörlü bölge çıkarılmış görüntüsü (b) sagittal düzlemde görüntüsü (c) frontal düzlemde görüntüsü (posterior bakış) (d) transvers düzlemde görüntüsü (e) frontal düzlemde görüntüsü (anterior bakış).



Şekil 7.8: Göğüs kafesi modeli ve üzerine yerleştirilen METÜM tarafından tasarlanan implant.



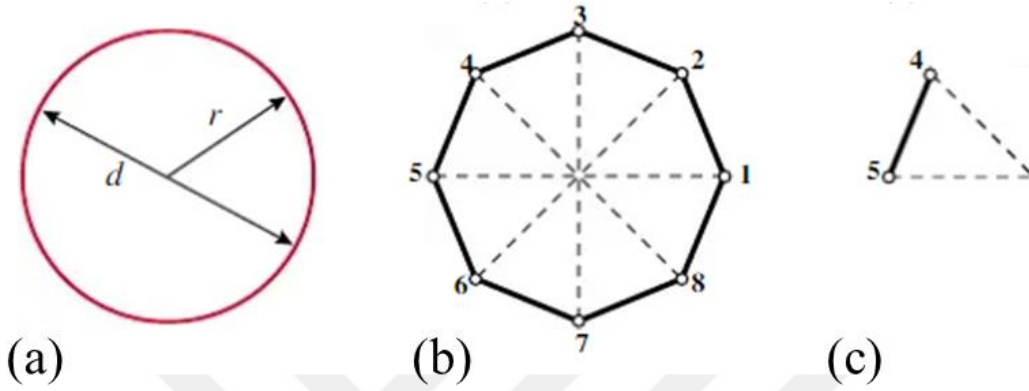
## 8. TASARLANAN STERNOKOSTAL İMPLANTIN SONLU ELEMANLAR ANALİZİ İLE İNCELENMESİ

Tez kapsamında METÜM tarafından tasarlanan implantın sonlu elemanlar analizi ile değerlendirilmesi ele alınmıştır. Belirlenen sınır şartları altında implantın CPR kuvveti karşısındaki davranışı incelenmiştir. Sonlu elemanlar analizine başlamadan önce hastaya ait göğüs kafesi modeli oluşturulmuş ve implantın bu modele kaburgalar ile teması Materialise 3-matic programındaki araçlar kullanılarak sağlanmıştır. Model ve implant Şekil 7.8'deki haliyle sonlu elemanlar analizine hazır hale getirilmiştir.

### 8.1 Sonlu Elemanlar Analizi

Sonlu elemanlar analizi yöntemi karmaşık geometrik yapılar içeren mühendislik problemlerinin bilgisayar ortamında çözümünde kullanılan bir yöntemdir. Sonlu elemanlar analizi yöntemi "parçadan bütüne gitme" genel prensibine dayanır. Bu yöntemde temel prensip her cismin belli sayıda küçük parçalara bölünmesi ve bunların birbiriyle temas eden köşelerinde noktalar oluşturulmasıyla başlar. Geometrik cismin (örneğin, kafatası kemiği) analizinin çözümünde kullanılacak formülün elde edilmesi güç olduğu için cisim, hesaplanması daha kolay olabilecek küçük geometrik birimlere bölünerek (örneğin, çubuk, üçgen, dörtgen, dörtgenler prizması ve piramit) hesaplamalar gerçekleştirilir. Bu geometrik birimlere "eleman" (Şekil 8.1 (c)) (element), elemanlara bölünmüş geometrik cisme "matematiksel model" (Şekil 8.1 (a))'da çember örneği gösterilmiştir) ve bu elemanları birleştiren köşe noktalarına "düğüm" (node) (Şekil 8.1 (b)) adı verilir. Matematiksel modeli oluşturan elemanların birbirlerine değdikleri yüzeylerde düğüm noktaları oluşturulur [8]. Eleman sayısının artması kuvvet dağılımının daha duyarlı ölçülebilmesini sağlayamasına rağmen hesaplama maliyetini arttırmaktadır. Bu amaçla geometri için uygun eleman sayısı belirlemek önemlidir. Elle çözülemeyen karmaşık problemlerin çözümü için analiz programları kullanılır. Nastran, ANSYS, Abaqus sonlu elemanlar analizi yapılabilen programlardan bazılarıdır. Geometrik şekile ait tüm elemanların materyal özellikleri analiz programına tanıtılır ve problemler çözülürken materyal özelliklerini belirleyen *poission oranı*, *elastik modülü*, *yoğunluğu* gibi değerler bilgisayar tarafından hesaba

katılır. Oluşturulan matematiksel modelde, düğüm noktalarına dışarıdan uygulanacak etkenler ve sınır şartlarının uygulanmasıyla meydana gelen kuvvet durumları için matrisler oluşturulmaktadır. Bu matrisler program yardımıyla çözülmektedir. Bu kuvvetler karşısında her bir elemanın ve elemanlardan oluşan modelin tamamının yer değiştirme (deformation), gerinim (strain) ve gerilme (stress) değerlerine bakılarak modelin davranışı yorumlanır.



Şekil 8.1: (a) Matematiksel model olarak çember gösterimi (b) Çemberin üçgen şeklinde sonlu küçük birimlere bölünmesi ve her üçgenin temas noktalarının düğüm noktası olarak numaralandırılması (c) Her üçgenin bir eleman olarak gösterilmesi [34].

Sonlu elemanlar analizi ile ilgili tez kapsamında kullanılacak kavramlar aşağıda kısaca özetlenmiştir.

### 8.1.1 Kuvvet

Cisimlerin hareket durumlarını ve/veya şekillerini değiştirebilen etkiye kuvvet denir. Kuvvet vektörel bir büyüklük olup, doğrultu, yön ve şiddet gibi vektörel özelliklere sahiptir [50].

### 8.1.2 Gerilme (stres)

Belirli bir kuvvetin bir cisme uygulanmasıyla o cisim içerisinde, uygulanan bu kuvvete karşı oluşan tepki olarak tanımlanmaktadır. Birim alana düşen kuvvet gerilme olarak bilinmektedir ve kuvvet / alan hesaplaması ile elde edilmekte olup birimi ise N/m<sup>2</sup> 'dir.  $\sigma$  (sigma) ile ifade edilir [50]. Formülasyonu şu şekildedir;

$$\sigma = \frac{\text{kuvvet}}{\text{alan}} \quad (8.1)$$

### 8.1.3 Gerinim (strain)

Gerinim, bir cisme belirli bir kuvvet uygulandığında o yapı içerisinde kuvvet karşısında oluşan boyutsal şekil değişimidir. Uzunluktaki değişimin ilk uzunluğa oranıdır, birimsiz bir niceliktir [50]. Gerinim denklemi şu şekilde tanımlanmaktadır;

$$\text{Gerinim} = \frac{\text{uzunluktaki değişim}}{\text{ilk uzunluk}} \quad (8.2)$$

### 8.1.4 Elastik modülü

Bir ekseninde meydana gelen birim gerilme ile o eksenindeki gerinim ilişkilendiren katsayıdır. Bir başka ifade ile bir kuvvete maruz kalan cismin moleküllerindeki çekim kuvvetinin, bizim uzamaya karşı gösterdiği dirençtir. Bu değer malzemeye göre farklılık gösterir. Deformasyona karşı direnci yüksek olan sert malzemelerde esneklik katsayısı yüksektir [50].

### 8.1.5 Poisson oranı

Cisimlerdeki enine kısılmanın boyuna uzamaya oranıdır. Başka bir deyişle aksenal ve yanal gerinimlerin mutlak değerlerinin oranı olarak ifade edilmektedir. Poisson oranı  $\nu$  işareti ile gösterilir. Poisson oranı şu şekilde tanımlanmaktadır:

$$\nu = - \frac{\text{Kuvvet doğrultusundaki gerinim}}{\text{Kuvvete dik doğrultudaki gerinim}} \quad (8.3)$$

Bu değer 0 ile 0.5 arasında değişir [50].

### 8.1.6 Hooke kanunu

Malzemelerin yük altındaki şekil değişimlerini, elastik ve plastik olarak iki başlık altında ele alınmaktadır. Bir cisme kuvvet uygulanması sonucu meydana gelen şekil değiştirme, kuvvetin kalkması ile ortadan kalkıyorsa bu tipteki şekil değiştirmeye elastik şekil değiştirme (elastik deformasyon) denir. Eğer kuvvet ortadan kalktığında bir miktar şekil değişimi cisimde kalıyorsa buna plastik şekil değiştirme (plastik deformasyon) denir. Plastik şekil değiştirmede ise şekil değiştirme kalıcıdır. Malzemenin plastik şekil değiştirmeye başladığı gerilme değerine “akma dayanımı” adı verilir. Elastik cisimler için belirli yük sınırları dahilinde gerilme-şekil değiştirme ilişkisini kabul eden kanun Hooke kanunu olarak adlandırılmaktadır [50].

### **8.1.7 Güvenlik faktörü**

Analizlerde malzeme özelliği, başarısızlık analizi, güvenilirlik gibi katsayılar ile tasarımlar gerçekleştirilir. Matematiksel hesaplamalar bu faktörlerin minimum değerlerini hesaplamaktadır. Aynı zamanda tasarımdan üretime geçerken üretim hataları, ön görülemeyen dinamik yükler, sıcaklık değişimleri, tasarımınızın güvenilirliği gibi etkenler mevcut olabilmektedir. Bu gibi sebeplerle hesaplama sonuçları 1,5 - 2 gibi bir sayı ile çarpılarak nihai sonuç belirlenen güvenlik sınırlarının altında kalıp kalmadığına bakılır. Bu sayı değeri güvenlik katsayısı olarak tasarımcı tarafından belirlenir. Tezdeki analizlerde güvenlik faktörü 2 olarak belirlenmiştir.

### **8.1.8 Tekillik (singularity)**
















Sonlu elemanlar yönteminde belirli bölgelerdeki çözümler sonsuz bir değere yöneldiği noktaları içerebilir. Bu durumlarda, gerilim değeri yüksek olup tek bir eleman üzerinde tekillik oluşmaktadır. Tekillik olduğu bu noktada mesh boyutunu her küçülttüğümüzde gerilme artmaya devam etmektedir. Teorik olarak, tekillikteki stres sonsuzdur. Gerilme tekilliklerinin meydana geldiği tipik durumlar; keskin köşeler, temas eden cisimlerin köşeleri, noktasal sabitlemeler ve noktasal yüklerdir.

### **8.1.9 Meshleme (ağ örgüsü)**

Ağ örgüsü, modellenen matematiksel geometrinin problemin ana denkleminin çözümüne ulaşmak için daha küçük parçalara ya da elemanlara bölerek çözüme ulaşmasını sağlar. Bu sayede elemanların birleşim noktalarındaki düğümlerden matrisler oluşturulabilir ve problemin hesaplamaları yapılabilir. Doğru eleman seçimi, eleman tipi, şekli ve sayısı analiz sonuçlarının hassasiyetini etkilemektedir. 1-B, 2-B, 3-B geometrilere göre farklı eleman tipleri vardır. Ağ örgüsünde kullanılan eleman tipleri Şekil 8.2'de gösterilmiştir.

Kübik eleman ANSYS yazılımında kullanılmamaktadır. Eleman dereceleri arttıkça hesaplama süreleri uzamaktadır ancak 1.derecenin problemi doğru temsil edemediği noktalarda 2.dereceden veya 3. dereceden elemanlara ihtiyaç duyulmaktadır. Dereceler arttıkça geometrinin şekli değişmez ancak düğüm noktalarının ortalarına 2.dereceden elemanlar için 1 nokta, 3.dereceden elemanlar için 2 nokta eklenir ve interpolasyon fonksiyonlarının dereceleri artmaktadır [37].



		Geometrik gösterimi		
Eleman boyutu	Eleman Tipi	Linear (1.dereceden eleman)	Quadratic (2.dereceden eleman)	Cubic (3.dereceden eleman)
1-B	line			
2-B	triangular			
	quadrilateral			
3-B	tetrahedron			
	hexahedron			

Şekil 8.2: Sonlu elemanlar çeşitleri [37].

### 8.1.10 Mesh yakınsaması

Mesh yapısına dayalı hatalar, simülasyonun başarısız olmasına neden olabilir. Diğer bir deyişle çözümün doğruluğu meshin yapısına bağlıdır. Doğru çözümler üretmek ve güvenilir sonuçlar elde etmek için, eleman türü, eleman sayısı ve hesaplama süresine dikkat edilmelidir. Bu optimizasyon mesh yakınsaması ile yapılabilmektedir. Mesh yakınsamasında elemanların boyutu değiştirilerek analiz sonuçlarının değişmediği durumu görene kadar elemanlar küçültülmekte ve son eleman boyutuna karar verilmektedir. Eleman boyutu küçüldükçe sonuçlar belirli bir değere doğru yaklaşmaya başlar. İki ardışık eleman arasındaki elde edilen değer leman boyutu küçüldükçe sonuçlar belirli bir değere yakınsamaya başlar. Ardışık iki eleman meshlemesinden elde edilen sonuçlar birbiri ile karşılaştırılır aralarındaki yüzde hatası bulunur. Sonuçlar daha önceden belirlenen bir yüzde hata değerinin altında kaldığında o eleman sayısı ve elde edilen sonuçlar kabul edilir.

Tez kapsamında

$$100 * |(\sigma_{i-1} - \sigma_i)| / \sigma_{i-1} < 2 \quad [37, 51] \quad (8.4)$$

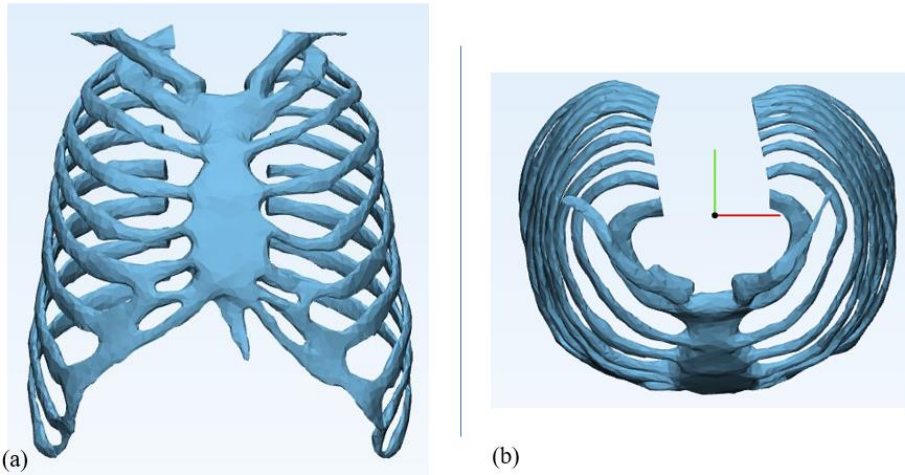
formülü kullanılarak ardışık iki eleman değeri belirlenen meshleme sonucunda elde edilen yüzde hata değerleri hesaplanmıştır. Yüksek eleman değerinden başlanarak düşüğe doğru sonuçlara bakıldığında hatanın %2'nin altında kaldığı ilk eleman değeri sonuç olarak kabul edilmiştir.

## 8.2 Sternokostal İmplantın Sonlu Elemanlar Analizi ile İncelenmesi

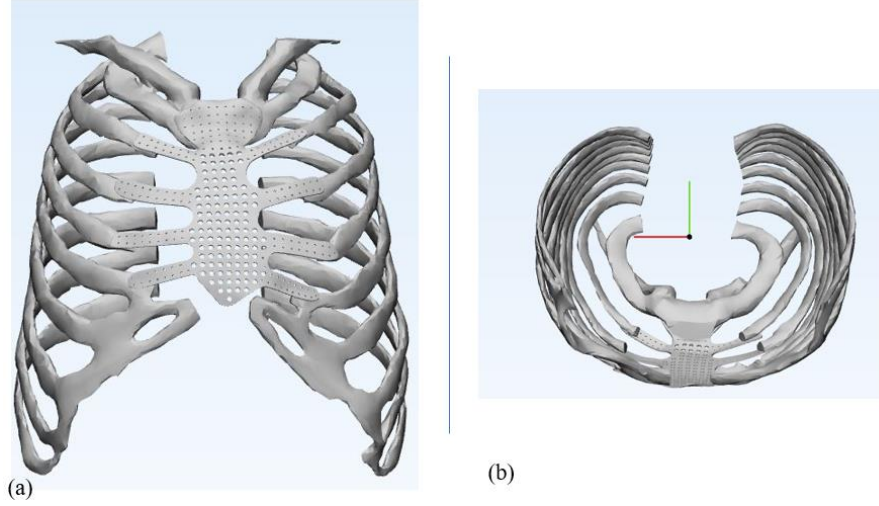
Tez kapsamında iki farklı geometrik model sonlu elemanlar analizi ile incelenmiştir.

1. Göğüs kafesi modeli (Şekil 8.3)
2. İmplant ile göğüs kafesinin beraber olduğu model (Şekil 8.4)

Her iki model Materialise 3-matic programında oluşturulmuş ve bu programda 'remesh' aracı kullanılarak meshli bir şekilde STL dosya formatı türünde kaydedilmiş ve analiz programına aktarılmıştır. Oluşturulan modeller Şekil 8.3 ve Şekil 8.4 üzerinde gösterilmiştir. Göğüs kafesi modelinin omurga bölümü analizlerde hesaplama süresini kısaltmak amacıyla tez kapsamına alınmamış ve değerlendirilmemiştir. Oluşturulan göğüs kafesi modeli tümörlü hastaya ait olduğu için tümörlü bölgesi çıkartılmış, orjinaline yakın olacak şekilde Materialise 3-matic programında model üzerinde onarımı yapılmış ve tam göğüs kafesi modeli olarak analizde kullanılmıştır. Analiz sonuçlarının değerlendirilmesi ve sonuçların karşılaştırılması bölümünde hastaya ait tam göğüs kafesi modeli ve implantlı göğüs kafesi modeli belirlenen kuvvete karşılık görülen stres değerleri, gerinimleri ve modeldeki yer değiştirmeleri karşılaştırılarak ele alınmıştır.



Şekil 8.3: Tümörü onarılmış omurgasız tam göğüs kafesi modeli (a) önden ve (b) üstten görünümü.



Şekil 8.4: İmplant ile omurgasız göğüs kafesinin beraber olduğu modelin (a) önden ve (b) üstten görünümü.

### 8.3 Malzeme ve Yöntem

#### 8.3.1 Yöntem

Tez kapsamında DICOM formatında hastaya ait BT görüntüler alınarak METÜM bünyesinde Materialise Innovation Suite adı altında bulunan 3-B medikal görüntüleme programı Materialise MIMICS yazılımı kullanılarak göğüs kafesi modeli oluşturulmuştur. Aynı yazılıma ait Materialise 3-matic programı kullanılarak göğüs kafesi modelinin üzerine METÜM tarafından tasarlanan implant entegre edilmiştir. Entegrasyon aşamasında göğüs kafesi modelinin tümörlü bölgesi çıkartılmış, implantın kaburgaya değen kısımlara teması sağlanmıştır. Ardından karşılaştırma amaçlı oluşturulan göğüs kafesi modelinin implantsız hali oluşturulmuş, tümörlü bölgede yer alan boşluklar ve fazlalıklar onarılarak sağlıklı haline yakın bir model oluşturulmuştur. Bu haliyle iki model (implantlı göğüs kafesi modeli ve implantsız göğüs kafesi modeli) sonlu elemanlar analizi için STL formatında kaydedilip ANSYS analiz programına aktarılmıştır.

Modeller, ANSYS Workbench'in içinde bulunan ve tasarım modülü olan Spaceclaim'e aktarılmıştır. Modellere malzeme tanımlaması yapılmış ve ANSYS Workbench'in içinde bulunan analizlerin yapıldığı Mechanical modülünde sınır şartları girilerek simülasyonlar gerçekleştirilmiştir. Her iki model için ayrı proje dosyaları açılıp analizler gerçekleştirilmiştir. Geometrik karşılaştırma için her iki projede girilen sınır şartları aynı olması sağlanmış her iki model için mesh yakınsama

çalışması yapılmıştır. Projelerdeki stres, gerinim ve yer değiştirme değerlerine bakılarak değerlendirme yapılmıştır.

Tez kapsamında literatür araştırmalarının sonucundan elde edilen veriler ile aynı hastaya ait göğüs kafesi modeli için farklı bir implant yaklaşımı yapılmış ve implant geometrisinde değişiklikler yapılmıştır. İmplantın geometrisindeki değişiklikler yine aynı 3-B tasarım programında yapılmıştır. Yeni tasarımı yapılan implant üzerinde, bir önceki implant tasarım programında kullanılan göğüs kafesi modeline entegrasyonu gerçekleştirdikten sonra ANSYS programına STL dosyaları aktratılarak aynı sınır şartları ve malzeme tanımlamaları ile simülasyonlar gerçekleştirilmiştir. Analiz sonuçları, elde edilen stres, gerinim ve yer değiştirme değerlerine bakılarak yorumlanmıştır. Bu başlık altında bahsedilen tüm adımlar bundan sonraki başlıklarda anlatılmıştır.

### 8.3.2 İmplant ve göğüs kafesi modeli malzemesinin tanımlanması

Sağlık Bilimleri Üniversitesi METÜM tarafından tasarlanan, Hakan Işık ve ekibi tarafından hastaya implante edilen sternokostal implantın malzemesi Ti-6Al-4v ELI Grade 23 olup açılımı titanyum 6-alüminyum 4-vanadyum olup  $\alpha+\beta$  fazlı titanyum alaşımıdır. Kimyasal olarak titanyum, alüminyum, vanadyum ve Çizelge 8.1'deki bileşenlerden oluşmuştur.

Çizelge 8.1: Ti-6Al-4v alaşımının kimyasal bileşenleri [55].

Table 1 – Nominal chemical compositions for Ti-6Al-4V (wt.%)								
Designation	Ti	Al	V	Fe	C	O	N	H
Grade 5	Bal.	6.0	4.0	<0.2	<0.25	<0.2	–	–
ELI (Extra Low Interstitial) Grade 23	Bal.	5.5–6.5	3.5–4.5	0.25 max.	0.08 max.	0.13 max.	0.05 max.	0.013 max.

Ti-6Al-4V alaşım malzemesi seçilirken, biyouyumluluğu, hafifliği ( $4,4 \text{ g/cm}^3$ 'lük bir yoğunluk)(Çizelge 8.2), mekanik özelliklerin dengesi ve ilgili korozyon direnci ve insan alerjik tepkisinin sonuçları göz önünde bulundurulmuştur. Ti-6Al-4V'nin mekaniksel özellikleri aşağıdaki Çizelge 8.2'deki gibidir.

Çizelge 8.2: Ti-6Al-4v'nin mekaniksel özellikleri [Url-13].

Properties	Metric
Tensile strength	860 MPa
Yield strength	790 MPa
Poisson's ratio	0.342
Elastic modulus	113.8 GPa
Shear modulus	44.0 GPa

Properties	Metric
Density	4.43 g/cm <sup>3</sup>
Melting point	1604 - 1660°C

Göğüs kafesi modelinin mekaniksel değerleri için literatürdeki kaynaklardan faydalanılmıştır [10, 49]. Göğüs kafesi modelinin malzemesi için tez kapsamında tek değer tanımlanmış olup sert kemik ve süngerimsi kemiğin elastik modülü değerleri şeklinde tanımlama yapılmamıştır.

ANSYS programında implantın malzemesi ve göğüs kafesi modeli tanımlanırken Çizelge 8.2 ve Çizelge 8.3'teki mekaniksel değerler dikkate alınmıştır (Şekil 8.5).

Çizelge 8.3: Kaburgalar ve Sternum için tanımlanan mekaniksel özellikler [10, 20, 35, 49].

Kaburgalar & Sternum	E (Mpa)	11500
	$\rho$ (kg/m <sup>3</sup> )	2000
	$\nu$	0.3
	Akma dayanımı (Mpa)	120-122

E = Elastik modülü,  $\nu$ : Poisson oranı,  $\rho$ : yoğunluk

Properties of Outline Row 4: Ti6Al4v				
	A	B	C	D E
1	Property	Value	Unit	
2	Material Field Variables	Table		
3	Isotropic Elasticity			
4	Derive from	Young's M...		
5	Young's Modulus	1.138E+05	MPa	
6	Poisson's Ratio	0.3		
7	Bulk Modulus	9.4833E+10	Pa	
8	Shear Modulus	4.3769E+10	Pa	

(a)

Properties of Outline Row 3: ribs			
	A	B	C
1	Property	Value	Unit
2	Density	2000	kg m <sup>-3</sup>
3	Isotropic Elasticity		
4	Derive from	Young's ...	
5	Young's Modulus	1.15E+10	Pa
6	Poisson's Ratio	0.3	
7	Bulk Modulus	9.5833E+09	Pa
8	Shear Modulus	4.4231E+09	Pa

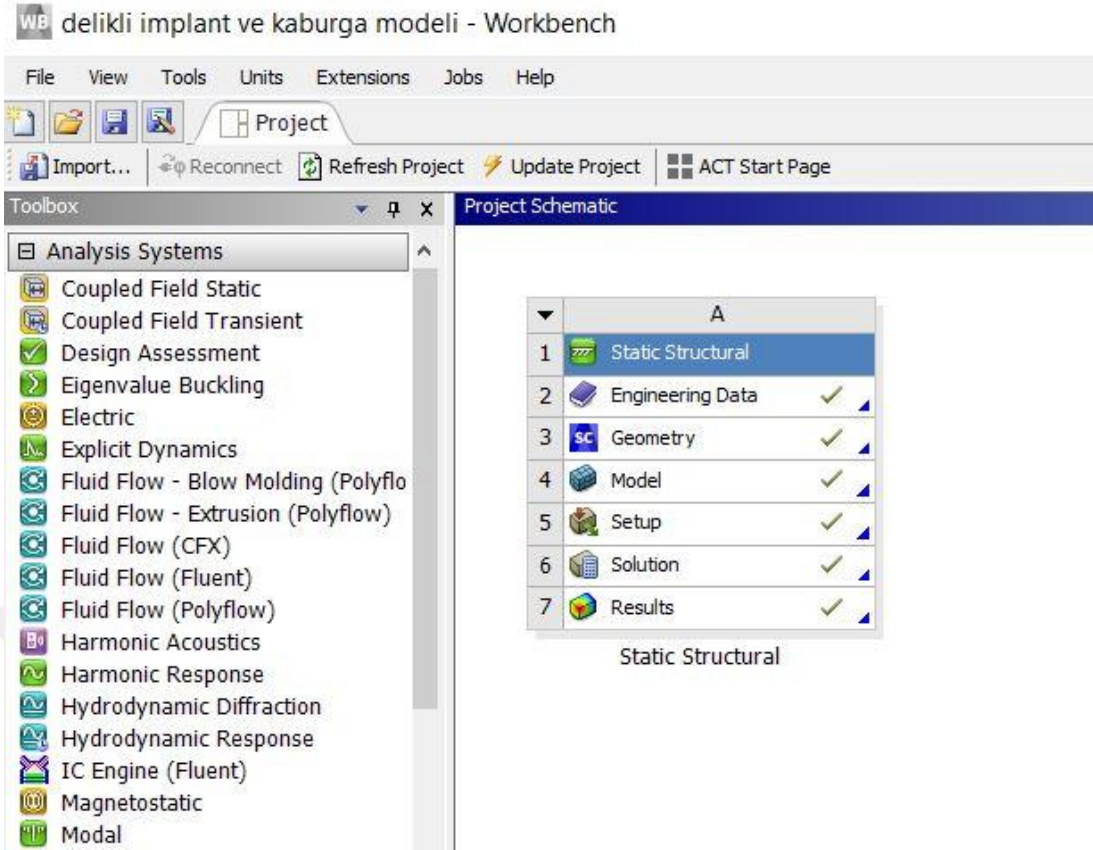
(b)

Şekil 8.5: ANSYS programında malzeme tanımlamaları (a) Ti6Al4v ve (b) kaburganın mekanik özellikleri

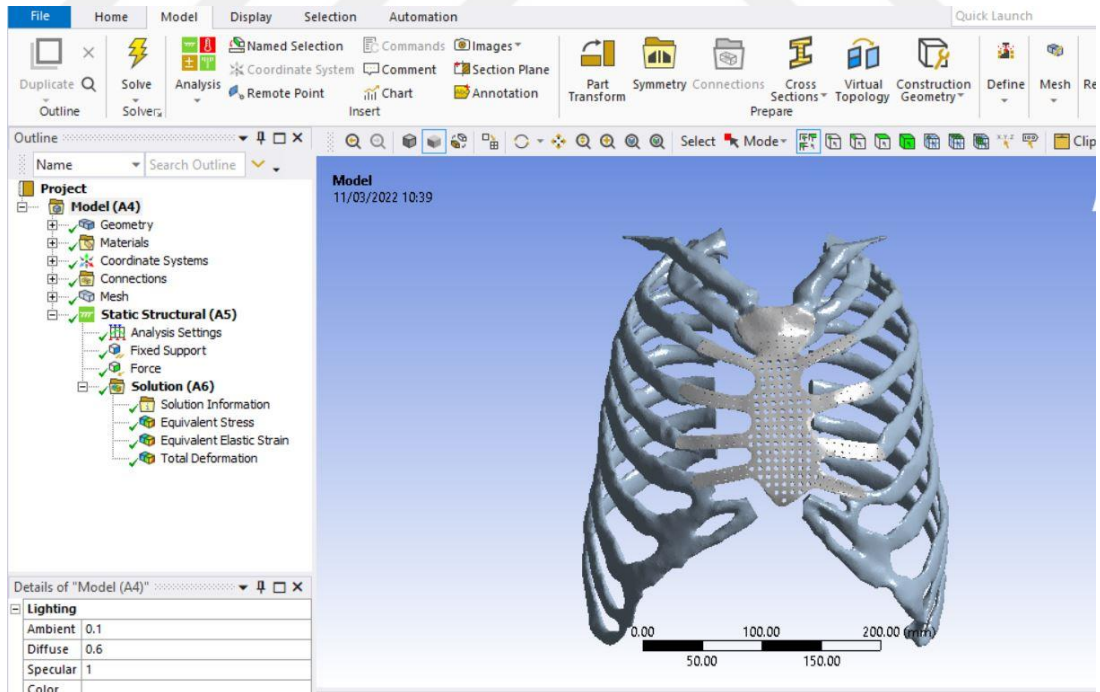
## 8.4 Geometrilerin Analiz Programına Aktarımı ve Analizdeki İşlem

### Basamakları

ANSYS’de her simülasyon için ayrı proje açılmış ve statik analizlerin yapıldığı “Static Structural” analiz aracı kullanılmıştır. Geometri tasarım programında oluşturulan modeller meshleme yapıldıktan sonra STL formatında kaydedilip ANSYS içinde bulunan geometri tasarım modülü olan Spaceclaim’e aktarılmıştır. Spaceclaim’de geometrilerin solid’e çevrilmesi dışında geometri üzerinde herhangi bir değişiklik yapılmamıştır. “Static Structural” (Şekil 8.6) içinde yer alan Engineering Data modülünde geometrilerin malzeme tanımlamaları yapılmış ve ‘Mechanical’ analiz modülünde (Şekil 8.7) bu malzemeler geometrilere tanımlanmıştır. Daha sonra geometrilerin kontakt tipleri ve sınır şartlarını belirleme aşamasına geçilmiştir.



Şekil 8.6: ANSYS Static Structural analiz sistemi arayüzünün görünümü.

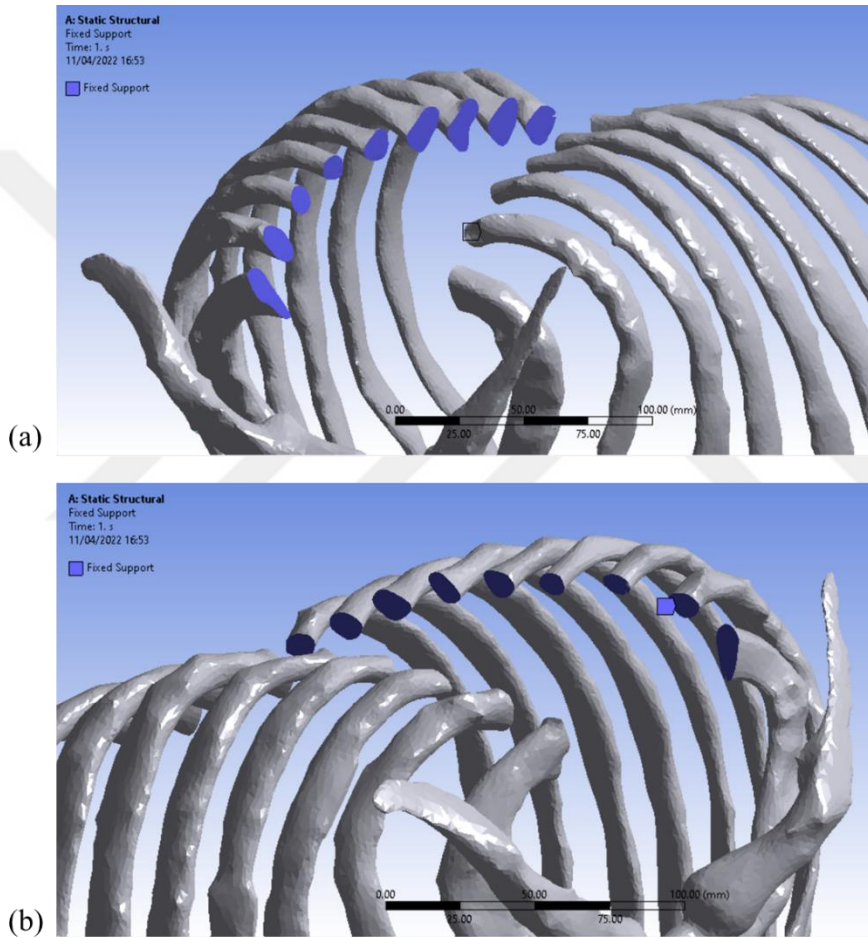


Şekil 8.7: İmplant ve göğüs kafesi modelinin “Mechanical” analiz modülünde görünümü.

## 8.5 Sınır Şartlarının Oluşturulması

### 8.5.1 Destek çeşidi

Tez kapsamında yapılan tüm simülasyonlarda göğüs kafesi modeli kesilen omurga yüzlerinden sabitlenmiştir. Sabitleme için Fix Support destek çeşidi kullanılmıştır. Fix support desteğinde uygulanan yüzeyler sabitlenerek serbestlik derecesine izin vermemektedir. Şekil 8.8’de göğüs kafesi modelinde sabitlenen yüzeyler mavi renkte gösterilmiştir.



Şekil 8.8: Göğüs kafesi modelinin fix support ile sabitlenmesi (a) sağ kaburgalarının (b) sol kaburgaların sabitleme yüzeyleri mavi ile gösterilmiştir.

### 8.5.2 Yük çeşidi

Göğüs kafesine etki edebilecek olası yük senaryoları:

1. Solunum sırasında sternuma ve kaburgalara binen statik yükler,



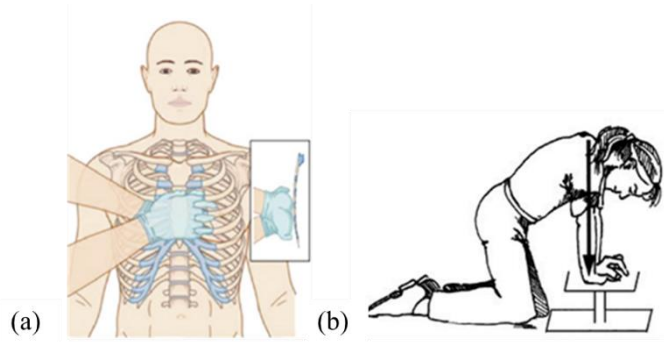
2. Olası bir kalp krizi anında göğüse uygulanacak CPR kuvvetiyle sternuma ve kaburgalara binebilecek yükler,
3. Kaza anında göğüse alınan darbe sonucunda sternuma ve kaburgalara binebilecek yüklerdir.

Bu tez kapsamında hastanın implantasyonundan sonra olası bir kalp krizinde CPR uygulanması durumunda implanta ve kaburgalara binen stres ve buna bağlı değişim değerleri analiz edilmeye çalışılmıştır. Literatürde göğüse uygulanan CPR kuvvetinin sternuma ne kadarlık bir yük bindirdiğine dair simülasyonlar bulunmaktadır [10, 19, 83]. Amerikan Kalp Derneği CPR yönergesine [21] göre ellerin konumu xiphoid processin hemen yukarisına (Şekil 8.9 (a)) ellerin yerleştirilmesinden itibaren sternum üzerine baskı uygulanması gerektiği yönündedir. CPR sırasında ellerin konumu üzerine çalışma yapan Baubin ve arkadaşları [10] 12 anesteziistin, entegre bir kuvvet sensörlü mat ile kaplanmış düz bir yüzey üzerinde göğüs kompresyonları simülasyonu gerçekleştirmiştir (Şekil 8.9 (b)). Elde ettikleri sonuca göre ortalamada ellerin sternum üzerinde eni 2.2 cm, boyu 9.2 elips şeklinde bir alana etki ettiği ortaya çıkmıştır. Literatürdeki araştırmalar sonucunda CPR sırasında sternuma en az 250 N'luk statik yük uygulandığı ortaya çıkmıştır [19, 83].

Herhangi bir sternokostal implantasyon vakası ile beraber gerek CPR gerekse hastanın implantasyondan sonra solunum sırasında implanta binen statik yüklerin araştırılması konusunda literatürde herhangi bir araştırmaya rastlanmamıştır. Bu konuda bu tezden elde edilen veriler deneysel anlamda elde edilen ilk veriler olacaktır. Ancak literatürde sadece göğüs kafesi modeli üzerinde simülasyonlara rastlanmıştır:

- Ladjal ve arkadaşları BT görüntüsünden göğüs kafesi modeli çıkartıldıktan sonra sadece göğüs kafesi modelinin analiz programında solunum biyomekaniklerinin araştırılması kapsamında simülasyonlar gerçekleşmiştir [53].
- Olası bir kaza anında göğüs kafesine binen yüklerin simülasyonunu araştıran yayınlar vardır [20, 35, 46, 68].
- Göğüs kafesi modellerine CPR kuvvetinin binmesi ile sternum ve kaburgalarda oluşan stres değerlerinin araştırılması konusu literatürde rastlanmıştır [49].

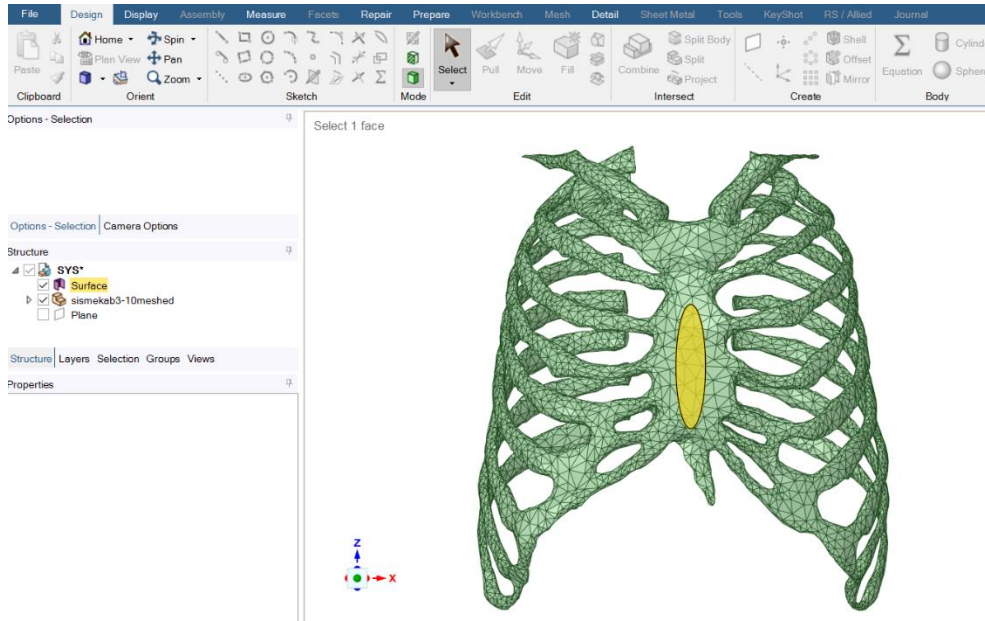
Ancak bu araştırmalarda implant dahil edilmemiştir.



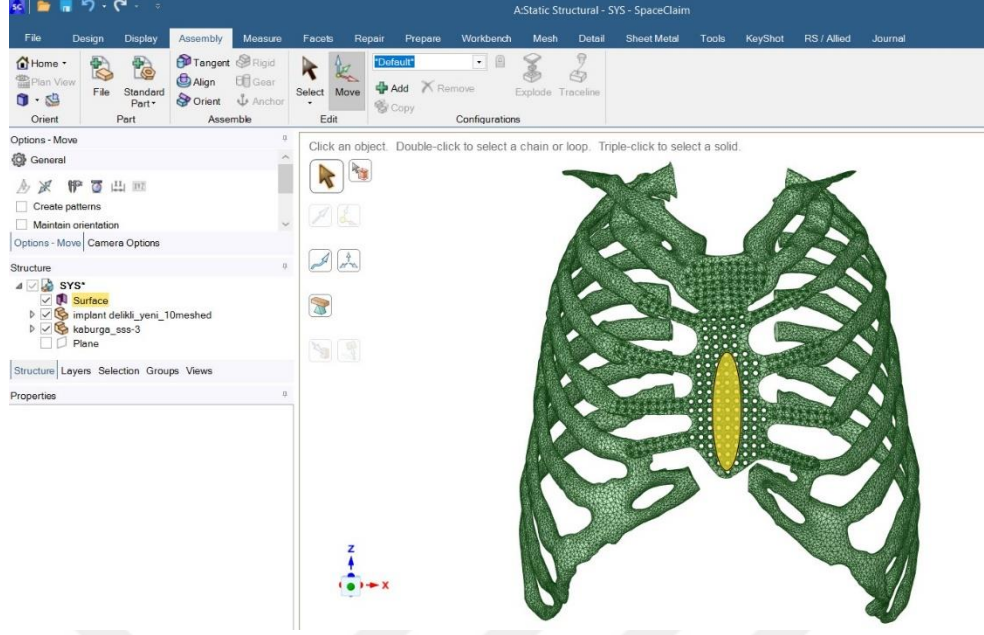
Şekil 8.9: (a) CPR el pozisyonunun gösterimi (b) Kuvvet sensörlü mat üzerinde yapılan simülasyon görseli [10].

### 8.5.2.1 Yük çeşidinin analiz programında tanımlanması

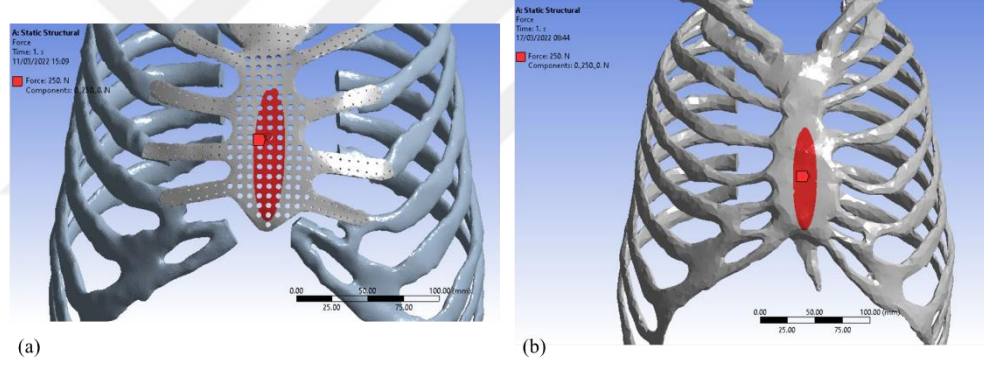
Bu bilgiler dahilinde tez kapsamındaki simülasyonlarda göğüs kafesi modeline ya da implanta xiphoid processin hemen yukarısında olacak şekilde elips şeklinde bir geometri çizilmiş ve analizlerde bu geometriyi kapsayacak kadar 250 N'luk statik kuvvet uygulanmıştır. Böylelikle göğüse/implanta CPR kuvveti simülasyonu yaratılması amaçlanmıştır. Elips şeklindeki geometri ilk önce Spaceclaim modülünde oluşturulmuş ve “project” komutu ile geometri üzerine yansıtılmıştır (Şekil 8.10 ve Şekil 8.11). Daha sonra “Mechanical” arayüzünde sınır şartları tanımlanırken elips şeklindeki alana geometriye dik olacak şekilde 250 N'luk kuvvet tanımlaması yapılmıştır (Şekil 8.12).



Şekil 8.10: Spaceclaimde tam göğüs modelinin “solid”e çevrilmesi ve elips şeklindeki geometrinin çizilmesi.



Şekil 8.11: Spaceclaimde implantlı göğüs modelinin “solid”e çevrilmesi ve elips şeklindeki geometrinin çizilmesi.



Şekil 8.12: (a) İmplantta ve (b) tam göğüs kafesine uygulanan kuvvetin “Mechanical” modülünde gösterimi ve sınır şartının tanımlanması.

## 8.6 Kontakt Tipi

İmplant entegre edilmiş göğüs kafesi modeli için implant ile göğüs kafesi modellerinin birbirine temas eden yüzeyleri “bonded” kontakt ile birbirine bağlanmıştır. Bonded kontakt tipi tanımlanmış yüzeyler için 0 derecede serbestlik derecesine izin veren bir kontakt tipidir. Bu kontakt tipinde birleştirilen iki parça birbirine kaynamış gibi düşünülmelidir. Bu kontakt tipinin seçilmesinin nedeni gerçekte de ameliyat sırasında implantın çelik tellerle ve vidalarla kaburgaya tutturulmasıdır. Böylelikle simülasyonda da implant ile kaburganın temas ettiği yüzeylerin hareket etmesine izin verilmemiştir.

## 8.7 Meshleme (Ağ Örgüsü Oluşturma) ve Mesh (Ağ Örgüsü) Yakınsama Çalışmaları

İlk analiz simülasyonu tümörü onarılmış, implantsız tam göğüs kafesi modeli üzerinde çalışılmıştır. Analiz sonuçları değerlendirildikten sonra implant entegre edilmiş göğüs kafesi modeli üzerinde çalışılmıştır. Analiz çalışmalarında “quadratic tetrahedron” elemanlar kullanılmıştır. Tetrahedron eleman kullanılmasının sebebi karmaşık anatomik modeller ile çalışılmasından kaynaklanmaktadır. Materialise MIMICS programında anatomik modeller DICOM formatından STL formatına çevrilirken ‘remesh’ aracında tetrahedron elemanlar kullanılmaktadır. Analiz programında tetrahedron elemanlar tekrar meshlenerek sonuçlar alınmaktadır.

### 8.7.1 Tam göğüs kafesi modeli

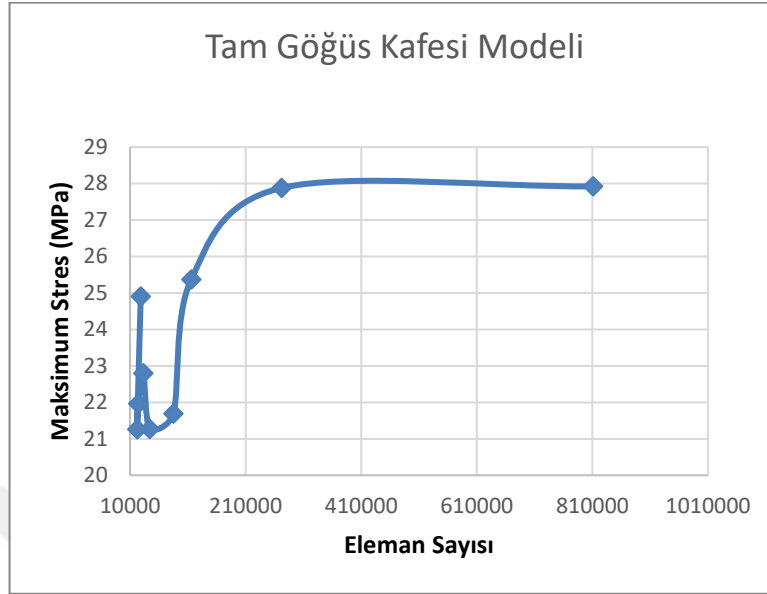
Mesh çalışmasına eleman boyutu 10 mm olacak şekilde analize başlanmış ve 2 mm boyutuna kadar küçültülerek 9 iterasyon alınarak her eleman boyutundaki stres değerleri, gerinimleri ve yer değiştirmeleri ölçülmüştür. Çizelge 8.4’te her eleman boyutuna karşılık gelen stres değerleri, eleman sayıları ve aralarındaki % hata değerleri gösterilmiştir. Şekil 8.13’te değerler grafiğe çevrilerek meshin yakınsadığı değerler gösterilmiştir.

Çizelge 8.4: Tam göğüs kafesi modeli için mesh yakınsama tablosu.

Eleman boyutu (mm)	Eleman sayısı	Maks. Stress (MPa)	% hata
2	810.982	27,921	
3	272.046	27,880	0,146843
4	115.813	25,365	9,020803
5	84.822	21,692	14,48058
6	44.208	21,267	1,959248
7	32.938	22,796	7,189542
8	24.102	21,958	3,676084
9	22.230	21,263	3,165133
10	28.531	24,905	17,12835

Hata değerinin %2’nin altına düştüğü eleman boyutu değeri 3 mm olup karşılık gelen maksimum von mises stres değeri 27.880 MPa tam kaburga modeli için sonuç kabul edilmiştir. Tablodaki 6mm eleman boyutuna gelindiğinde ise hata değerinin %2 nin altına düştüğü görülmüştür ancak bu değer sonraki iterasyonlarda yakınsamadığı için yanıtıcı olabildiği düşünülerek bu değer alınmamıştır. Tam kaburga modeli için 3

mm'lik eleman boyutu kabul edilmiş olup sonraki analizlerde implantlı göğüs kafesi modellerinde göğüs kafesi modeli için 3 mm'lik mesh kullanılacaktır.



Şekil 8.13: Tam göğüs kafesi modelinin mesh yakınsama grafiği.

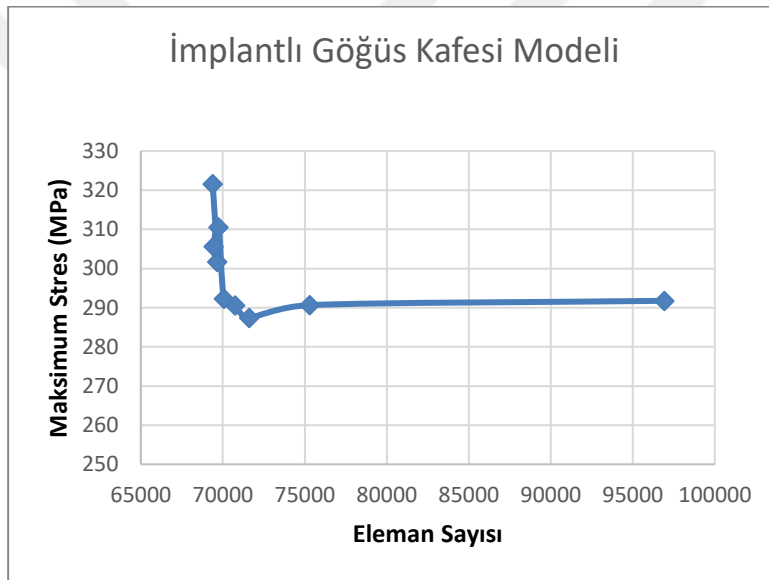
### 8.7.2 İmplant entegre edilmiş göğüs kafesi modeli

Mesh çalışmasına eleman boyutu 10 mm olacak şekilde analize başlanmış ve 2 mm boyutuna kadar küçültülerek 9 iterasyon alınarak her eleman boyutundaki stres değerleri, gerinimleri ve yer değiştirmeleri ölçülmüştür. Çizelge 8.5'te her eleman boyutuna karşılık gelen stres değerleri, eleman sayıları ve aralarındaki % hata değerleri gösterilmiştir. Şekil 8.14'deki değerler grafiğe çevrilerek meshin yakınsadığı değerler gösterilmiştir.

Çizelge 8.5: İmplant entegre edilmiş göğüs kafesi modelinin mesh yakınsama tablosu

Eleman boyu (mm)	Eleman sayısı			Maksimum stres (MPa)	% hata
	Toplam	Kaburga	İmplant		
2	396.203	299.281	96.922	291,75	
3	374.592	299.283	75.309	290,66	0,373608
4	370.898	299.283	71.615	287,41	1,118145
5	369.844	299.087	70.757	290,55	1,092516
6	369.138	299.068	70.070	292,29	0,598864
7	368.822	299.075	69.747	310,48	6,223271
8	368.441	298.996	69.445	305,64	26,29497
9	368.936	299.269	69.667	301,66	1,302186
10	368.651	299.269	69.382	321,54	6,590201

Yüzde hata değerinin 2'nin altına düştüğü eleman boyutu değeri 6 mm olup karşılık gelen maksimum von mises stres değeri 292.29 Mpa implant entegre edilmiş kaburga modeli için sonuç kabul edilmiştir. Çizelge 8.5' teki tabloda 9 mm eleman boyutuna gelindiğinde ise % hata değerinin 2 nin altına düştüğü görülmüştür ancak bu değer sonraki iterasyonlarda yakınsamadığı için yanıltıcı olabildiği düşünülerek bu değer alınmamıştır. İmplant entegre edilmiş göğüs kafesi modelinde 6mm'lik eleman boyutlu mesh kabul edilip bu mesh ile hesap edilmiş analiz sonuçları kabul edilmiştir. Bu modelde implantın arka kısmında yer alan göğüs kafesi modeli için 3 mm lik mesh kullanılmıştır. Bu değer göğüs kafesi modelinin mesh yakınsama sonuçlarının değerlendirilmesi sonucu kabul edilmiştir (bkz. 8.7.1 Tam göğüs kafesi modeli) (Çizelge 8.4).



Şekil 8.14: İmplant entegre edilmiş göğüs kafesi modelinin mesh yakınsama grafiği.

## 8.8 Analiz Sonuçları

### 8.8.1 Tam göğüs kafesi modeli

Mesh yakınsama tablosundan elde edilen verilere göre Von-Mises stres, gerinim ve yer değiştirme maksimum değerleri Çizelge 8.6'da verilmiştir.

Çizelge 8.6: Tam göğüs kafesi modelinin analiz sonuçları.

3 mm'lik eleman boyutuna göre analiz sonuçlarının maksimum değerleri	Von-Mises Stres (Mpa)	Gerinim (mm)	Toplam Yer değiştirme (mm)
	27.88	0.0057147	8.849

## 8.8.2 İmplant entegre edilmiş göğüs kafesi modeli

Mesh yakınsama tablosundan elde edilen verilere göre Von-Mises stres, gerinim ve yer değiştirme maksimum değerleri Çizelge 8.7’de verilmiştir.

Çizelge 8.7: İmplant entegre edilmiş göğüs kafesi modelinin analiz sonuçları.

6 mm’lik eleman boyutuna göre analiz sonuçlarının maksimum değerleri	Von-Mises Stres (Mpa)	Gerinim (mm)	Toplam Yer değiştirme (mm)
	292.29	0.0067425	4.5593

## 8.9 Analiz Sonuçlarının Değerlendirilmesi

### 8.9.1 Tam göğüs kafesi modeli

Tam kaburga modelinde en yüksek stres değeri 4. sternokostal eklemin sternum ile bağlantı yaptığı yerde çıkmıştır (Şekil 8.15 (a)’da ve Şekil Ek.1’de gösterilmiştir). Bunu sebebi ilk kaburgaların sternum ile birlik halinde hareket etmesi [74] ve alt kaburgalara indikçe sternokostal eklemlerdeki eklem açıklarının azalması [16] ve dolayısıyla alt sternokostal eklemlere daha fazla yük biniyor olması olabilir. Alt kaburgalara indikçe kaburga uzunluğunun artması dolayısıyla solunum sırasındaki dinamiklerde alt kaburgalardaki sternokostal eklemlerin üst kaburgalara göre daha fazla deforme olması [16], (Bölüm 2.3.4.2 Sternokostal eklemlerin solunum sırasındaki kinezyolojisi dikkat çalışma sonuçları notlarının 5. maddesinde de belirtilmiştir.) böylece kuvvetin alt kaburgalarda daha fazla hissedilmesine de sebep olabilir. Fakat en yüksek stres değeri olarak ölçülen değer (28,88 Mpa) güvenlik katsayısı 2 ile çarpılsa bile kaburganın ve sternumun akma dayanımı olan 120 Mpa’ı (Çizelge 8.3) geçmemiştir. Dolayısıyla sternuma 250 N’luk kuvvetin etkisi kaburga ve sternumda herhangi bir tahribat yaratmamaktadır.

Gerinim değerine bakıldığı zaman maksimum 0.0057147 mm’lik değer (Çizelge 8.6) ilk kaburganın omurgaya yakın tarafında ve sabitlendiği yüzeye yakındır (Şekil Ek.2’de gösterilmiştir). Gerininin en yüksek bu noktada çıkması sabitlendiği nokta ve kuvvetin uygulandığı yer ile ilgili olabilir.

Yer değiştirme değeri x, y, z eksenlerinin bileşkesi alınarak bulunmaktadır ve maksimum değerler sternumun alt kısmında yoğunlaşmakta ve xiphoid proses (Şekil

Ek.3’de gösterilmiştir) üzerinde çıkmaktadır. Bunun sebebi kuvvetin bu bölgeye yakın olması ve xiphoid prosesi kaburgaya bağlayan herhangi bir yapının bulunmaması olabilir. Bu bölge kaburgalara tutunmadığı için ve sadece sternumun alt kısmı ile bağlantısı olduğu için kuvvetin etkilemesiyle daha serbest salınmaktadır.

CPR yönergelerine göre göğüs kafesine 38-50 mm arası bası derinliğinde kuvvet uygulamak gerekmektedir [19, 21]. Analizde göğüs kafesi modeline herhangi bir serbestlik derecesinde harekete izin verilmediği için göğüs kafesine 250 N’luk CPR kuvveti uygulandığındaki toplam yer değiştirme 8 mm ile sınırlı kalmıştır. Bu yer değiştirme miktarı CPR uygulaması için yeterli değildir. CPR yönergesine göre en az 38 mm’lik göğüs kafesinin yer değiştirmesi için uygulanması gereken kuvvetler analiz edilmiştir. Çizelge 8.8’de analiz sonuçları gösterilmiştir. Göğüse uygulanması gereken bası derinliğine ulaşabilmek için 0 serbestlik derecesi dahilinde uygulanacak kuvvet miktarı 1000’un üzerine çıkmaktadır (Çizelge 8.8). Ancak kuvvetin 1000N’un üzerine çıkması durumunda stres, kaburgaların akma dayanımı olan 120 Mpa’ın (Çizelge 8.3) üzerine çıkmaktadır. Dolayısıyla 1000 N ve üzerindeki CPR kuvvetleri tam göğüs kafesi modeline uygulanabilir değildir. Bu sebeple CPR simülasyonu için analiz edilecek modele serbestlik derecesi verilmeli ve solunum dinamikleri hesaplanmalı ve göğüs kafesi direnci de hesaba katılmalıdır.

Çizelge 8.8: Uygulanan kuvvete karşılık maksimum stres ve yer değiştirme değerleri.

Analiz Sayısı	Kuvvet (N)	Maks. Von-mises Stres (Mpa)	Maks. Yer Değiştirme (mm)
1	250	27.88	88.489
2	350	39.032	12.389
3	450	50.184	15.928
4	550	61.336	19.468
5	650	72.488	23.007
6	750	83.64	26.547
7	850	94.792	30.086
8	950	105.94	33.626
9	1050	117.1	37.166
10	1150	128.25	40.705

### 8.9.2 İmplant entegre edilmiş göğüs kafesi modeli

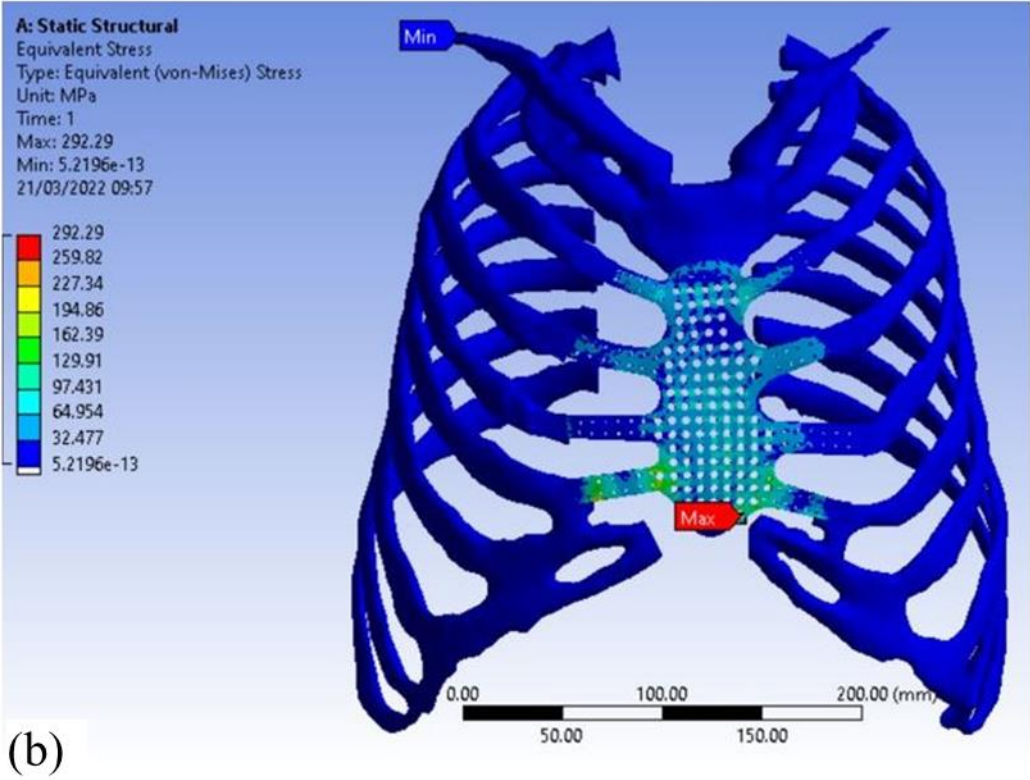
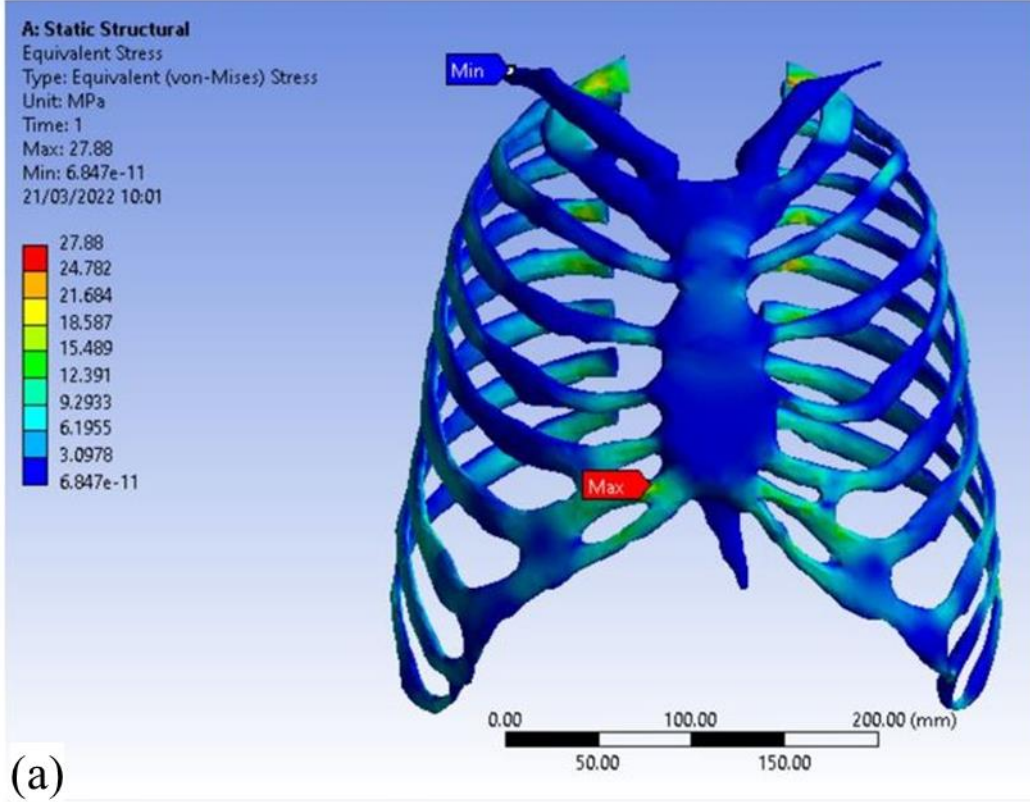
İmplant entegre edilmiş göğüs kafesi modelinde en yüksek stres değeri delikli implantın distal ucunda kenara en yakın deliğin arka kısmında çıkmıştır (Şekil 8.15 (b) ve Şekil 8.16 (d)). Deliğin implant sınırına çok yakın bir noktaya açılması stresi bu



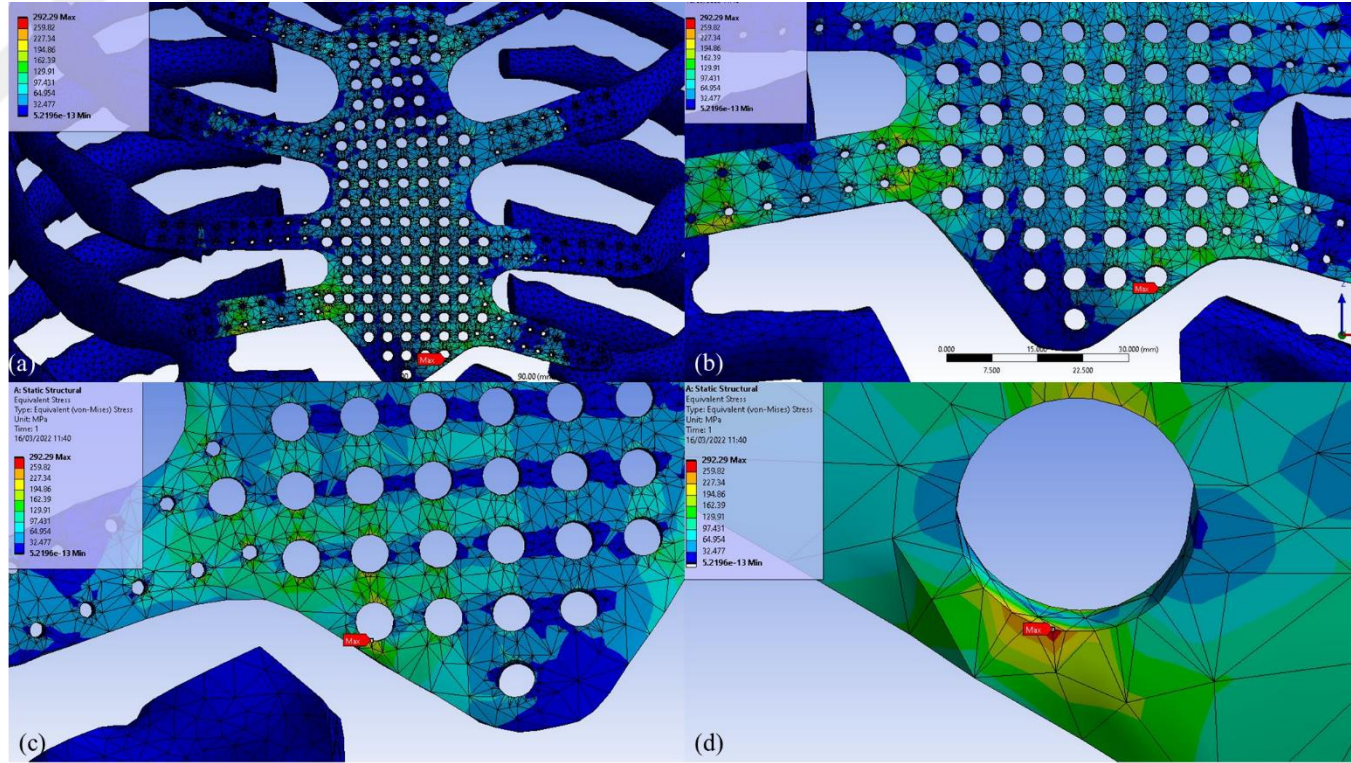
noktada yoğunlaştırmış olabilir. 292,29 Mpa 'lık maksimum stres değerinin güvenlik katsayı 2 ile çarpımından çıkan değer titanyumun akma dayanımının (Çizelge 8.2) altında kalmaktadır. Dolayısıyla implanta 250 N'luk kuvvetin etkisi implantta kaburgada ve sternumda herhangi bir tahribat yaratmamaktadır. Stres değerlerindeki dağılıma bakıldığında stresin 4.sternokostal eklem parçası ile sternumun bağlantı yerinde çıkmasının sebebi tasarımsal açıdan implantta bu eklemdaki eğimin diğer eklemlere göre yüksekte kalması olabilir (Şekil 7.3 (d)).

Gerininin maksimum olduğu yer implantın tam göğüs kafesinin 5. kaburgaya temas ettiği yüzeyin posterior tarafındadır. Şekil Ek.4 (a)'da implant entegre edilmiş göğüs kafesi modelinin gerinim değerleri gösterilmiştir. Şekil Ek.4 (b) 'de modelin arkadan görünümü gösterilmiş olup Şekil Ek.4 (c)'de modelin arka tarafında implant ile göğüs kafesi modelinin birleştiği noktadaki maksimum gerinim değeri gösterilmiştir. 0.0067425 mm'lik değer implantın 4. sternokostal ekleminde çıkmasının sebebi bu ekleme daha fazla stres binmesi; implant ile birleşim yerine yakın çıkmasının nedeni implant ile göğüs kafesi modelinin 'bonded' olarak bağlanması dolayısıyla temas ettiği yüzeylerin sıkıca bağlı olması sebebiyle bağlanma yüzeyine yakın yerlerde daha fazla strese bağlı deformasyon göstermesi, implantın posteriorunda olması ise kuvvetin y koordinat ekseninde uygulanıyor olması ile bağlantısı olabilir.

Şekil Ek.5 (a)'da implantlı göğüs kafesi modelinin yer değiştirme değerleri gösterilmiştir. Maksimum yer değiştirme değerinin en yüksek çıktığı bölge implantın distal ucudur. İmplant 4 adet sternokostal eklemlerle göğüs kafesi modeline bağlanmaktadır ancak distal ucu implantın diğer yüzeylerine göre serbest kalmaktadır. Bu sebeple yer değiştirmedeki en yüksek değerin bu serbest bölgede çıkması tahmin edilebilir bir sonuçtur. Şekil Ek.5 (b)'de modelin arkadan görünümü ve Şekil Ek.5 (c)'de ise maksimum çıkan bölge yakından gösterilmiştir. Maksimum yer değişim değeri olan 4.5 mm'lik değer CPR yönergesinin göğüs kafesine uygulanması gereken bası derinliğinin altında kalmaktadır. Bunun sebebi göğüs kafesinin analizinde modelin serbestlik derecesinin 0 olarak alınmasından kaynaklanmaktadır. Tez kapsamında simülasyonda serbestlik derecesi dahil edilmemiştir. İmplantın mekaniksel özelliklerinin eklenmesiyle tam kaburga modelindeki sonuçlara göre maksimum yer değiştirme değeri implantlı analizde azalmıştır.



Şekil 8.15: Von mises stres değerlerinin gösterimi (Mpa) (a) tam göğüs kafesi modeli (b) İmplant entegre edilmiş göğüs kafesi modeli.



Şekil 8.16: İmplant entegre edilmiş göğüs kafesi modeli maksimum von mises stres bölgesinin gösterimi (a) ve (b) İmplant üzerindeki von mises stres değerlerinin maksimum olduğu yerler kademeli olarak yakınlaştırılmıştır (c) ve (d) de implantın arkasında implantın arkasında bulunan von mises stres değerlerinin maksimum olduğu yerlerin kademeli olarak yakınlaştırılarak gösterilmiştir.



## 9. YENİ STERNOKOSTAL İMPLANT TASARIM ÖNERİSİ

Günümüze kadar tasarlanan sternokostal implantlar incelendiği zaman 3 farklı başlık altında toplanabilir.

1. Parçaları vida ile birleştirilebilen implantlar: En az iki parça halinde tasarlanmış olup parçaları vidalar ile birleştirilebilen implantlar [5, 26, 31].
2. Biyodinamik implantlar: Göğüs kafesinin dinamik yapısı ile uyumlu hareket edebilmesi için yaylı, 'greek wave' gibi farklı geometriler ile esnekliği sağlayabilmesi amaçlanarak tasarlanmış implantlar [3, 22, 54]
3. Rijit implantlar: Tek parça halinde üretilmiş sternumun ve sternokostal eklemlerin geometrisi model alınarak hastanın anatomisi ile uyumlu tasarlanmış implantlar [4, 45, 58, 75, 78, 82]

Biyodinamik implantların tasarımı için sternokostal eklemlerin kinezyolojisini iyi değerlendirmek, solunum dinamiklerini hesaplamak ve bu dinamikleri karşılayabilecek geometride tasarım yapmak gerekmektedir. Bu geometrik tasarım için deneyler, analizler, hesaplamalar bilgi, tecrübe ve zaman gerektirdiğinden yüksek lisans tezi kapsamında değerlendirilmemektedir.

Rijit implantlara örnek olarak METÜM tarafın tasarlanan ve Hakan Işık ve ekibi [45] tarafından hastaya implantasyonu gerçekleştiren sternokostal implantın tez kapsamında sonlu elemanlar yöntemi ile analizi gerçekleştirilmiştir. Tez kapsamında analizi gerçekleştirilen implantın vida ile birleştirilebilir versiyonu da incelenmiştir. Mevcut implant Materialise 3-matic programında 3 parçaya ayrılmış ve parçaların birleşmesi sağlamak amacıyla vidalar tasarlanmıştır. Tasarım aşamasından sonra sonlu elemanlar yöntemi ile analizi gerçekleştirilip değerlendirilmiştir. Bu sayede implantın birleştirilebilir vidalı versiyonu ile ilk versiyonu (Şekil-7.3 (b)) arasındaki geometrik değişikliklerin aynı sınır şartları altındaki farklı davranışları değerlendirilmiştir.

### 9.1 Metot

İmplantın ilk versiyonu Materialise 3-matic programında sternum, sağ sternokostal eklemler, sol sternokostal eklemler olmak üzere 3 parçaya bölünmüştür. Bu parçaların

vida ile birleşebilmesi ve sağ sternokostal eklemlerin bulunduğu parçanın sternum parçasına oturabilmesini sağlamak için havuzlar oluşturulmuştur. Aynı işlem sol sternokostal parçası içinde oluşturulmuştur. İmplant 3 parçaya bölünürken Aranda ve ekibinin [5] tasarlamış olduğu implant modeli referans alınmıştır. Daha sonra implantın ilk versiyonundaki delikler gibi delikler oluşturulması için programda silindirler oluşturulmuş ve implantın birleşim yerine denk gelmeyecek şekilde deliklerin açılması sağlanmıştır. Yeni implant modeli için oluşturulan deliklerin çapları ilk versiyonunkiyle aynıdır ancak yerlerinde ufak değişiklikler mevcuttur (birleşim yerinde delik olmaması gibi). Metrik 1.6 mm (delikli implant üzerindeki manibrium sternum ve implantın kaburgaya dikilmesi için açılan delikler ile aynı çapta) kaburgaya olacak şekilde ilk önce sağda 2 solda 2 adet olacak şekilde (4 vidalı implant tasarımı) vida delikleri ve vidalar oluşturulmuştur. Bu tasarım sağda 4 adet solda 4 adet (8 vidalı implant tasarımı), sağda 6 adet solda 6 adet (12 vidalı implant tasarımı), sağda 8 adet solda 8 adet (16 vidalı implant tasarımı) olacak şekilde tasarım versiyonları oluşturulmuştur. Her tasarım için ANSYS programında aynı malzeme tanımı yapılmış, aynı göğüs kafesi modeli kullanılmış ve aynı sınır şartları uygulanmıştır. Her analizde vidaların bulunduğu birleşim yerlerindeki yer değişim sonuçları karşılaştırılmış, implant üzerindeki stresler ölçülmüş ve gerinim değerlerine ulaşılmıştır. Analiz sonuçlarının değerlendirilmesi yapılmıştır. Çizelge 9.1'de yeni implant tasarımları için kullanılan vida sayıları gösterilmiştir. Sonlu elemanlar analizi için hazırlanan modeller Şekil 9.2'de gösterilmiştir.

Çizelge 9.1: Tasarlanan implantlar ve vida sayıları.

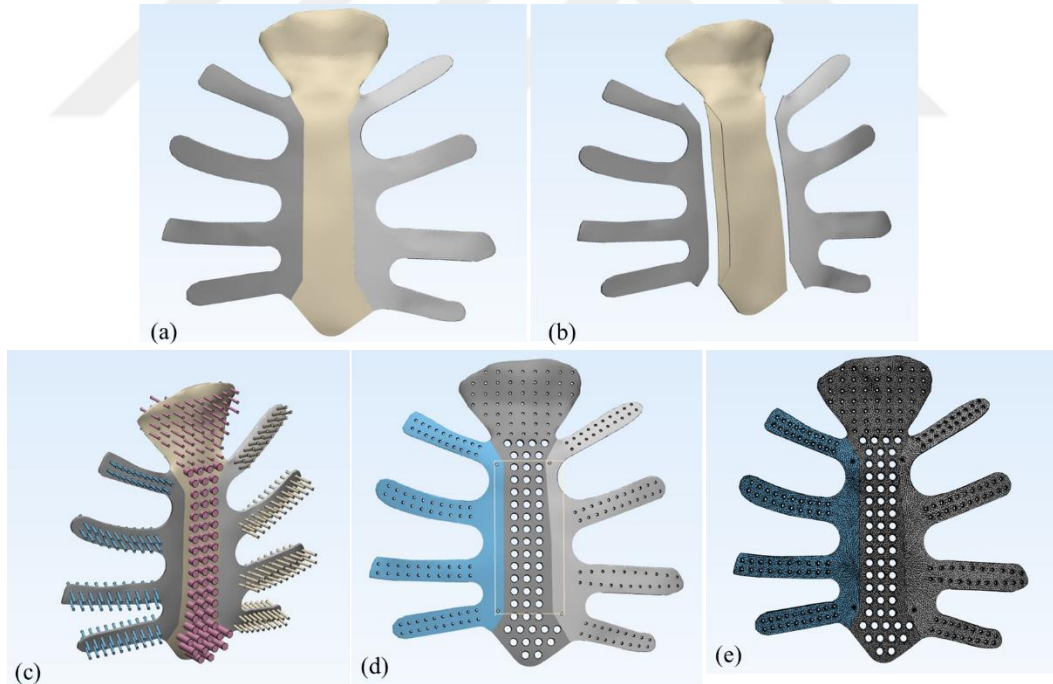
	Sağ sternokostal eklem parçasındaki vida sayısı	Sol sternokostal eklem parçasındaki vida sayısı	Toplam vida sayısı
1.tasarım	2	2	4
2.tasarım	4	4	8
3.tasarım	6	6	12
4.tasarım	8	8	16

## 9.2 İmplant Tasarımı

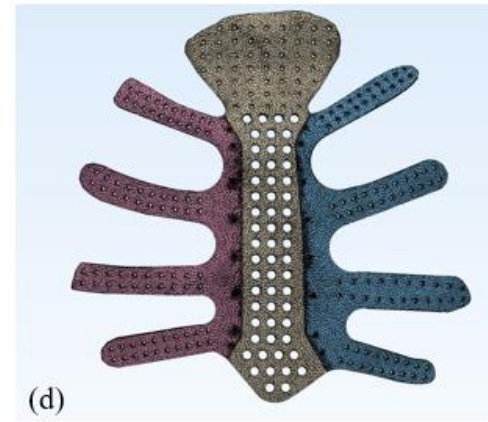
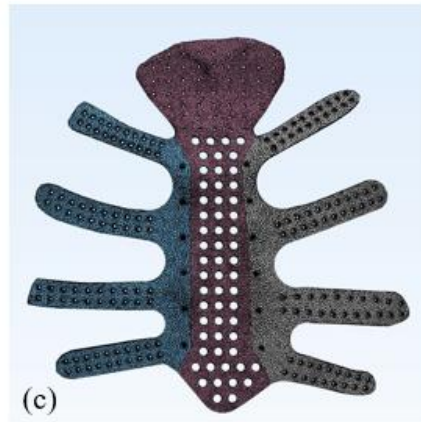
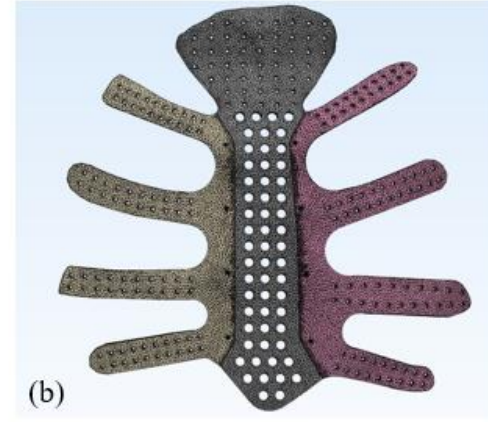
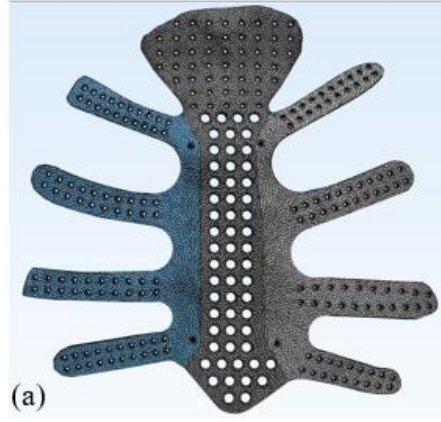
İmplantın tasarımındaki basamaklar aşağıdaki gibidir:

1. Deliksiz implant modeli (Şekil 7.6 (b)) Materialise 3-matic programında ‘trim’ komutu ile 3 parçaya ayrılmıştır (Şekil 9.1 (a)).
2. Parçalar birleştiği zaman birbiri üzerine oturabilmesi için havuzlar oluşturulmuştur (Şekil 9.1 (b)).
3. İmplant üzerinde ilk versiyonundaki gibi delikler açılması için silindirler oluşturulmuş ve programdaki ‘boolean subtraction’ komutu ile delikler açılmıştır (Şekil 9.1 (c)).
4. Sağ sternokostalde 2 adet sol sternokostalde 2 adet olacak şekilde vida delikleri oluşturulmuş ve silindir şeklinde vidalar oluşturulmuştur. (Şekil 9.1 (d)).
5. Analiz öncesi ‘remesh’ komutu ile meshleme yapıлып, ‘fix wizard’ işlemi ile tasarımda oluşan hatalar (üçgenlerin üst üste binmesi, gereksiz deliklerin kapanması gibi) düzeltilmiştir (Şekil 9.1 (e)).

3.maddeden sonraki basamaklar Çizelge 9.1’deki her tasarım için ayrı ayrı uygulanmıştır. Çizelge 9.1’deki tasarımlar Şekil 9.2’de gösterilmiştir.



Şekil 9.1: Yeni implant modelinin tasarım aşamaları.

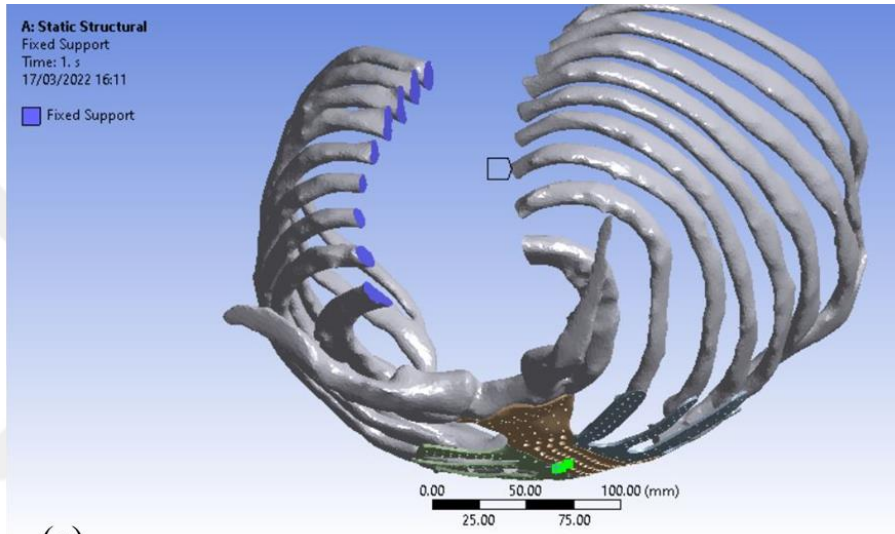


Şekil 9.2: Çizelge 9.1'deki implant tasarımları (a) 4 vidalı (b) 8 vidalı (c) 12 vidalı (d) 16 vidalı sternokostal implant .

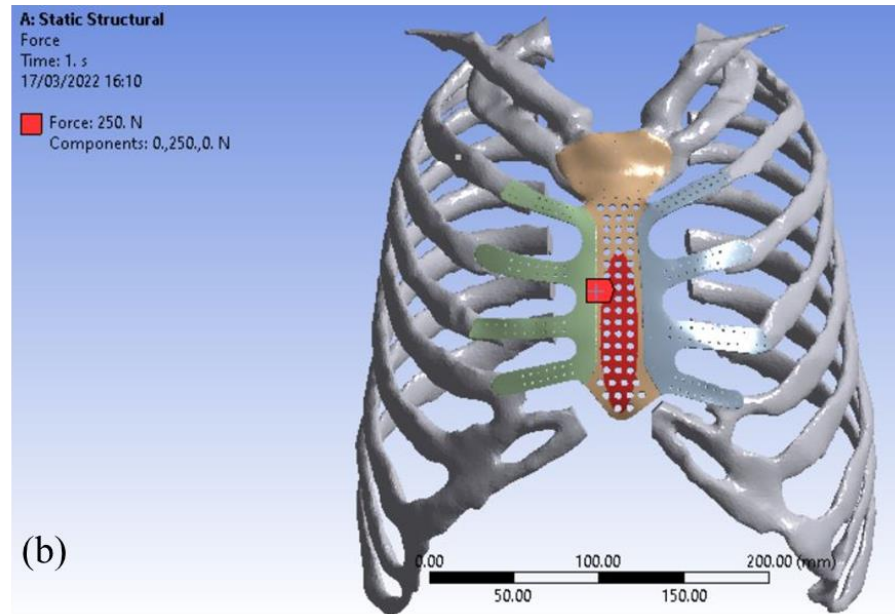


### 9.3 Sınır Şartlarının Oluşturulması

İlk implantın (Şekil 7.3 (a)) sonlu elemanlar analizi için oluşturulan sınır şartlarının aynısı (bkz. 8.5 Sınır Şartlarının Oluşturulması) Çizelge 9.1’deki 4 tasarım için de oluşturulmuştur. İmplant tasarımları göğüs kafesi modeline oturtulmuş, ANSYS programında göğüs kafesi modelinin omurganın kesik yüzlerinden ‘fix support’ ile sabitlenmiş, elips şeklinde geometri çizilip implanta 250 N’luk kuvvet uygulanmıştır. Şekil 9.3’te sınır şartlarının ANSYS programında uygulanması gösterilmiştir. Şekil 9.4 üzerinde tasarlanan farklı implantlar Mechanical modülünde gösterilmiştir.

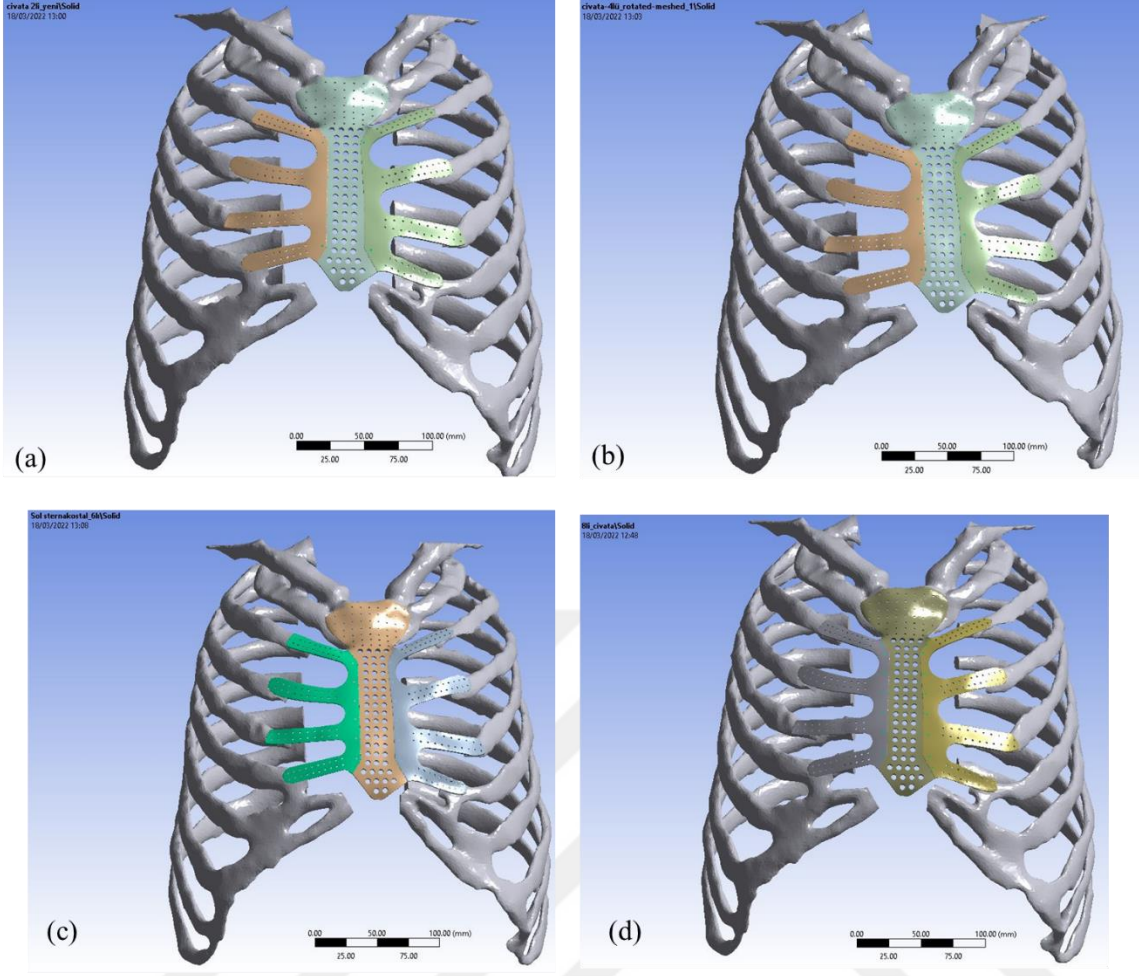


(a)



(b)

Şekil 9.3: Yeni tasarlanan implant modellerin analizi için sınır şartlarının oluşturulması (a) destek noktaları (b) uygulanan kuvvet.



Şekil 9.4: Yeni tasarlanan implantların ‘Mechanical’ modülünde gösterimi (a) 1.tasarım (b) 2.tasarım (c) 3.tasarım (d) 4.tasarım .

#### 9.4 Kontakt Tipleri

İmplant ile göğüs kafesi modelinin birbirine temas eden yüzeyleri “bonded” kontakt ile birbirine bağlanmıştır. İmplant modellerin parçalarının birbirine temas eden yüzeyleri için ‘frictionless’ kontakt tipi kullanılmıştır. Vidaların implant ile temas eden yüzeyleri ise ‘bonded’ kontakt tipi tanımlanmıştır. Bu sayede simülasyonda parçalı implantın temas eden yüzeyleri sürtünmesiz kabul edilip, sadece vidaların temas ettiği yüzeyler ile birbirine bağlanması; implantın göğüs kafesi modeline de kaburgalar ile temas ettiği yüzeyler ile bağlanması sağlanmıştır.

#### 9.5 Meshleme

İmplantlı göğüs kafesi modelinde yapılan mesh yakınsama çalışması sonucunda 6 mm boyutundaki elemanlar kabul edilmiş olup (bkz 6.7 Meshleme (Ağ örgüsü oluşturma)

ve Mesh (Ağ örgüsü) Yakınsama Çalışmaları ve 6.7.2 İmplant Entegre Edilmiş Göğüs Kafesi Modeli) yeni implant tasarımının tüm analizlerinde de implant 6 mm boyutlu elemanlar kullanılmıştır. Meshlenmiş model örnek olarak Şekil Ek.6 'da gösterilmiştir.

Tam göğüs kafesi modelinin mesh yakınsama çalışması sonucunda 3mm'lik eleman boyutu kabul edilmiş olup (bkz 6.7 Meshleme (Ağ örgüsü oluşturma) ve Mesh (Ağ örgüsü) Yakınsama Çalışmaları ve. 6.7.1 Tam Göğüs Kafesi Modeli), yeni implant tasarımının tüm analizlerinde göğüs kafesi modeli için de 3 mm'lik eleman boyutu kullanılmıştır (Şekil Ek.6). Vidalar 1.6 metrik olduğu için 1 mm lik eleman boyutunda meshleme yapılmıştır.

Çizelge 9.2'de her tasarım için ve her parçası için kullanılan eleman sayıları gösterilmiştir. Her tasarım modeli için tetrahedron quadratic eleman kullanılmıştır.

## **9.6 Analiz Sonuçlarının Elde Edilmesi ve Sonuçların Yorumlanması**

Yeni tasarlanan dört implant modelinin von mises stres, gerinim ve yer değiştirme sonuçları maksimum, minimum ve ortalama değerleri Çizelge 9.3'de gösterilmiştir.

### **9.6.1 Von Mises stres sonuçları**

Dört tasarımın da von mises stres sonuçlarının dağılımı Ek-7'de gösterilmiş olup maksimum, minimum ve ortalama değerleri Çizelge 9.3'te gösterilmiştir.

1. tasarım (4 vidalı model) için maksimum stres değeri 949.51 Mpa olarak sağ sternokostal parçanın arka yüzünde (Şekil Ek 7.1 (c)) ve 4. sternokostal eklem hizasında bulunan vida deliğinin etrafında çıkmıştır. Şekil Ek.7.1 d'de stres değerinin maksimum çıktığı bölgenin yakınlaştırılmış görüntüsü gösterilmektedir. Stres tek bir eleman üzerinde yoğunlaşmakta dolayısıyla bu bölgede tekillik (singularity) söz konusudur. Tekillik mesh yapısından kaynaklanabildiği gibi köşeli yüzeylerde de analizlerde sıklıkla görülen bir problemdir. Analizlerdeki tüm implant ve göğüs kafesi modellerinde tetrahedron eleman kullanılmıştır. Tetrahedron eleman kullanılmasının nedeni bölüm 6.7 Meshleme (Ağ örgüsü oluşturma) ve Mesh (Ağ örgüsü) Yakınsama Çalışmaları'nda açıklanmıştır. Delik etrafında da bu sebepten dolayı tetrahedron eleman kullanılması deliği köşegenleştirmekte dolayısıyla tekillik yaratmaktadır. Şekil Ek.7.1 (d) 'de görüldüğü gibi tekilliğin bulunduğu bölgenin etrafındaki elemanlar işaretlendiğinde stres değerinin yüksek oranda düştüğü görülmektedir. Maksimum

stresin belirlediği eleman etrafındaki elemanlara bakıldığında stresin büyük oranda düşmesi de tekilliğin olduğunu düşündürmektedir. 949.51 Mpa'lık değer titanyumun akma dayanımının üzerindedir ancak tekilik düşünüldüğünde etrafındaki diğer elemanlarda görülen değerler akma dayanımının altında kalmaktadır. Şekil Ek 7.1 (b)'de stres değerinin 4. sternokostal eklem ve sternum parça ile birleştiği noktada görülüyor. Buradaki stres yoğunlaşması implant entegre edilmiş göğüs kafesi modelinde ve tam göğüs kafesi modeli analizlerinde de aynı yerde görülmektedir. Bu açıdan bakıldığında analizler birbirini doğrulamaktadır. Bu bölgede stresin yoğunlaşması 4.sternokostal eklem bağı olan kaburganın uzunluğu ile ilişkili olabilir.

İkinci tasarımda (8 vidalı model) maksimum stres değeri 701.3 Mpa (Şekil Ek 7.1) olarak birinci tasarımdakiyle aynı yerde sağ sternokostal parçanın arka (Şekil Ek 7.2 (c)) yüzünde ve 4. sternokostal eklem hizasında bulunan vida deliğinin etrafında çıkmıştır. Şekil Ek 7.2 (b) ve (c)'de maksimum stres değeri gösterilmiştir. Stresin tek bir eleman üzerinde yoğunlaşması birinci tasarımda da olduğu gibi tekilik ile açıklanabilir. Şekil Ek.7.2 (c) 'de görüldüğü gibi tekilliğin bulunduğu bölgenin etrafındaki elemanlar işaretlendiğinde stres değerinin yüksek oranda düştüğü görülmektedir.

Üçüncü ve dördüncü tasarımda da sırasıyla maksimum stres değerleri 890.29 ve 1042.1 Mpa olmak üzere birinci ve ikinci tasarımlarda da benzer şekillerde sonuçlandığı gibi yerde sağ sternokostal parçanın arka (Şekil Ek 7.3 (d) ve Şekil Ek 7.4 (e) yüzünde ve 4. sternokostal eklem hizasında bulunan vida deliğinin etrafında çıkmıştır. Maksimum stres değerleri birinci, üçüncü ve dördüncü tasarımda titanyumun akma dayanımının üstünde çıkarken ikinci tasarımda akma dayanımının altında kaldığı görülmektedir. Ancak analiz sonuçlarında çıkan maksimum değerlerin görüldüğü elemanlar tekiliktен kaynaklanabileceği düşünülürse ortalama stres ya da tekilliğin etrafındaki elemanlar üzerindeki stres değerlerine bakıldığında (Şekil Ek.7.1 (d), Şekil Ek.7.2 (c), Şekil Ek.7.3 (d), Şekil Ek.7.4 (e) titanyum akma dayanımının (Çizelge 8.2) altında kalmaktadır.

Çizelge 9.2: Analiz için hazırlanan modeller için yapılan meshlerin parçalara göre eleman sayıları.

	Sağ sternokostal eklem parçasındaki vida sayısı	Sol sternokostal eklem parçasındaki vida sayısı	Toplam vida sayısı	Eleman Sayısı				
				Göğüs Kafesi Modeli	İmplantın Sternum parçası	İmplantın Sağ sternokostal Parçası	İmplantın Sol sternokostal Parçası	Vidalar
1.tasarım	2	2	4	299.282	44.141	32.485	29.990	438
2.tasarım	4	4	8	299.261	43.966	32.499	30.086	836
3.tasarım	6	6	12	299.015	45.682	32.774	31.226	1440
4.tasarım	8	8	16	299.053	47.820	34.041	32.226	1.920

Çizelge 9.3: Yeni tasarlanan implantların stres, gerinim ve yer değiştirme sonuçları.

	Sağ sternokostal eklem parçasındaki vida sayısı	Sol sternokostal eklem parçasındaki vida sayısı	Toplam vida sayısı	Von-Mises stres (Mpa)			Gerinim (mm/mm)			Yer Değiştirme (mm/mm)		
				minimum	maksimum	ortalama	minimum	maksimum	ortalama	minimum	maksimum	ortalama
1.tasarım	2	2	4	1,48E-12	949.51	1,16E+01	1,53E-11	9,52E-03	2,87E+00	0.	5,76E+00	1,97E+00
2.tasarım	4	4	8	1,29E-12	701.3	1,10E+01	1,40E-11	9,25E-03	2,82E+00	0.	5,76E+00	1,94E+00
3.tasarım	6	6	12	5,46E-12	890.29	1,14E+01	1,25E-11	9,09E-03	2,81E+00	0.	5,54E+00	1,93E+00
4.tasarım	8	8	16	8,27E-12	1042.1	1,14E+01	1,28E-11	9,57E-03	2,75E+00	0.	4,98E+00	1,90E+04

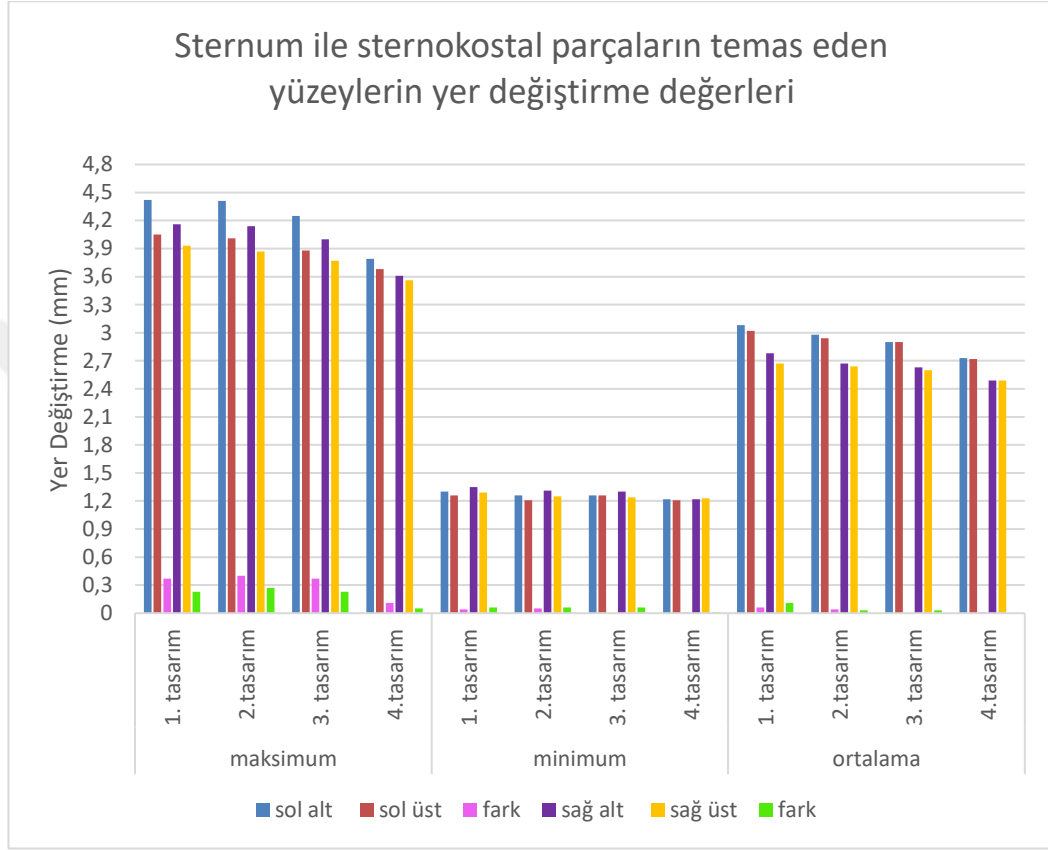
### 9.6.2 Gerinim sonuçları

Dört tasarımın da gerinim sonuçlarının dağılımı, Şekil Ek 8.1 (a); Şekil Ek 8.2 (a); Şekil Ek 8.3 (a); Şekil Ek 8.4 (a)'da ve maksimum, minimum, ortalama değerleri Çizelge 9.3'te gösterilmiştir. İlk üç tasarımın gerinimlerinin maksimum değeri aynı bölgede sol sternokostal eklem arka tarafında kaburga ile birleşim yerinde görülmektedir (Şekil Ek 8.1 (b); Şekil Ek 8.2 (b); Şekil Ek 8.3 (b)). İmplant entegre edilmiş göğüs kafesi modelinde de maksimum gerinim değerinin aynı bölgede çıkması analizlerin birbiri ile tutarlı olmasını açıklamaktadır. Bu bölgede gerinimin yüksek çıkmasının sebebi 4. sternokostal eklemler üzerinde stresin yoğunlaşması; implantın arka yüzeyinde çıkmasının sebebi kuvvetin uygulandığı yön; kaburga ile implantın birleşme yüzeyine yakın tarafta çıkmasının sebebi aralarındaki kontakt tipi olabilir. Dördüncü tasarımın maksimum gerinim değeri Şekil Ek.8.4 (b)'de sağ sternokostal eklem hizasında bulunan en son vida deliğinin etrafında çıkmıştır. Diğer tasarımlardan farklı olarak gerinimin bu bölgede çıkmasının sebebi sağ sternokostal ve sol sternokostal eklem parçalarına açılan son vida deliğinin parçanın birleşme çizgisine çok yakın bir bölgede bulunması olabilir.

### 9.6.3 Toplam yer değiştirme sonuçları

Dört tasarımın da toplam yer değiştirme sonuçlarının dağılımı Şekil Ek- 9'da ve maksimum, minimum, ortalama değerleri Çizelge 9.3'te gösterilmiştir. Her dört tasarımın da maksimum yer değiştirme değerleri implantın distal ucunda görülmüştür. İmplantın sternokostal eklem parçalarının kaburgaya bağlanma yüzeyleri karşılaştırıldığı zaman distal uç kaburgalara bağlanmadığı için diğer yüzeylere göre serbest kalmaktadır. Bu sebeple yer değiştirmedeki en yüksek değerin bu serbest bölgede çıkması tahmin edilebilir bir sonuçtur. İmplant entegre edilmiş göğüs kafesi modelinde de maksimum gerinim değerinin aynı bölgede çıkması analizlerin birbiri ile tutarlı olmasını açıklamaktadır. Tasarımların maksimum toplam yer değiştirme değerleri 4,98-5,76 mm arasında değişmektedir. Tasarımlarda sternum ile sternokostal parçaların birbiri ile temas ettiği yüzeylerin y eksenindeki yer değiştirme dağılımları ayrıca Ek-10'da gösterilmiştir. Y ekseninde yer değiştirme sonuçlarının değerlendirilmesinin sebebi solunum sırasında sternumun en çok bu ekseninde yer değişimi göstermesidir (Şekil 2.12). Tasarımlardaki vida sayısının bu parçalar arasındaki temas eden yüzeyleri birleştirme miktarları ya da başka bir deyişle parçalar

arasındaki açıklık miktarı Ek-10 daki yer değiştirme dağılımlarından anlaşılmaktadır. İki yüzey arasında y eksenindeki maksimum, minimum ve ortalama yer değiştirmeler arasındaki değerler ve farklar Çizelge Ek-11’de verilmiş olup bu değerlerin grafik gösterimi Şekil 9.5’de gösterilmiş iki yüzey arasındaki açıklık miktarları tasarımlar arasında karşılaştırılmıştır.



Şekil 9.5: Sternum ile sternokostal parçaların temas eden yüzeylerin yer değiştirme değerleri.

Tasarımlar arasında sternum ile sternokostal parçaların temas eden yüzeylerin maksimum yer değiştirme fark değerleri 4. tasarım dışındaki tasarımlarda benzer değerde çıkmıştır. Bunun sebebi maksimum değerinin implantın distal ucunda olması ve 4.tasarımda bu bölgede ekstra vida bulunmasıdır. Minimum ve ortalama değerler arasındaki fark ise vida sayısı arttıkça azalmaktadır.

İmplant entegre edilmiş göğüs kafesi modelinde de maksimum toplam yer değiştirme değerinin 4,55 mm olduğu düşünülürse vidalı implant tasarımları içinde bu değere en yakın 4,98 mm’lik değer (toplam maksimum yer değiştirme) ile 4.tasarım (Çizelge 9.4) olmaktadır. Bunun sebebi 4.tasarımın diğer tasarımlara göre maksimum yer

değiştirmenin olduğu bölgede ekstra vida bulunmasıdır. Bu sonuçlara bakıldığı zaman implantta maksimum yer değiştirmenin olduğu bölgede vida bulunması anlamlıdır.

Çizelge 9.4: Tasarımlar arasında maksimum yer değiştirme değerlerinin karşılaştırması

İmplant tasarımları	Maksimum toplam yer değiştirme değerleri (mm)	ilk tasarım ile arasındaki fark (mm)
ilk tasarım	4,55	
1.tasarım	5,76	1,21
2.tasarım	5,76	1,21
3.tasarım	5,54	0,99
4.tasarım	4,98	0,43

İmplant entegre edilmiş göğüs kafesi modelinde de maksimum toplam yer değiştirme değerinin 4,55 mm olduğu düşünülürse vidalı implant tasarımları içinde bu değere en yakın 4,98 mm'lik değer (toplam maksimum yer değiştirme) ile 4.tasarım (Çizelge 9.4) olmaktadır. Bunun sebebi 4.tasarımın diğer tasarımlara göre maksimum yer değiştirmenin olduğu bölgede ekstra vida bulunmasıdır. Bu sonuçlara bakıldığı zaman implantta maksimum yer değiştirmenin olduğu bölgede vida bulunması anlamlıdır.

Bütün tasarımlardaki yer değişim değerlerine bakıldığında CPR yönergesinde belirtilen 38-50 mm bası derinliği uygulanması şartını sağlamamaktadır. Bunun sebebi göğüs kafesinin analizinde modelin serbestlik derecesinin 0 olarak alınmasından kaynaklanmaktadır. Tez kapsamında simülasyonda serbestlik derecesi dahil edilmemiştir. Ancak serbestlik derecesi verildiği zamanki simülasyonlarda bu değerler tekrar değerlendirilmelidir.



## 10. STERNOKOSTAL İMPLANTIN TASARIMI SONRASI İŞLEMLER VE ÜRETİMİ

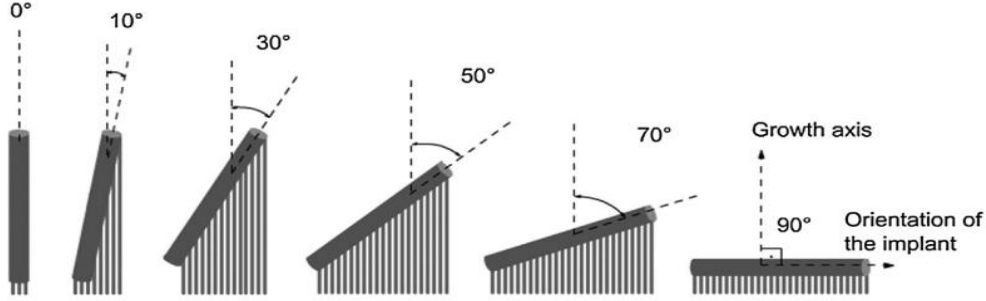
Sternokostal implant tasarımı gerçekleştirildikten sonra analiz programında sonlu elemanlar analizi yapılarak çevre koşulları dahilinde implanta binen stres, gerinim ve yer değiştirme değerleri incelenir. Eğer tasarım ve analizle alakalı şartlara uygunsuz plastik 3-B yazıcılarda üretimi gerçekleştirilerek fiziksel kontroller sağlanır. Tasarımdan sonra üretimin gerçekleşmesi için 3-B yazıcıda plastik prototip üretilmeden önce oryantasyon aşaması gerçekleştirilir.

### 10.1 Oryantasyon

Tasarım tamamlandıktan sonra modelin 3-B yazıcıda basım işleminden önce yapılması gereken işlemler oryantasyon aşamasında gerçekleştirilir. Bu işlemler maddeler halinde sıralanmıştır:

- 3-B yazıcıda model katmanlar halinde inşa edildiği için katman kalınlığının belirlenmesi gerekmektedir. Bu katmanlar, 3-B yazıcı ile tasarım programı arasındaki iletişimi sağlayan bir arayüz programı aracılığıyla ayarlanır. Sternokostal implantın basımında kullanılan program Materialise Magics RP'dir. Bu yazılımı kullanmada amaç, modeli belirlenen katman kalınlığına göre dilimlemek, 3-B yazıcının modeli inşa ederken ihtiyaç duyduğu kodları doğru şekilde elde etmektir. Böylelikle bu yazılımda belirlenen parametrelere göre yazıcı, modelin katman kalınlığını, baskı tablasındaki yönünü, baskı hızını, yoğunluğunu, sıcaklığını ayarlayabilmektedir.
- Modelin baskı alanına belirli bir mantığa göre yerleştirilmesi gerekmektedir. Bu mantık basılacak modellerin güç ve görsel görünümünde etkili olmaktadır. Modellerin tablağa dik, yatay ya da belli bir açı ile (Şekil 10.1) basılması mukavemetini etkilemektedir. Modelin baskı tablasındaki yönü basım süresini, harcanan malzemeyi etkilemektedir [71].
- Modelde 45° den fazla çıkıntı bulunuyorsa, başarılı bir baskı için destek yapılarına (support) ihtiyaç duyulmaktadır. Baskı işleminden sonra bu destekler

belli işlemlerle sökülür. Parçalarda konumlandırma biçimi aynı zamanda destek yapısının temizlenmesi için gerekli zamanı ve emeği de etkilemektedir [71].



Şekil-10.1: Modelin üretim açılarının görünümü [11].

## 10.2 3-B Yazıcıda Plastik Prototip Üretimi

İmplant modeli metal SLS 3-B yazıcıda üretilmeden önce plastik 3-B yazıcıda üretilerek modelin tasarım programında çizilen model ile birebir örtüşüp örtüşmediği kontrol edilmektedir. Bu aşamada plastik malzemeden anatomik modelin de üretilip, implantın anatomik model ile uyumlu olması kontrol edilmektedir.

## 10.3 3-B Yazıcıda İmplantın Üretimi

Plastik prototip model, kontrollerden geçtikten sonra Concept Laser marka, M2 Cusing model makineyle SLS tekniği ile basım işlemine geçilmektedir. Program tarafından belirlenen katmanlar, SLS 3-B yazıcı tarafından tanınarak yazıcının mikron kalınlığına göre katman katman model inşa edilmektedir. Her katmana metal tozlar serpilmektedir, arayüz programı tarafından belirlenen parametrelere göre metal tozlar lazer ışığı yardımıyla sinterlenerek katılaşmaktadır. İlk katmanın işlemi bittikten sonra ikinci toz tabakası serpilir ve sinterlenir. Sonraki katmanlar için de aynı işlemler yapılır, katmanlar üste üste eklenerek model inşa edilir. Kullanılmayan veya sinterlenmeyen tozlar süpürülerek modelden uzaklaştırılır. Böylelikle metal modelin inşası gerçekleşmiş olur.

## **10.4 Üretim Sonrası İşlemler**

### **10.4.1 Isıl işlem (normalizasyon)**

Baskı işlemi bittikten sonra modele ısıl işlem uygulanmaktadır. Isıl işlem, katı haldeki metal veya alaşımlara belirli özellikleri kazandırmak amacıyla bir veya daha çok sayıda, duruma göre birbiri ardına zamanlanarak uygulanan ısıtma ve soğutma işlemleri ısıl işlem olarak tanımlanmaktadır [32]. Sinterleme işlemi malzeme üzerinde termal gerilmelere sebep olmaktadır. Üretim esnasında ani sıcaklık değişimlerinden kaynaklanan ve kontrol edilemeyen bu gerilmeler, parçalarda burulmaya, çarpılmaya, şekil değiştirmeye ve streslere neden olmaktadır. Bu sebeple implant iç gerilmeleri azaltmak için argon gazı atmosferi altında 840°C de 2 saat fırınlanıp, çıkarılırken 500°C sonra fırın dışında soğutmaya bırakılır [67]. Üretilen model kademeli soğutulularak ısıl işlemi tamamlanmış olur.

### **10.4.2 Desteklerin sökülmesi**

Destekler, modelin tablaya tutunmasını sağlayan, modelin üretimin açısından kaynaklı malzemenin düzgün bir geometride üretilmesini ve yere düşmesinin engeleyen parçalardır. Üretim ve normalizasyon işlemleri bittikten destek parçaları uygun el tasviye aletleri ile söküm işlemi yapılmaktadır.

### **10.4.3 Yüzey şekillendirme ve pürüzlendirme işlemleri**

Üretilen implantın vücuda implante edildikten sonra implant yüzeyinde doku tutulumunun olabilmesi için implant yüzeyinde bazı şekillendirme ve pürüzlendirme işlemlerinin yapılması gerekmektedir. Yüzey işlemleri sayesinde hücre proliferasyonu, osseointegrasyon süreci hızlanmaktadır.

Mekanik yüzey işlemleri kumlama, tornalama, zımparalama, parlatma işlemleri şeklinde sıralanmaktadır.

İmplanttaki destekler el tasviyesi ile söküldükten sonra implant yüzeyinde kalan kaba taneciklerin gitmesi için zımparalama yapılır. Aynı zamanda zımparalama pürüzlü yüzeyler elde etmek için de kullanılır. Zımpara ile malzeme kaybı yaratılarak pürüzlü yüzey yaratılır.

Parlatmada ise, yüzey giderek inceltilerek ve pürüzsüzlük sağlanmaktadır.

Yüzeyi pürüzlendirme için kumlama yöntemi de kullanılmaktadır. Bu yöntem sert seramik parçacıkları veya silika partiküllerinin basınçlı bir şekilde implant yüzeyi üzerine hızla püskürtülmesi şeklindedir. Kum, hidroksiapatit, alümina ya da TiO<sub>2</sub> partikülleri gibi materyaller genellikle bu amaç için kullanılmaktadır. Seramik taneciklerinin büyüklüğüne bağlı olarak, farklı yüzey pürüzlülüğüne sahip titanyum implantlar üretilir. Kumlama için kullanılacak materyaller kimyasal olarak stabil, biyouyumlu olmalı ve titanyum implantların osseointegrasyonuna engel olmamalıdır [41].

Çoğunlukla kullanılan implant pürüzlendirme yöntemlerinde de iri grenli partiküllerle kumlanmış yüzeye ardından kuvvetli bir asit uygulayarak yüzeyi pürüzlendirmek amaçlı SLA tekniği uygulanır. Bu işlem makro pürüzlülük ve mikro çukurlar elde etmek osseointegrasyonun yanı sıra yüzey pürüzlülüğünü artırmak için kumlama ve asitle aşındırmanın ardarda kombinasyonu şeklinde uygulanır. Kemik-implant yüzey tutunmasının fazla olması istenen implantlarda kullanılır.

## **10.5 Kalite Kontrol**

İmplant kalite kontrol yöntemleri sertlik testleri, yüzey pürüzlülük testleri, geometrik boyut ölçümü (fiziki doğrulama) şeklinde sıralanabilir.

### **10.5.1 Sertlik testleri**

Sertlik, malzemelerin plastik deformasyona karşı direnç gösterebilme kabiliyetidir. Sertlik ölçümü, malzemeye bilinen miktardaki bir yük ile başka bir malzeme tarafından yük uygulanması, bastırılması ile ölçülebilir. Sertlik deneyleri malzeme ve imal edilmiş parçaların çabuk ve tahribatsız olarak kontrolünü sağlayan çok önemli mekanik deneylerden biridir. Teknolojide yaygın olarak kullanılan sertlik ölçme yöntemleri, numune üzerinde elde edilen kalıcı izlerin ölçülmesi esasına dayanan yöntemlerdir.

### **10.5.2 Yüzey pürüzlülük testleri**

Kumlama işlemi sırasında kullanılan kum tanelerinin boyutları, şekilleri ve taneciklerin püskürtülme basıncı, asitle dağlama tekniğindeki sıcaklık değerleri yüzey pürüzlülük değerlerini (Ra ile sembolize edilir) etkilemektedir.

Yüzey topografisini saptamak için kullanılan teknikler, profilometre, optik profilometre, tarayıcı iğne mikroskobu, taramalı elektron mikroskobu şeklinde sıralanmaktadır.

### **10.5.3 Boyut ölçümü (fiziki doğrulama)**

Fiziki doğrulama, anatomik model ile implant modelinin plastik 3-B yazıcıda basılmasından sonra birbirini tamamlayan yüzeylerin üst üste oturtulması ile gerçekleştirilir. Plastik modellerin fiziki olarak uyuşması kontrol edilir.

## **10.6 Sterilizasyon ve Paketleme**

Sterilizasyon, bir maddenin üzerinde ve içinde yer alan tüm mikroorganizmaların öldürülmesi anlamına gelmektedir. İmplantın, implantasyon sonrasında vücutta oluşabilecek enfeksiyonları minimize etmek amacıyla implantın üretim sırasında veya çevre koşullarına bağlı üzerinde oluşabilecek vücuda zararlı tüm mikroorganizmalardan arındırılması gerekmektedir. Bu amaçlar implantların steril edilmesinde gaz sterilizasyonu ve gama radyasyonu ile sterilizasyon olmak üzere 2 yöntem kullanılmaktadır:

### **10.6.1 Gaz sterilizasyonu**

*Etilen oksit sterilizasyon* birçok medikal malzemenin steril edilmesi için kullanılan bir yöntemdir. Sterilizasyonda kullanılan etilen oksit gazı, mikroorganizmaların hücre duvarı ile reaksiyona girerek geri döndürülemez bir alkalileşmeye sebep olur. Etilen oksit gazı kolayca penetre olduğu için steril malzemeler üzerindeki gaz artıklarını uzaklaştırmak amacı ile, sterilizasyon sonunda havalandırmaya ihtiyaç vardır.

*Hidrojen peroksit gaz plazma sterilizasyonu* hızlı, güvenli, toksik kalıntı bırakmayan, ısıya ve neme duyarlı malzemeler için etkin bir sterilizasyon yöntemidir [6]. Çok güçlü bir okside edici ajandır. Gaz formdaki hidrojen peroksit çok düşük konsantrasyonlarda bile ( $>0.1$  mg/litre) virüs, bakteri, mantar gibi mikroorganizmaları yok etme konusunda etkilidir. Yüksek konstantrasyonlarda sterilizasyon sistemine hidrojen peroksit enjekte edilir. Derin vakum altında gaz buharlaşarak ortama dağılır ve difuze olur. Ortamdaki hidrojen peroksit mikroorganizmalar üzerinde öldürücü etki gösterir. Plazma aşamasında ise radyofrekans enerjisi kullanılarak mikroorganizmaların yaşamsal fonksiyonları durdurulur. Sterilizasyon işlemi düşük

ısıda gerçekleşir. Bu sayede ısıya duyarlı cerrahi malzemeler üzerindeki bütün bakteri ve mikro organizmaları toksik kalıntı bırakmaksızın sterilize eder. Son olarak sterilizasyon kazanındaki basınç olağan seviyesine düşer hidrojen peroksit su buharı ve oksijene dönüşür ve pompa yardımı ile kazan içinden atılır ve sterilizasyon döngüsü tamamlanmış olur. Geride herhangi bir toksik madde veya atık kalmadığından, havalandırmaya ihtiyaç yoktur. Paketleme için selüloz içermeyen polipropilen, tyveck (asbest, küf, cam yünü ve kurşun gibi tehlikeli maddelerin malzemedan geçmesini önleyen doğal mikrobiyal nüfus etme direnci sağlayan sürekli elyaflardan oluşan malzeme [Url-14]) gibi sentetik malzeme kullanılır [38].

### **10.6.2 Gama radyasyonu (ışınlama) ile sterilizasyon**

Mikroorganizmaları öldürmede etkili iyonlaştırıcı ve iyonlaştırıcı olmayan olmak üzere iki radyasyon türü vardır. Gama ışınları, yüksek enerjili elektronlar (e-demeti) ve X-ışınları iyonlaştırıcı radyasyon grubuna girerken UV (ultraviöle) ışınları iyonlaştırıcı olmayan gruba girmektedir. UV ışınları büyük dalga boyu dolayısıyla düşük enerji seviyesinden dolayı daha çok dezenfeksiyon amaçlı kullanılırken iyonlaştırıcı radyasyon türleri sterilizasyon amaçlı kullanılır. Radyasyon mikroorganizmalarda DNA hasarı yaratırken ikincil reaksiyonlarla serbest radikallerin oluşumunu ve bu radikallerin mikroorganizmaların inaktivasyonuna neden olur. Gama ışınlarının sterilizasyon amacıyla kullanımı, yüksek giricilik özellikleri nedeniyle daha yaygındır ve paket materyalinden geçme özelliğine sahip olduğu için son ürünlerin sterilizasyonuna olanak vermektedir. Ayrıca buharla sterilizasyon gibi konvansiyonel tekniklerle sterilize edilemeyen ısıya hassas ürünler üzerinde rahatlıkla uygulanabilen hızlı, etkin ve güvenilir bir yöndür.

## 11. SONUÇ VE ÖNERİLER

Kişiye özel tasarlanan sternokostal implantlar, günümüzün 3-B yazıcı teknolojisi ile üretilebilmekte, kaza, travma, tümör ve yaralanma gibi sebeplerle sternumu ve sternuma bağlı eklemleri zarar görmüş hastaların tedavisinde bir umut ışığı olmaktadır. Tez kapsamında sternokostal eklemlerin anatomisi ve kinezyoloji hakkında bilgiler edinilmiş ve bugüne kadar ülkemizde ve dünyamızda tasarlanmış hastaya implantasyonu gerçekleştirilmiş sternokostal implantlar araştırılmış, sternokostal implantın üretim aşamaları özetlenmiştir. İmplantasyonu gerçekleştiren implanta sonlu elemanlar yöntemi ile analizi yapılmış ve yeni bir implant tasarımı önerilerek implantların analiz sonuçları değerlendirilmiştir. Yapılan araştırmaların ve edilen bilgilerin dahilinde sternokostal implant tasarımında not alınması gereken konular aşağıda özetlenmiştir:

Sternokostal eklemler ve sternum göğüs kafesi bölgesinde yer aldığı için solunum dinamiklerinden dolayı rijit bir yapıdan ziyade dinamik bir yapıya sahiptir [16, 74]. Bu sebeple bu bölgenin yerine geçebilecek implantın bu dinamiğe uyumlu olması gerekmektedir. Solunum fonksiyonlarını destekleyecek esneklikte olup sternumun ve sternokostal eklemlerin solunum sırasındaki kinezyolojisi dikkate alınarak tasarım yapılmalıdır. Sternokostal eklemlerin solunum sırasında torsiyona uğradığı, bu mekanizma sayesinde kaburgalardaki hareket enerjisinin sternuma iletilmesi ile göğüs kafesinin genişlemede rol üstlendiği yapılan araştırmalarda ve literatürde belirtilmektedir [16, 56]. İmplant tasarımında kaburgalardaki ROM hareketlerinin birbirinden farklı olması, solunum sırasında sternal açının değişimi gibi dinamiklere dikkat edilmelidir. İmplant üzerinde delikler açılacak doku proliferasyonu desteklenmeli, açılan konumu deliklerin konumu implantın mekanik dayanımını azaltmayacak şekilde olmasına dikkat edilmelidir. Yapılan sonlu elemanlar analizinde implant entegre edilmiş göğüs kafesi modelinde maksimum stresin implant sınırına yakın olan delikte çıkması deliklerin konumunun önemini düşündürmüştür. Hastanın anatomisine uygun şekilde implant tasarımı yapılmalı, hastanın estetik kaygılarını gidermelidir. Cerrahların operasyon sırasında implantasyonunda karşılaşılabilecek zorlukları azaltmak amacıyla cerrah için de kolay implante edilebilir olmalıdır.

Ameliyat sonunda hastanın göğüsünün kapatılmasında zorluk yaşamamak ve hastanın implantı taşımasında yükünün azaltılması için implantın kalınlığına dikkat edilmeli, implant üzerinde delikler açılarak hücre büyümesinin sağlanması dışında hafifletilmesi sağlanmalıdır. İleride karşılaşılabilecek kalp krizi riskini de düşünülerek tasarlanmalı, kaza ya da darbe alınması problemlere karşı da dayanıklı olmalıdır. Hafif ve biyouyumlu aynı zamanda dışarıdan gelebilecek travmalara karşı iç organları koruyabilecek dayanıklılıkta ve solunumun dinamiklerine ayak uydurabilecek esneklikte ve radyolüsen bir malzeme seçilmelidir. Hastanın ileride göğüs kafesinin yeniden açılması gibi durum söz konusu olursa 3 parçalı implant modeli, operasyon sırasındaki işlemleri ve operasyon sonrasındaki hastanın iyileşme sürecini kolaylaştırabilir. Aranda ve arkadaşları yaptıkları 3 parçalı implant modelindeki operasyonun tek parçalıya göre daha kolay gerçekleştirdiğini gözlemlemiştir [5]. Tez kapsamında önerilen 3 parçalı implant modeli cerrahın implantasyonu sırasındaki kolaylık hem de hastanın ileride gerçekleşebilecek operasyonlarında kolaylık sağlanması düşüncesiyle tasarlanmış ve sonlu elemanlar yöntemi ile değerlendirmesi yapılmıştır. Analiz sonucuna göre vidayla birleştirilen 3 parça modelin yer değiştirmesi ile tek parçalı modelin yer değiştirmesinde anlamlı bir fark oluşmamaktadır. Vidalar parçalar arasındaki açılmayı önlemektedir. Ancak vida tasarımı ayrıntılı incelenmeli (yivli ve havşa başlı vida tasarımı ya da cerrahi operasyonda kullanılan vidalar simülasyonda tasarımı), vida deliklerinin etrafına binen yüksek stres değerleri düşürülmelidir. Tezin amacı implantı analiz etmek olması ve analiz süresinin kısaltılması amacıyla tasarımda kullanılan vidalar basitleştirilerek silindir şeklinde tasarlanmıştır. 3 parçalı ve vidalı implant modelinin analiz programında simülasyonun yanı sıra bu modellerin klinik ortamda da incelemesinin yapılması, vidaların ve implant parçalarının üzerinde gelişebilecek dokunun klinik olarak takibi de ileride yapılacak araştırmalara eklenebilir ve bu modellerin başarısı incelenebilir.

Yapılacak akademik araştırmalarda ve sternokostal implant tasarımlarında başarısızlığı önleyebilmek için implantın mekanik performansları yapılan analizlerle (kaza sırasında etkiyen ve/veya solunum dinamiklerinde etkiyen kuvvetler, CPR sırasında uygulanan kuvvetler) simüle edilerek incelenebilir. İmplant ve kaburgalara etkiyebilecek kuvvetlere ek olarak hastalıklı kemik dokuların da simülasyona dahil edilmesine dair çalışmalar yapılabilir.



Tez kapsamında yapılan araştırmalar sonucu sternokostal eklemlerin solunum dinamiklerine etkisi sebebiyle rijit bir implant tasarımıdan ziyade biyodinamik implantlara eğilimin olduğu görölmektedir. Ancak dinamik implantların solunum sırasındaki hareketinin, etrafında oluşacak doku ile sürtünmesinden kaynaklanabilecek dokuda hasar meydana gelmesi konusu düşündürmektedir. Yapılan literatür araştırmalarında bu konuyla ilgili verilere rastlanılmamıştır. Literatürde biyodinamik implantlar tasarlanırken malzemenin esnekliğini sağlayabilmek için çeşitli geometriler ('greek wave' modeli, yaylı modeller) çalışıldığı görölmektedir ancak sternokostal eklemlerin solunum sırasındaki torsiyonunun derecesini matematiksel olarak ifade edebilecek bir çalışmaya rastlanmamıştır. Dolayısıyla başarılı bir biyodinamik implant tasarımı için sternokostal eklemlerin kinezyolojisinin derinlemesine incelenmesi, kinezyolojiye uygun geometrinin tasarlanması için matematiksel verilere dayanması, tasarımın sonlu elemanlar yöntemi ile analizi ve in vivo çalışmalarının yapılması gerekliliği anlaşılmaktadır. Bu çalışmaların yapılması orjinaline en yakın sternokostal implant tasarımının kapısı aralanacaktır.



## KAYNAKLAR

- [1] **Akalan, N.Ek. ve Temelli, Y.** (2016). *Temel Kinezyo-mekanik Klinik Örnekli Anlatım*. İstanbul Tıp Kitabevi.
- [2] **Akkuş, H., Günaydin, B. ve Ustundag, C.** (2020). Doku Mühendisliğinde 3 Boyutlu Biyo-baskı için Biyofonksiyonel Mürekkepler. *International Journal of 3D Printing Technologies and Digital Industry*. DOI:https://doi.org/10.46519/ij3dptdi.795922.
- [3] **Aragón, J. ve Pérez Méndez, I.** (2016). Dynamic 3D printed titanium copy prosthesis: a novel design for large chest wall resection and reconstruction. *Journal of Thoracic Disease*. 8, 6 , E385–E389. DOI:https://doi.org/10.21037/jtd.2016.03.94.
- [4] **Aranda, J.L., Jiménez, M.F., Rodríguez, M. ve Varela, G.** (2015). Tridimensional titanium-printed custom-made prosthesis for sternocostal reconstruction. *European Journal of Cardio-Thoracic Surgery*. 48, 4, e92–e94. DOI:https://doi.org/10.1093/ejcts/ezv265.
- [5] **Aranda, J.L., Novoa, N. ve Jiménez, M.F.** (2019). Thoracic customized modular titanium-printed prosthesis. *AME Case Reports*. 3, 35–35. DOI:https://doi.org/10.21037/acr.2019.08.01.
- [6] **Atalay, A., Altakhan, M. ve Sağiroğlu, P.** (2020). İki farklı hidrojen peroksit gaz plazma sterilizatörünün lümenli tıbbi cihazlardaki performanslarının değerlendirilmesi. *Journal of Biotechnology and Strategic Health Research*. DOI:https://doi.org/10.34084/bshr.798413.
- [7] **Aydın, A.T.** (2011). İmplant Malzemelerine karşı oluşan biyolojik yanıt. *Türk Ortopedi ve Travmatoloji Birliği Derneği*. 10(2):114-121.
- [8] **Balık, A.** (2007). *Farklı İmplant Abutment Bağlantılarının Oluşturduğu Stresin Sonlu Elemanlar Analiz Yöntemi ile İncelenmesi*. İstanbul Üniversitesi.
- [9] **Balke, D., Gupta, V. ve Welter, S.** (2019). Prospects of 3D-printed sternum prostheses: a review. DOI:https://doi.org/doi:10.21037/jovs.2019.10.05.
- [10] **Baubin, M., Kollmitzer, J., Pomaroli, A., Kraincuk, P., Kranzl, A., Sumann, G., Wiesinger, G.F. ve Gilly, H.** (1997). Force distribution across the heel of the hand during simulated manual chest compression.
- [11] **Bayirli, A., Ide, S., Orujalipour, I., Demir, O., Dursun, M. ve Ates, H.** (2019). Nanoscale structural investigation on Ti-6Al-4V implants produced by using selective laser melting technique: The importance of production angle. *Journal of Materials Research and Technology*. 8, 3, 2796–2801. DOI:https://doi.org/10.1016/j.jmrt.2019.04.019.

- [12] **Bell, S.N., Christmas, M.U.S.I. ve Coghlan, J.A.** (2020). Proximal humeral osteolysis and glenoid radiolucent lines in an anatomic shoulder arthroplasty: a comparison of a ceramic and a metal humeral head component. *Journal of Shoulder and Elbow Surgery*. 29, 5, 913–923. DOI:<https://doi.org/10.1016/j.jse.2019.09.032>.
- [13] **Beltrán-Fernández, J.A., Valdez, N.C., Rebatu, A.G. ve Hernández Gómez, L.H.** (2015). Biomechanical Design of a Vertebral Distractor for Fractured Bodies Useful in Kyphoplasty. *Applications of Computational Tools in Biosciences and Medical Engineering*. A. Öchsner and H. Altenbach, eds. Springer International Publishing. 89–122.
- [14] **Bertin, F., Piccardo, A., Denes, E., Delepine, G. ve Tricard, J.** (2018). Porous alumina ceramic sternum: A reliable option for sternal replacement. *Annals of Thoracic Medicine*. 13, 4, 226. DOI:[https://doi.org/10.4103/atm.ATM\\_80\\_18](https://doi.org/10.4103/atm.ATM_80_18).
- [15] **Beyer, B.** (2016). *Contribution to 3D modelling of the human thorax in breathing movement : in vivo analysis of thorax joint kinematics*. Université Libre De Bruxelles, Université Claude Bernard Lyon1.
- [16] **Beyer, B., Feipel, V., Sholukha, V., Chèze, L. ve Van Sint Jan, S.** (2017). In-vivo analysis of sternal angle, sternal and sternocostal kinematics in supine humans during breathing. *Journal of Biomechanics*. 64, 32–40. DOI:<https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2017.08.026>.
- [17] **Bikas, H., Stavropoulos, P. ve Chryssolouris, G.** (2016). Additive manufacturing methods and modelling approaches: a critical review. *The International Journal of Advanced Manufacturing Technology*. 83, 1–4, 389–405. DOI:<https://doi.org/10.1007/s00170-015-7576-2>.
- [18] **Bikas, H., Stavropoulos, P. ve Chryssolouris, G.** (2016). Additive manufacturing methods and modelling approaches: a critical review. *The International Journal of Advanced Manufacturing Technology*. 83, 1–4, 389–405. DOI:<https://doi.org/10.1007/s00170-015-7576-2>.
- [19] **Borse, R. ve Al-Smadi, Y.M.** (2015). Non-Linear Dynamic Response of Thorax to Impulsive Loading of Cardiopulmonary Resuscitation (CPR). *Volume 3: Biomedical and Biotechnology Engineering* (Houston, Texas, USA, V003T03A040).
- [20] **Cai, Z., Li, Z., Wang, L., Hsu, H., Xiao, Z. ve Xian, C.J.** (2016). 1910. A three-dimensional finite element modelling of human chest injury following front or side impact loading. . *ISSN*. 18, 1, 12.
- [21] **Cander, Prof.Dr.B., Yıldırım, Prof.Dr.A. ve Önalın, Doç.Dr.O.**  
Kardiyopulmoner Resüsitasyon ve Acil Kardiyak Bakım Bilimi için 2010 Amerikan Kalp Derneği (AHA) Kılavuzu.
- [22] **Cano, J.R., Escobar, F.H., Alonso, D.P. ve Rivero, L.L.** (2018). Reconstruction of the anterior chest wall with a 3-dimensionally printed biodynamic prosthesis. *The Journal of Thoracic and Cardiovascular Surgery*. 155, 1, e59–e60. DOI:<https://doi.org/10.1016/j.jtcvs.2017.08.118>.
- [23] **Çelik, İ., Karakoç, F., Çakır, M.C. ve Duysak, A.** (2013). Hızlı Prototipleme Teknolojileri ve Uygulama Alanları. *Dumlupınar Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü Dergisi*.

- [24] **Costa, L., Vilar, R., Réti, T. ve Pais, A.R.** Simulating the Effects of Substrate Pre-heating on the Final Structure of Steel Parts Built by Laser Powder Deposition.
- [25] **Das, M., Balla, V.K., Kumar, T.S.S. ve Manna, I.** (2013). Fabrication of Biomedical Implants using Laser Engineered Net Shaping (LENS™). *Transactions of the Indian Ceramic Society*. 72, 3, 169–174. DOI:<https://doi.org/10.1080/0371750X.2013.851619>.
- [26] **Demondion, P., Mercier, O., Kolb, F. ve Fadel, E.** (2014). Sternal replacement with a custom-made titanium plate after resection of a solitary breast cancer metastasis. *Interactive CardioVascular and Thoracic Surgery*. 18, 1, 145–147. DOI:<https://doi.org/10.1093/icvts/ivt456>.
- [27] **Dimitrievska, S., Whitfield, J., Hacking, S.A. ve Bureau, M.N.** (2008). Novel carbon fiber composite for hip replacement with improved in vitro and in vivo osseointegration. *Journal of Biomedical Materials Research Part A*. (2008). DOI:<https://doi.org/10.1002/jbm.a.32175>.
- [28] **Doi, K., Kuwata, N. ve Kawai, S.** (1984). Alumina ceramic finger implants: A preliminary biomaterial and clinical evaluation. *The Journal of Hand Surgery*. 9, 5, 740–749. DOI:[https://doi.org/10.1016/S0363-5023\(84\)80027-1](https://doi.org/10.1016/S0363-5023(84)80027-1).
- [29] **Duman, B. ve Kayacan, M.C.** (2017). Doğrudan Metal Lazer Sinterleme/Ergitme Yöntemi ile İmal Edilecek Parçanın Mekanik Özelliklerinin Tahmini, 17.
- [30] **Dutta, B.** (2011). Additive Manufacturing by Direct Metal Deposition. *Advanced Materials & Processes*. 5.
- [31] **Dzian, A., Živčák, J., Penciak, R. ve Hudák, R.** (2018). Implantation of a 3D-printed titanium sternum in a patient with a sternal tumor. *World Journal of Surgical Oncology*. 16, 1. DOI:<https://doi.org/10.1186/s12957-018-1315-8>.
- [32] **Ekici, M.R.** *Alaşım Elementleri ve Sinterleme Sıcaklıklarının TM ile Üretilen Çelik Malzemelerin Mikroyapı ve Mekanik Özelliklerine Etkisi*. Sakarya Üniversitesi.
- [33] **Emre, Ş., Yolcu, M.B. ve Celayir, S.** (2015). Üç boyutlu yazıcılar ve çocuk cerrahisi. *Çocuk Cerrahisi Dergisi*. 29(3), 77–82. DOI:<https://doi.org/10.5222/JTAPS.2015.077>.
- [34] **Felippa, C.A.** (2001). *Introduction the Finite Element Method*. USA
- [35] **Furusu, K., Watanabe, I., Kato, C., Miki, K. ve Hasegawa, J.** (2001). Fundamental study of side impact analysis using the finite element model of the human thorax. *JSAE Review*. 5.
- [36] **Gapinski, B., Janicki, P., Marciniak-Podsadna, L. ve Jakubowicz, M.** (2016). Application of the Computed Tomography to Control Parts Made on Additive Manufacturing Process. *Procedia Engineering*. 149, (2016), 105–121. DOI:<https://doi.org/10.1016/j.proeng.2016.06.645>.
- [37] **Görgülüarslan, Dr.Öğr.Üy.R.M.** (2021). “MAK 410 Sonlu Elemanlar Yöntemi” ders notları.
- [38] **Günaydın, D.M., Perçin, D.D., Esen, D.Ş. ve Zenciroğlu, H.D.** Sterilizasyon ve Dezenfeksiyon Rehberi. 118.

- [39] **Güven, Ş.Y.** (2014). Biyouyumluluk ve Biyomalzemenin Seçimi. *Suleyman Demirel University Journal of Engineering Sciences and Design* 2(3).
- [40] **Hall, J.E. ve Guyton, A.C.** (2011). *Guyton and Hall textbook of medical physiology*. Saunders/Elsevier.
- [41] **Hayran, Y., Akbulut, N., Soylu, E. ve Tümer, M.K.** (2016). İmplant yüzey şekillendirme teknolojileri. *Türkiye Klinikleri J Oral Maxillofac Surg-Special Topics*. (2016).
- [42] **Heimke, G., Leyen, S. ve Willmann, G.** (2002). Knee arthroplasty: recently developed ceramics offer new solutions. *Biomaterials*. 23, 7, 1539–1551. DOI:[https://doi.org/10.1016/S0142-9612\(01\)00262-9](https://doi.org/10.1016/S0142-9612(01)00262-9).
- [43] **Hulbert, S.F.** The Use Of Alumina And Zirconia In Surgical Implants. *An Introduction to Bioceramics*.
- [44] **Işık, H.** (2021). 3. Metüm Günleri “Göğüs Cerrahisinde Kişiye Özel İmplant Teknolojisi Uygulamaları” sunumu.
- [45] **Işık H., İnan, M.Ş., Kavaklı, K. ve Gürkök, S.** Reconstruction of large chest wall defects using three-dimensional custom-made implant technology. *Turkish Journal of Thoracic and Cardiovascular Surgery* 2021;29(1):122-125 <http://dx.doi.org/doi:10.5606/tgkdc.dergisi.2021.19385>
- [46] **Jansova, M., Hyncik, L., Gierczycka-Zbrozek, D. ve Baudrit, P.** (2015). Evaluation of human thorax FE model in various impact scenarios. *Applied and Computational Mechanics*.
- [47] **Jockisch, K.A., Brown, S.A., Bauer, T.W. ve Merritt, K.** (1992). Biological response to chopped-carbon-fiber-reinforced peek. *Journal of Biomedical Materials Research*. 26, 2 , 133–146. DOI:<https://doi.org/10.1002/jbm.820260202>.
- [48] **Karakılınç, U., Yalçın, B. ve Ergene, B.** (2019). Toz yataklı/beslemeli eklemli imalatta kullanılan partiküllerin uygunluk araştırması ve partikül imalat yöntemleri. *Politeknik Dergisi*. 22(4) , 801–810. DOI:<https://doi.org/10.2339/politeknik.423707>.
- [49] **Katrinardottir, H.** (2017). *Finite Element Modeling of Chest Compressions in CPR*. Royal Institute of Technology KTH STH.
- [50] **Keskintaş, S.** (2017). *Sonlu Elemanlar Yöntemi ile Optimum Genişleyebilir Servikal Peek Cage Tasarımı*. TOBB Ekonomi ve Teknoloji Üniversitesi.
- [51] **Khennane, A.** (2013). *Introduction to Finite Element Analysis Using Matlab and Abaqus*.
- [52] **Kükürtçü, B.** (2008). *Production of bioactive glass and glass-ceramic materials and investigation of behaviours in simulated body fluid*. İstanbul Teknik Üniversitesi.
- [53] **Ladjal, H., Shariat, B., Azencot, J. ve Beuve, M.** (2013). Appropriate biomechanics and kinematics modeling of the respiratory system: Human diaphragm and thorax. *2013 IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems (Tokyo)*, 2004–2009.
- [54] **Moradiellos, J., Amor, S., Córdoba, M., Rocco, G., Vidal, M. ve Varela, A.** (2017). Functional Chest Wall Reconstruction With a Biomechanical Three-Dimensionally Printed Implant. *The Annals*

- of Thoracic Surgery*. 103, 4 , e389–e391.  
DOI:https://doi.org/10.1016/j.athoracsur.2016.11.048.
- [55] **Murr, L.E., Esquivela E.V., Quinonesb S.A., Gaytana S.M., Lopeza M.I., Martineza E.Y., Medinac F., Hernandeza D.H., Martineza E., Martineza J.L., Stafforda S.W., Browna D.K., Hopped T, Meyersd W., Lindhee U., Wicker R.B.** (2009). Microstructures and mechanical properties of electron beam-rapid manufactured Ti–6Al–4V biomedical prototypes compared to wrought Ti–6Al–4V. *Materials Characterization*. 60, 2 , 96–105.  
DOI:https://doi.org/10.1016/j.matchar.2008.07.006.
- [56] **Neumann, D.A.** *Kinesiology of the Musculoskeletal System, Foundations for Rehabilitation*.
- [57] **Nishida, K., Hashizume, K., Nasu, Y., Ozawa, M., Fujiwara, K., Inoue, H. ve Ozaki, T.** (2018). Mid-term results of alumina ceramic unlinked total elbow arthroplasty with cement fixation for patients with rheumatoid arthritis. *The Bone & Joint Journal*. 100-B, 8 , 1066–1073. DOI:https://doi.org/10.1302/0301-620X.100B8.BJJ-2017-1451.R1.
- [58] **Oswald, N., Senanayake, E., Naidu, B., Khalil, H. ve Bishay, E.** (2018). Chest Wall Mechanics In Vivo With a New Custom-Made Three-Dimensional–Printed Sternal Prosthesis. *The Annals of Thoracic Surgery*. 105, 4, 1272–1276.  
DOI:https://doi.org/10.1016/j.athoracsur.2017.11.005.
- [59] **Oswald, N., Senanayake, E., Naidu, B., Khalil, H. ve Bishay, E.** (2018). Chest Wall Mechanics In Vivo With a New Custom-Made Three-Dimensional–Printed Sternal Prosthesis. *The Annals of Thoracic Surgery*. 105, 4 , 1272–1276.  
DOI:https://doi.org/10.1016/j.athoracsur.2017.11.005.
- [60] **Özkan, D.Ç.** (2019). Prototipleme Teknolojisinin Gelişimi, Çeşitleri, İmalat Sektöründe Sağladığı Avantajlar. *Mühendis ve Makina güncel*.
- [61] **Rajzer, I., Menaszek, E., Bacakova, L., Rom, M. ve Blazewicz, M.** (2010). In vitro and in vivo studies on biocompatibility of carbon fibers. *Journal of Materials Science: Materials in Medicine*. 21, 2611–2622. DOI:https://doi.org/10.1007/s10856-010-4108-3.
- [62] **Ridwan-Pramana, A., Wolff, J., Razinei, A., Ashton-James, C.E. ve Forouzanfar, T.** (2015). Porous polyethylene implants in facial reconstruction: Outcome and complications. *Journal of Cranio-Maxillofacial Surgery*. 43, 8, 1330–1334.  
DOI:https://doi.org/10.1016/j.jcms.2015.06.022.
- [63] **Safarlı, Z.** (2020). PEEK polimerinin protetik diş hekimliğinde kullanımı. *Selcuk Dent J.*. DOI:https://doi.org/10.15311/selcukdentj.476586.
- [64] **Şap, S., Şap, E. ve Kırık, İ.** (2019). Titanyum ve Alaşımlarının Biyomalzeme Olarak Kullanılması.
- [65] **Sarraf, M., Rezvani Ghomi, E., Alipour, S., Ramakrishna, S. ve Liana Sukiman, N.** (2021). A state-of-the-art review of the fabrication and characteristics of titanium and its alloys for biomedical applications. *Bio-Design and Manufacturing*.  
DOI:https://doi.org/10.1007/s42242-021-00170-3.
- [66] **Saryal, S.** (2017). Akciğer Volümleri. *Toraks Cerrahisi Bülteni*. 21–28.  
DOI:https://doi.org/10.5578/tcb.2017.004.

- [67] **Savaşer, B.O.** (2017). *Kafatası Kayıplarının Onarılması için Kişiyeye Özel İmplant Tasarımı ve Üretimi*. TOBB Ekonomi ve Teknoloji Üniversitesi.
- [68] **Schoell, S.L., Weaver, A.A., Vavalle, N.A. ve Stitzel, J.D.** (2015). Age- and Sex-Specific Thorax Finite Element Model Development and Simulation. *Traffic Injury Prevention*. 16, sup1, S57–S65. DOI:https://doi.org/10.1080/15389588.2015.1005208.
- [69] **Singh, S., Ramakrishna, S. ve Singh, R.** (2017). Material issues in additive manufacturing: A review. *Journal of Manufacturing Processes*. 25, 185–200. DOI:https://doi.org/10.1016/j.jmapro.2016.11.006.
- [70] **Strano, G., Hao, L., Everson, R.M. ve Evans, K.E.** (2013). Surface roughness analysis, modelling and prediction in selective laser melting. *Journal of Materials Processing Technology*. 213, 4, 589–597. DOI:https://doi.org/10.1016/j.jmatprotec.2012.11.011.
- [71] **Sürmen, H.K.** (2019). Eklemeli İmalat (3B Baskı): Teknolojiler ve Uygulamalar. *Uludağ Üniversitesi Mühendislik Fakültesi Dergisi*. DOI:https://doi.org/10.17482/uumfd.519147.
- [72] **Taniguchi, A., Takakura, Y., Tanaka, Y., Kurokawa, H., Tomiwa, K., Matsuda, T., Kumai, T. ve Sugimoto, K.** (2015). An Alumina Ceramic Total Talar Prosthesis for Osteonecrosis of the Talus. *The Journal of bone and joint surgery*. 97, 1348–1353. DOI:http://dx.doi.org/10.2106/JBJS.N.01272.
- [73] **Toth, J.M.** (2019). Biocompatibility of PEEK Polymers. *PEEK Biomaterials Handbook*. Elsevier. 107–119.
- [74] **Troyer, A. ve Decramer, M.** (1985). Mechanical coupling between the ribs and sternum in the dog. *Respiration Physiology*. 59, 1, 27–34. DOI:https://doi.org/10.1016/0034-5687(85)90015-5.
- [75] **Turna, A., Kavakli, K., Sapmaz, E., Arslan, H., Caylak, H., Gokce, H.S. ve Demirkaya, A.** (2014). Reconstruction with a patient-specific titanium implant after a wide anterior chest wall resection. *Interactive CardioVascular and Thoracic Surgery*. 18, 2, 234–236. DOI:https://doi.org/10.1093/icvts/ivt408.
- [76] **Wang, B., Guo, Y., Tang, J. ve Yu, F.** (2019). Three-dimensional custom-made carbon-fiber prosthesis for sternal reconstruction after sarcoma resection. *Thoracic Cancer*. 10, 6, 1500–1502. DOI:https://doi.org/10.1111/1759-7714.13084.
- [77] **Wang, B., Mei, X., Liu, W. ve Yu, F.** (2018). Chest wall reconstruction with 3-dimensional custom-made carbon fiber ribs. *J Thorac Cardiovasc Surg*. 156, 177–179. DOI:https://doi.org/doi.org/10.1016/j.jtcvs.2018.05.070.
- [78] **Wang, B., Song, M., Tang, J. ve Yu, F.** (2020). Sternoclavicular Joint and Sternal Reconstruction With 3-Dimensional Carbon-Fiber Prosthesis. *Seminars in Thoracic and Cardiovascular Surgery*. 32, 1, 171–173. DOI:https://doi.org/10.1053/j.semctvs.2019.05.013.
- [79] **Wang, L., Huang, L., Li, X., Zhong, D., Li, D., Cao, T., Yang, S., Yan, X., Zhao, J., He, J., Cao, Y. ve Wang, L.** (2019). Three-dimensional printing PEEK implant: A novel choice for the reconstruction of chest wall defect. *Annals of Thoracic Surgeons*. 107, 921–928. DOI:https://doi.org/10.1016/j.athoracsur.2018.09.044.



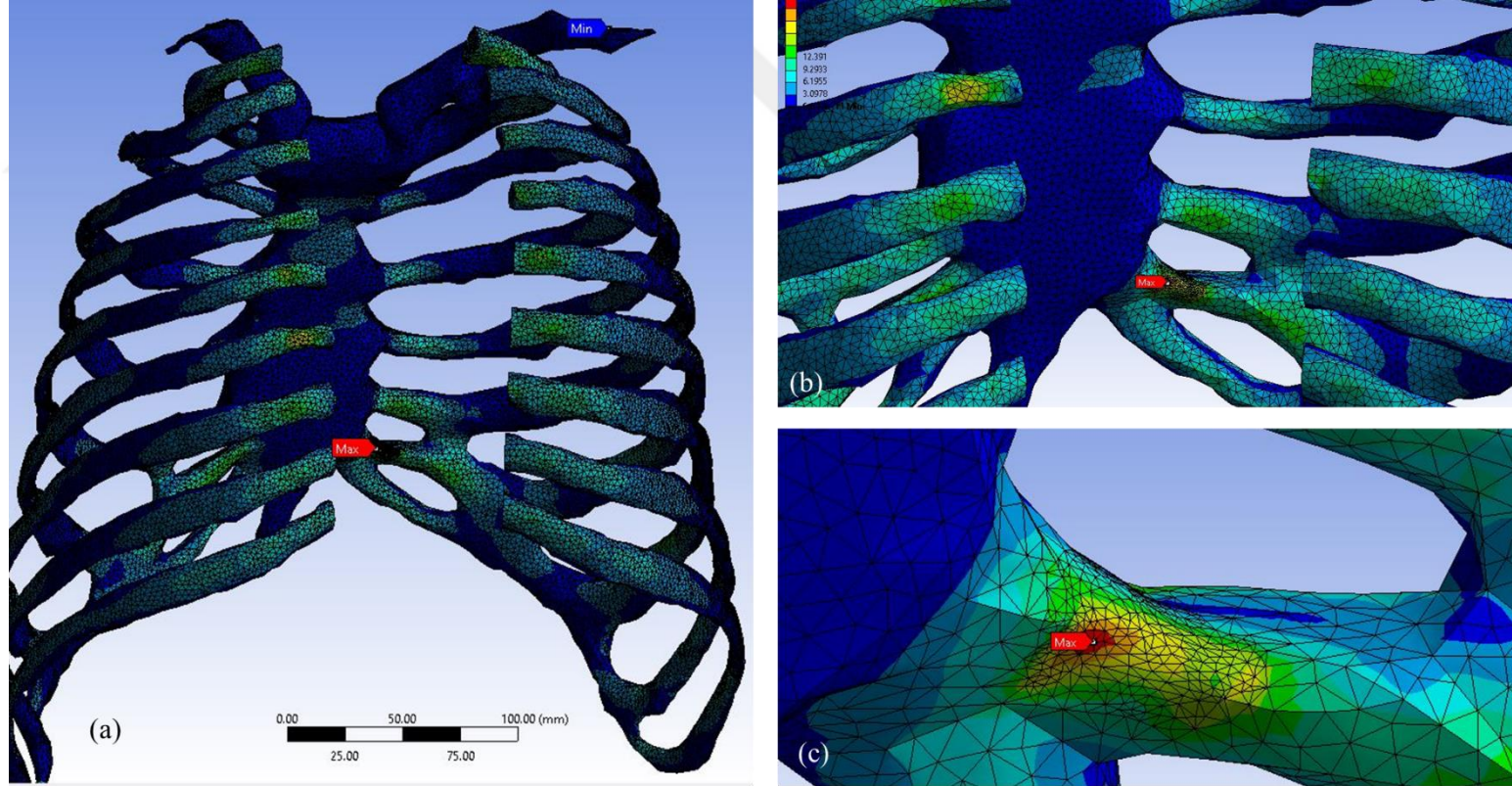
- [80] Warsi, R. ve Kazmi, K.H. Mechanical properties of wire and arc additive manufactured component deposited by a CNC controlled GMAW. *Materials Today: Proceedings*. DOI:<https://doi.org/10.1016/j.matpr.2021.10.114>.
- [81] Watkins, R., Watkins, R., Williams, L., Ahlbrand, S., Garcia, R., Karamanian, A., Sharp, L., Vo, C. ve Hedman, T. (2005). Stability Provided by the Sternum and Rib Cage In the Thoracic Spine. *Spine*. 30, 11, 1283–1286. DOI:<https://doi.org/10.1097/01.brs.0000164257.69354.bb>.
- [82] Wen, X., Gao, S., Feng, J., Li, S., Gao, R. ve Zhang, G. (2018). Chest-wall reconstruction with a customized titanium-alloy prosthesis fabricated by 3D printing and rapid prototyping. *Journal of Cardiothoracic Surgery*. 13, 1, 4. DOI:<https://doi.org/10.1186/s13019-017-0692-3>.
- [83] Yedukondalu, G., Patnaik, S., Lakshmi Venkatesh, P. ve Siva Jagadeesh, S. (2018). Chest compression with 2-DOF parallel manipulator for cardiopulmonary resuscitation. *International Journal of Engineering & Technology*. 7, 2.8, 211. DOI:<https://doi.org/10.14419/ijet.v7i2.8.10411>.
- [84] Zheng, C., Liu, Z., Chen, S. ve Liu, C. (2020). Corrosion Behavior of a Ni–Cr–Mo Alloy Coating Fabricated by Laser Cladding in a Simulated Sulfuric Acid Dew Point Corrosion Environment. *Coatings*. 10, 9, 849. DOI:<https://doi.org/10.3390/coatings10090849>.
- Url-1 <https://www.materialise.com/en/medical/mimics-innovation-suite/personalized-implant-design>, alındığı tarih: 26.01.2022
- Url-2 <https://3dheals.com/>, alındığı tarih: 26.01.2022
- Url-3 <https://www.medicalexpo.com/prod/craniotech/product-127469-932723.html>, alındığı tarih: 26.01.2022
- Url-4 <https://basicmedicalkey.com/thorax-8/>, alındığı tarih: 01.02.2022
- Url-5 [https://www.wikiwand.com/en/3D\\_printing](https://www.wikiwand.com/en/3D_printing), alındığı tarih: 16.02.2022
- Url-6 <https://www.twi-global.com/technical-knowledge/faqs/what-is-laminated-object-manufacturing-lom#Advantages> alındığı tarih: 17.02.2022
- Url-7 <http://www.turkcadcam.net/rapor/otoinsa/tek-isikla-kur-maskeleyerek.html> alındığı tarih: 21.02.2022
- Url-8 <https://additive-manufacturing-report.com/technology/metal/laser-beam-powder-bed-fusion/> alındığı tarih: 24.02.2022
- Url-9 <https://www.arrkeurope.com/services/prototyping/services/selective-laser-sintering-sls/>
- Url-10 <https://3d-expo.ru/en/article/chto-takoe-masochnaya-stereolitografiya-sgc-79117> alındığı tarih: 24.02.2022
- Url-11 <https://formlabs.com/asia/blog/ultimate-guide-to-stereolithography-sla-3d-printing/> alındığı tarih: 24.02.2022
- Url-12 <https://www.azom.com/article.aspx?ArticleID=9365> alındığı tarih: 01.03.2022
- Url-13 <https://www.azom.com/article.aspx?ArticleID=9365> alındığı tarih: 09.09.2022
- Url-14 <https://www.dupont.com.tr/tyvek/what-is-tyvek.html> alındığı tarih: 23.03.2022



## **EKLER**

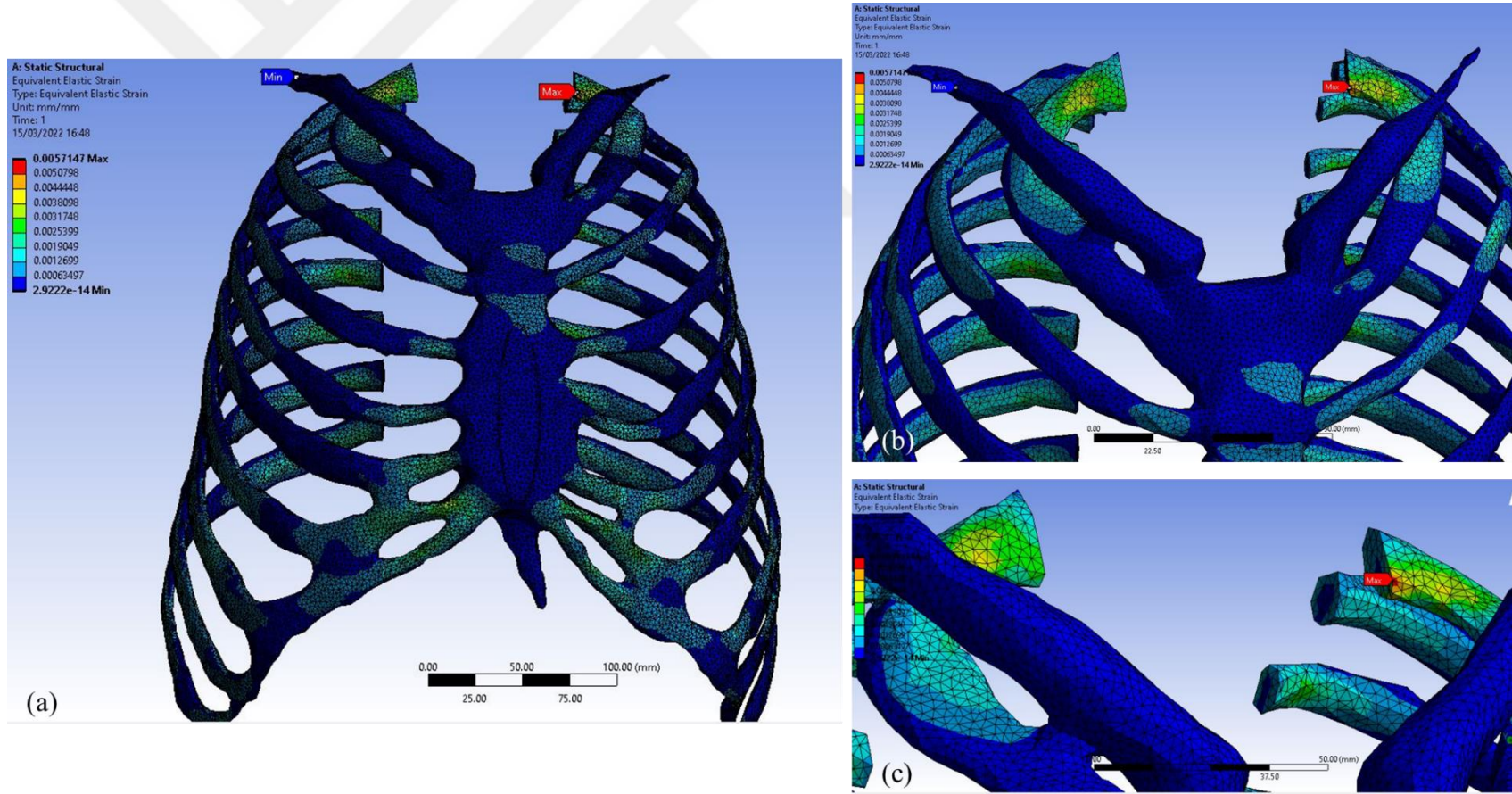
- EK 1 : Tam göğüs kafesi modeli Von-Mises stress dağılımı
- EK 2 : Tam göğüs kafesi modeli gerinim değerleri
- EK 3 : Tam göğüs kafesi modeli yer değiştirme değerleri
- EK 4 : İmplant entegre edilmiş göğüs kafesi modeli gerinim değeri
- EK 5 : İmplant entegre edilmiş göğüs kafesi modeli yer değiştirme değeri
- EK 6 : Yeni implant modelleri için mesh yapısının gösterimi
- EK 7 : Tasarlanan yeni implant modellerin von mises stress değerleri
- EK 8 : Tasarlanan yeni implant modellerin gerinim değerleri
- EK-9 : Tasarlanan yeni implant modellerin toplam yer değiştirme değerleri
- EK 10 : Tasarlanan yeni implant modellerin sternokostal parçalarının temas eden yüzeylerin yer değiştirme değerlerinin dağılımı
- EK 11 : Tasarlanan yeni implant modellerin sternokostal parçalarının temas eden yüzeylerin yer değiştirme değerleri tablosu

## EK 1



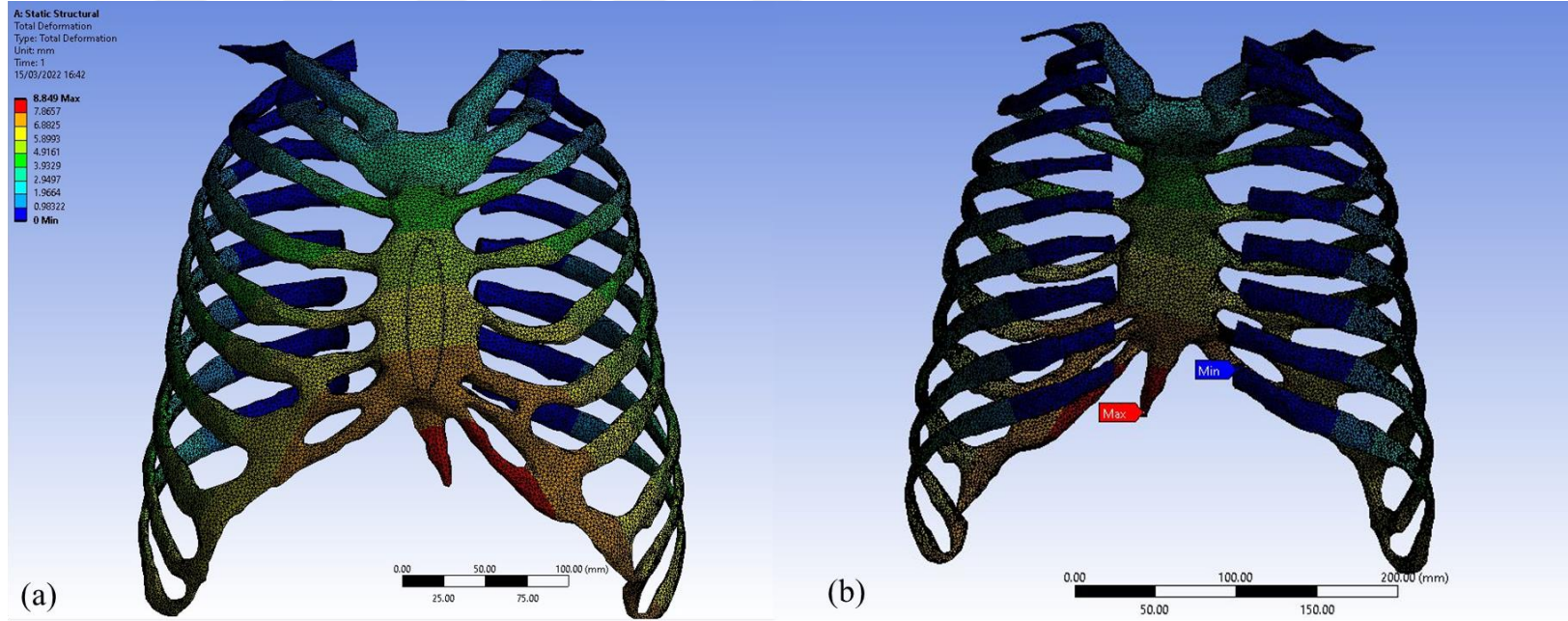
Şekil Ek.1 : (a) Tam göğüs kafesi modelinin stres değerinin maksimum olduğu bölge (b) ve (c) de yakınlaştırlarak gösterilmiştir.

## EK 2



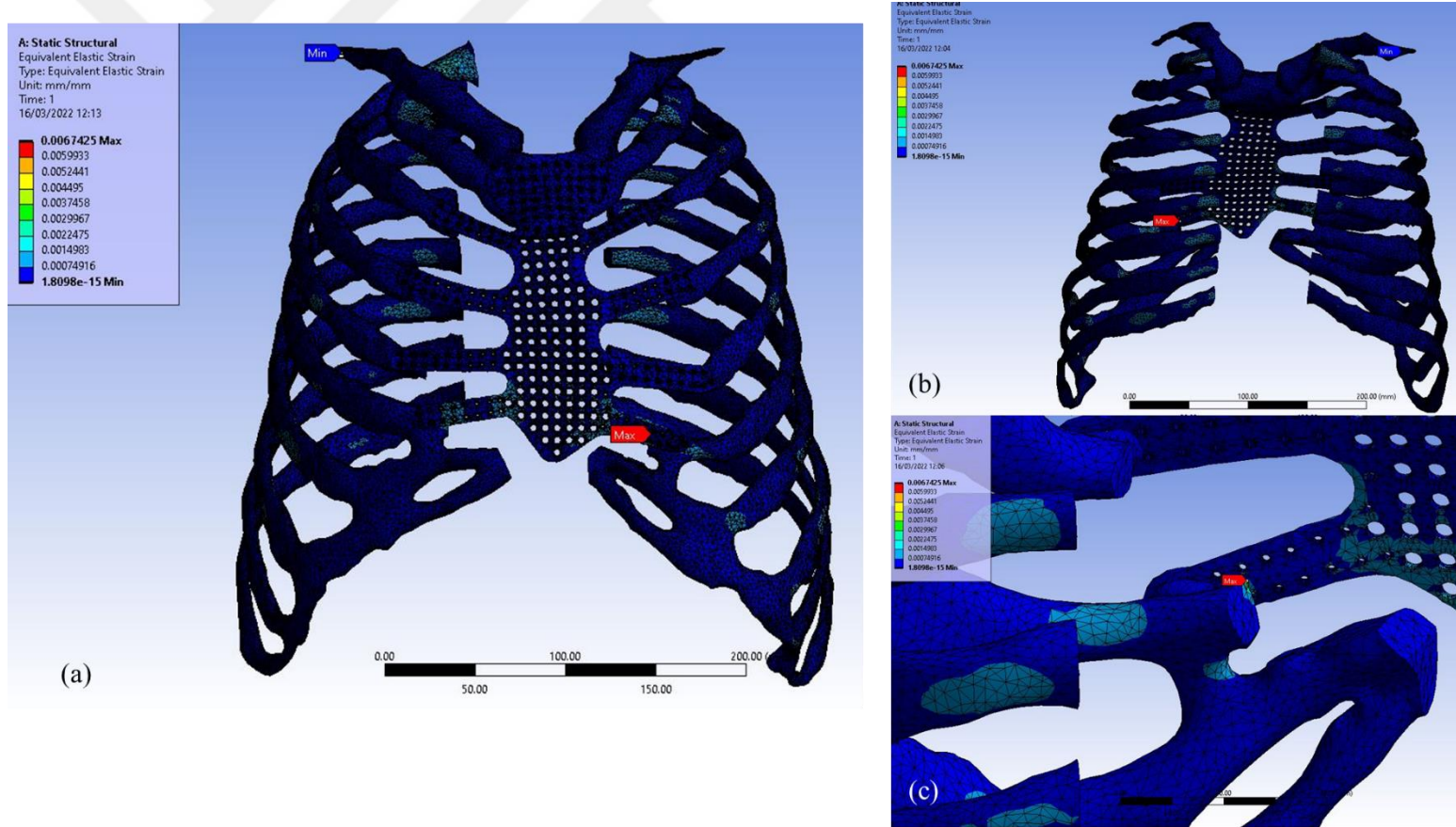
Şekil Ek.2: Tam göğüs kafesi modeline ait gerinim değerleri (a) da gösterilmiştir (b) de gerinimin maksimum ve minimum değerleri (c) de maksimum olduğu değer yaklaşıtırlarak gösterilmiştir.

### EK 3



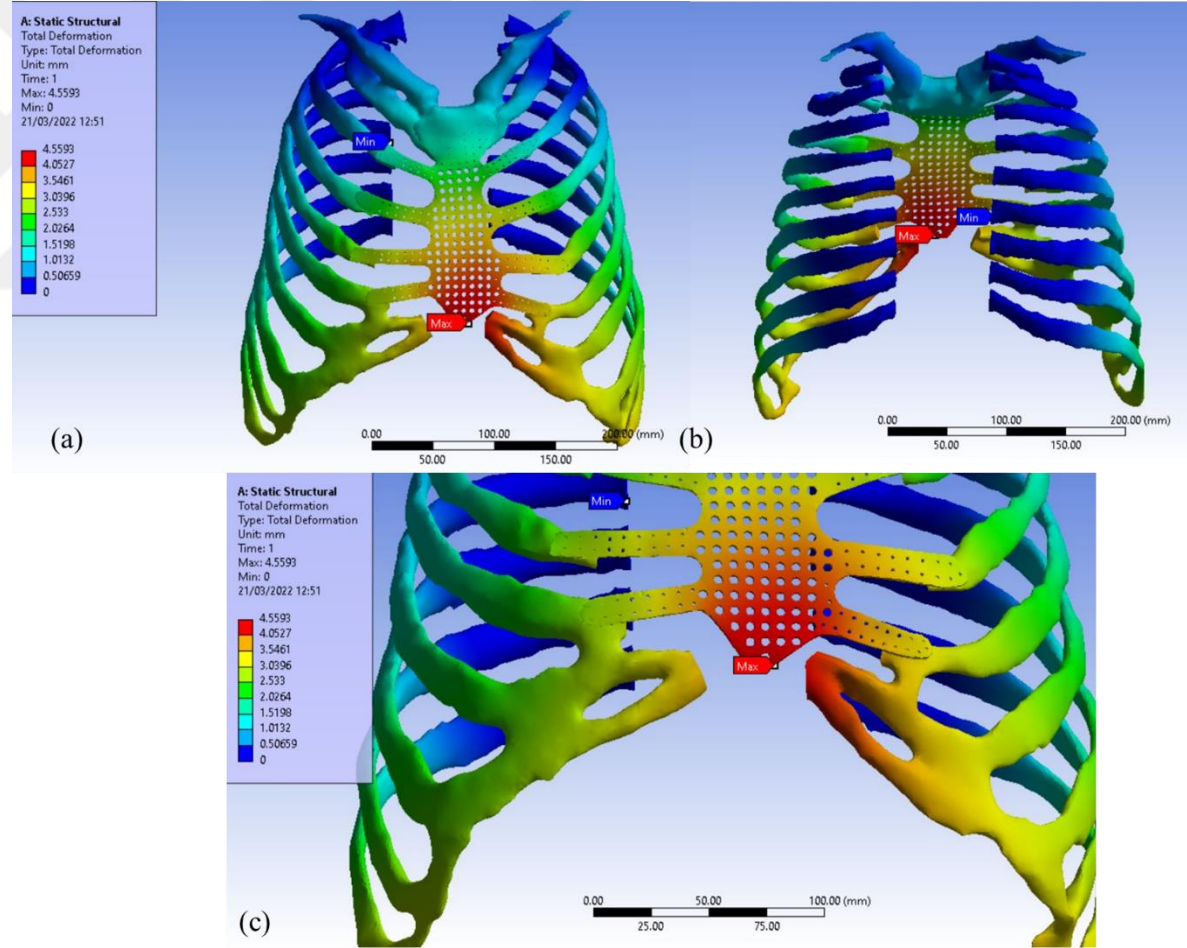
Şekil Ek.3: Tam göğüs kafesi modeline ait yer değıştirme değeri (a) da gösterilmiştir (b) de maksimum ve minimum olduğu yerler gösterilmiştir.

## EK 4



Şekil Ek.4: (a) İmplant entegre edilmiş göğüs kafesi modelinin gerinim değerleri (b) modelin arkadan görünümü (c) gerinimin maksimum olduğu yer.

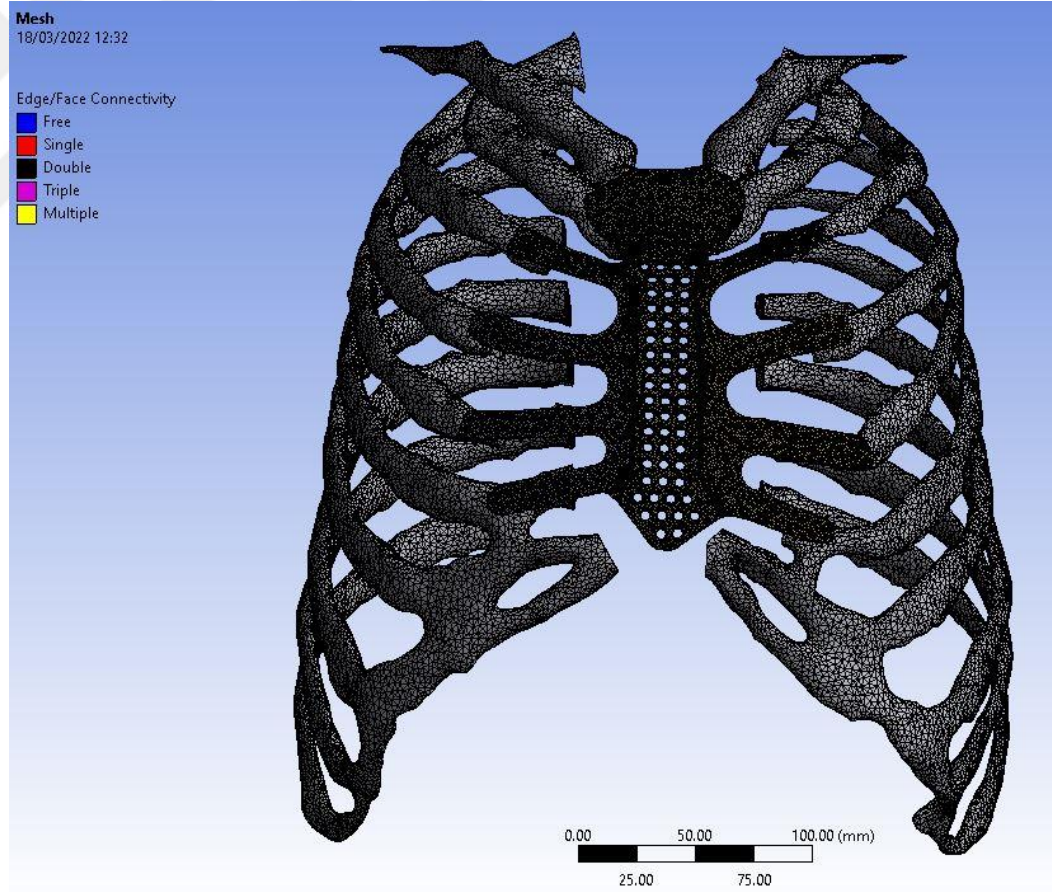
## EK 5



Şekil Ek.5: (a) İmplantlı göğüs kafesi modelinin mm cinsinden yer değiştirme değerleri (b) modelin arkadan görünümü (c) gerinim değerinin maksimum olduğu yerin yakından görünümü.

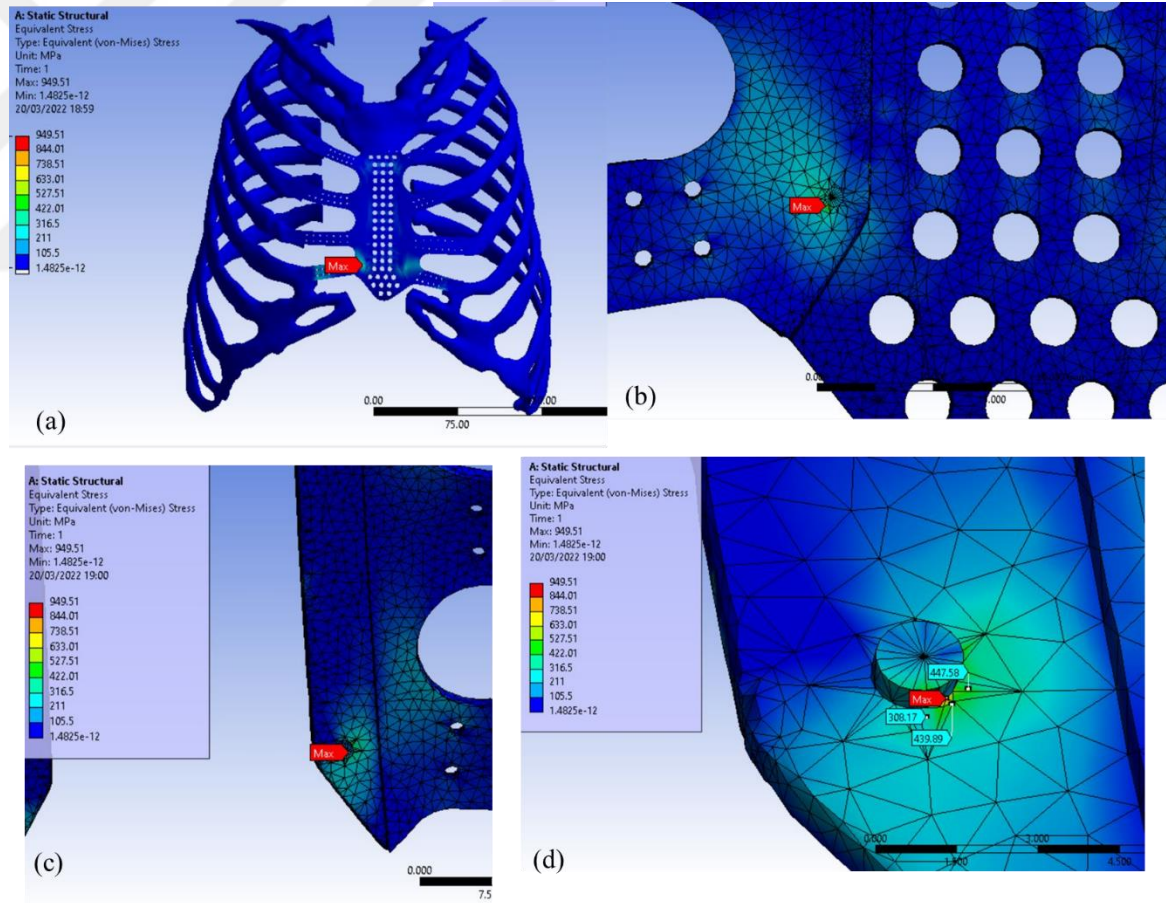


## EK 6

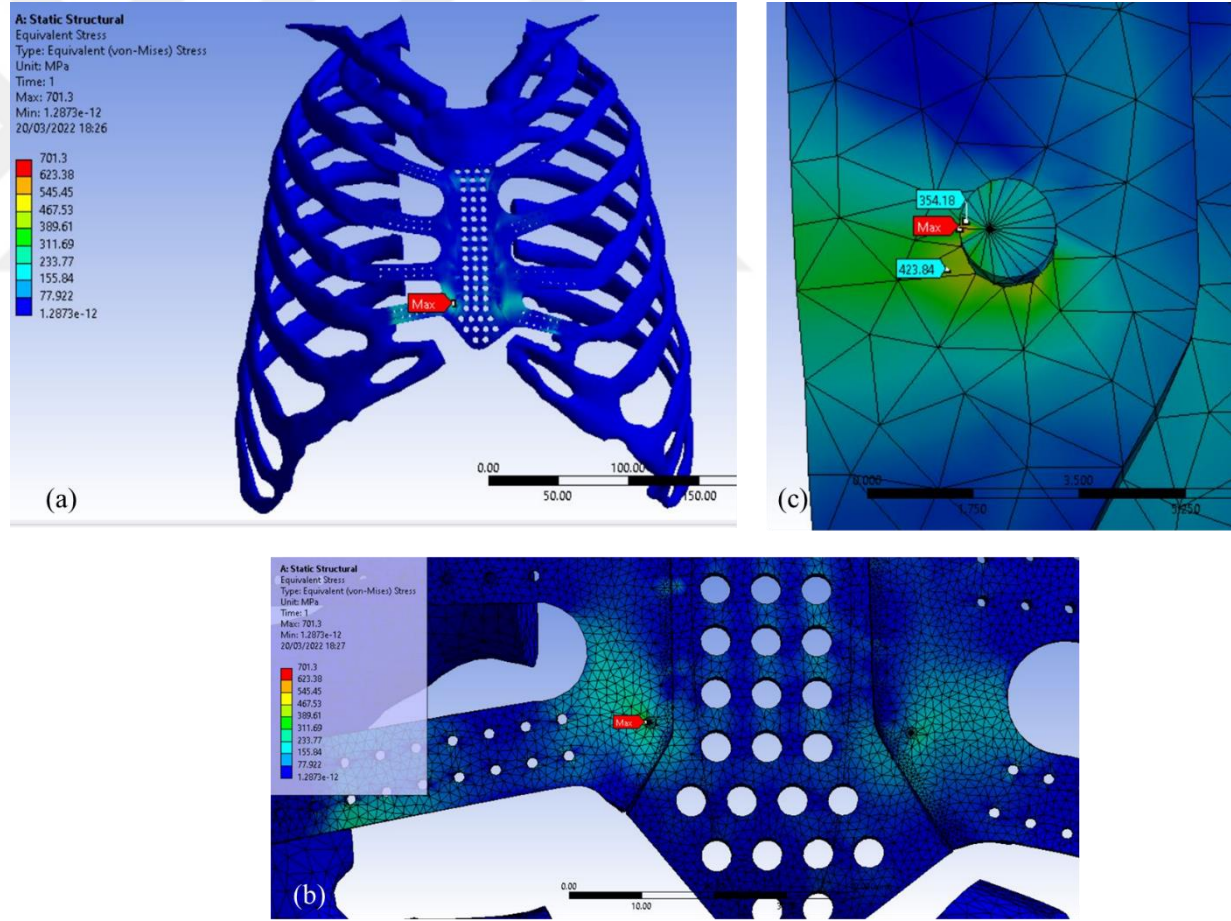


Şekil Ek.6: Yeni implant modelleri için mesh yapısının gösterimi.

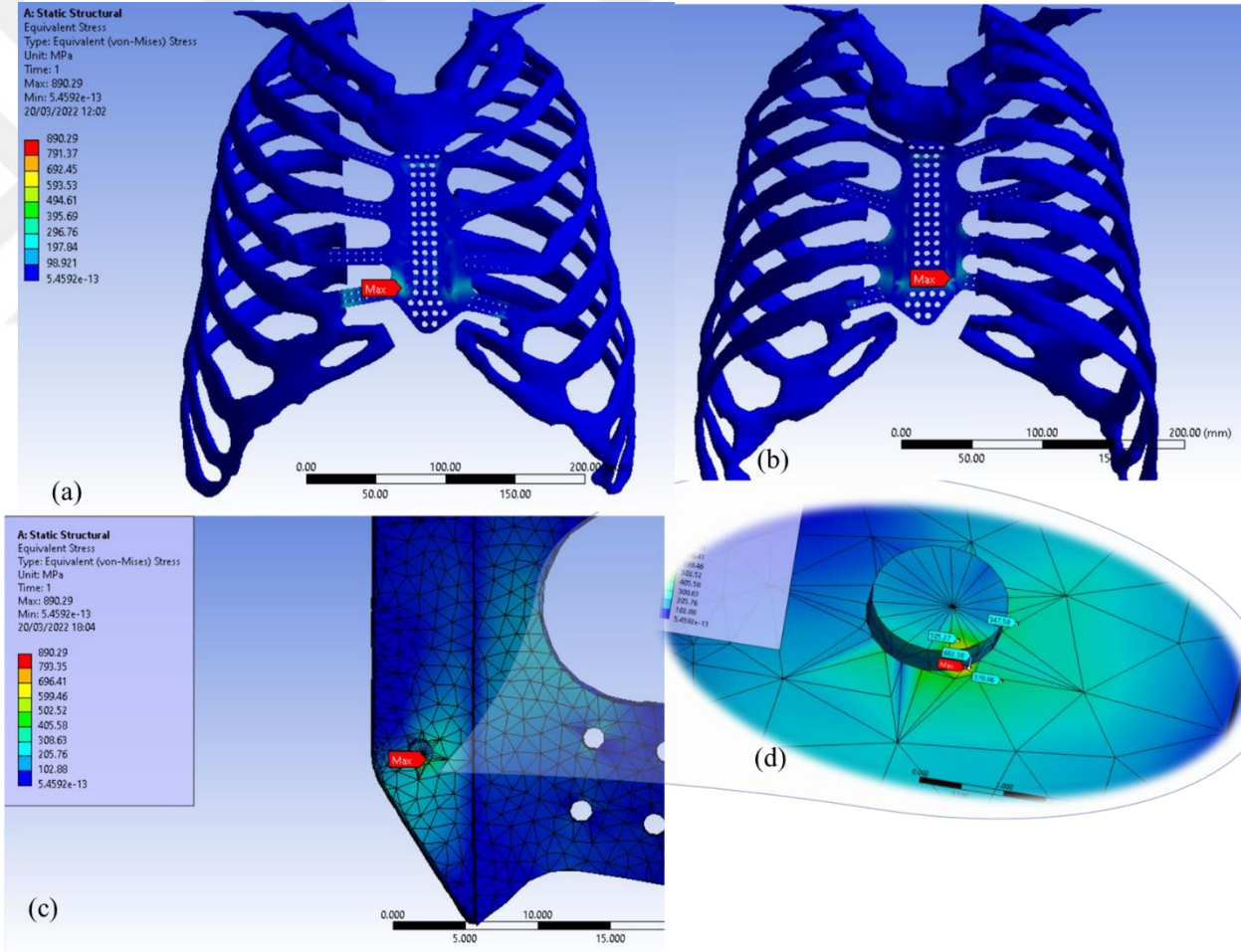
## EK 7



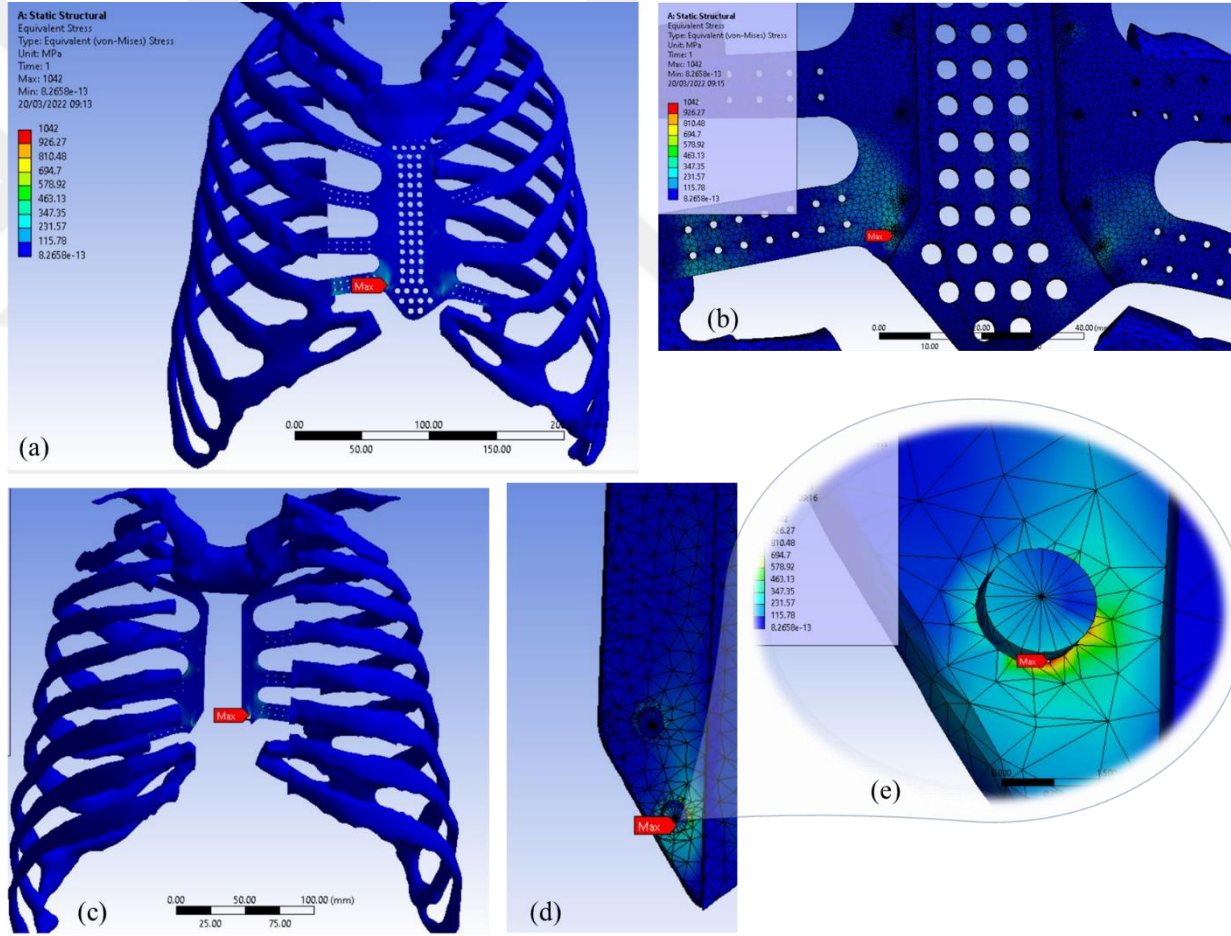
Şekil Ek.7.1: 1.tasarımın (4 vidalı model) Von-Mises stress değerleri (a) önden görünümü (b) stres değerinin maksimum olduğu yerin yakın görüntüsü (c) sağ sternokostal parçada stress değerinin maksimum olduğu yer (d) stress değerinin maksimum olduğu yerin yakından görüntüsü.



Şekil Ek.7.2: 2.tasarımın (8 vidalı model) Von-Mises stress değerleri (a) önden görünümü (b) stres değerinin maksimum olduğu yerin yakın görüntüsü (c) sağ sternokostal parçanın en alt vidasında çıkan maksimum değer görüntüsü.

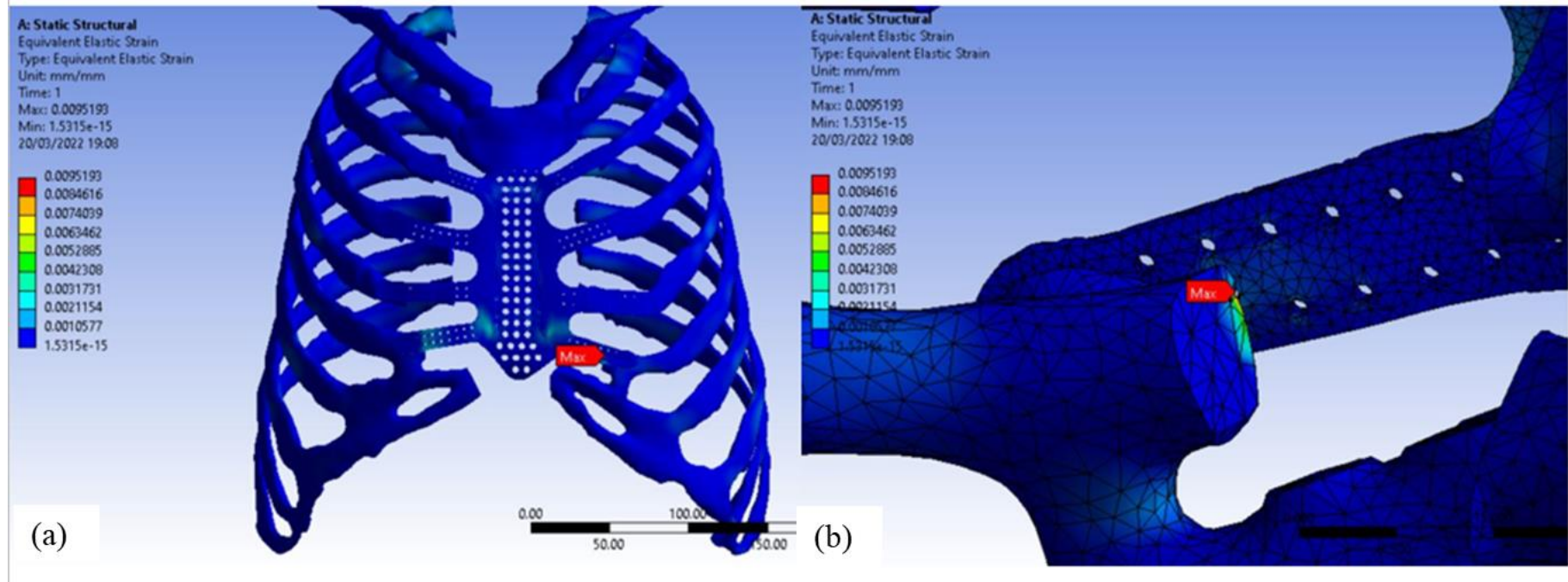


Şekil Ek.7.3: 3.tasarımın (12 vidalı model) Von-Mises stress değerleri (a) önden görünümü (b) arkadan görünümü (c) sol sternokostal parçanın (d) sol sternokostal parçada görünen maksimum stres değerinin arkadan görünümü.

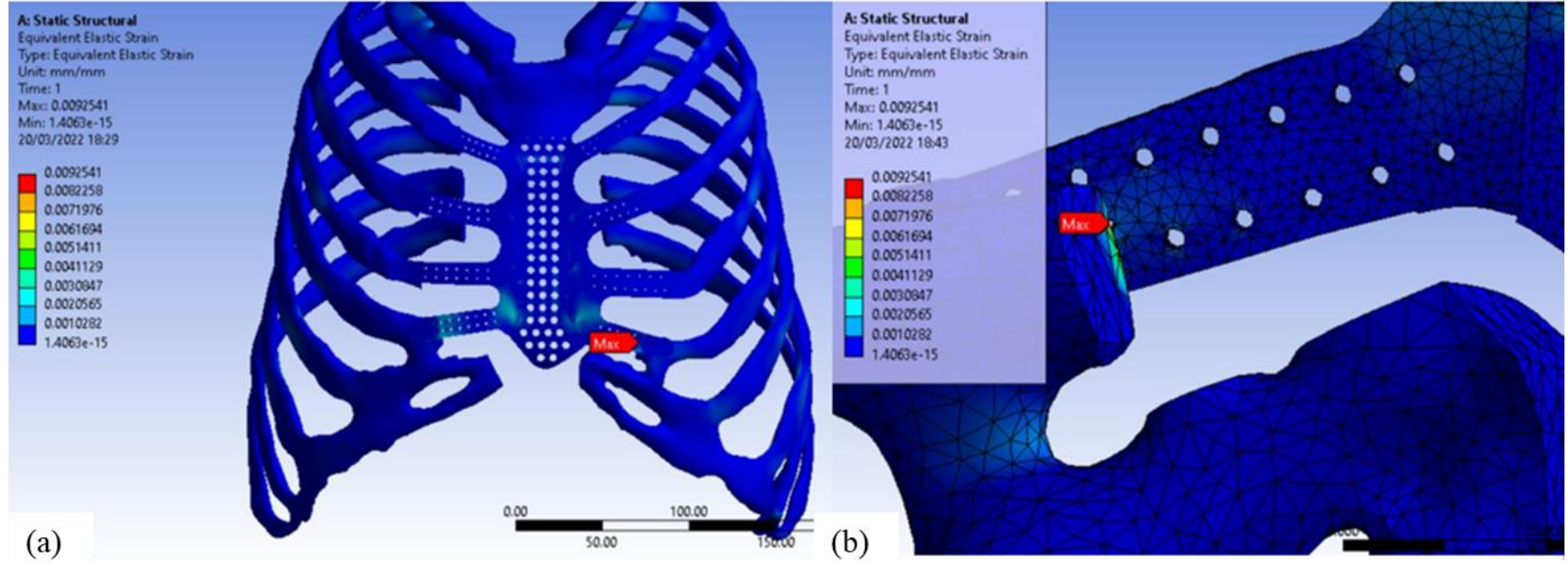


Şekil Ek.7.4: 4.tasarımın (16 vidalı model) Von-Mises stress değerleri (a) önden görünümü (b) önden yaklaşmış görünümü (c) arkadan görünümü (d) sol sternokostal parçada görünen maksimum stres değerinin arkadan görünümü (e) stresi maksimum olan bölgenin yaklaşmış görünümü.

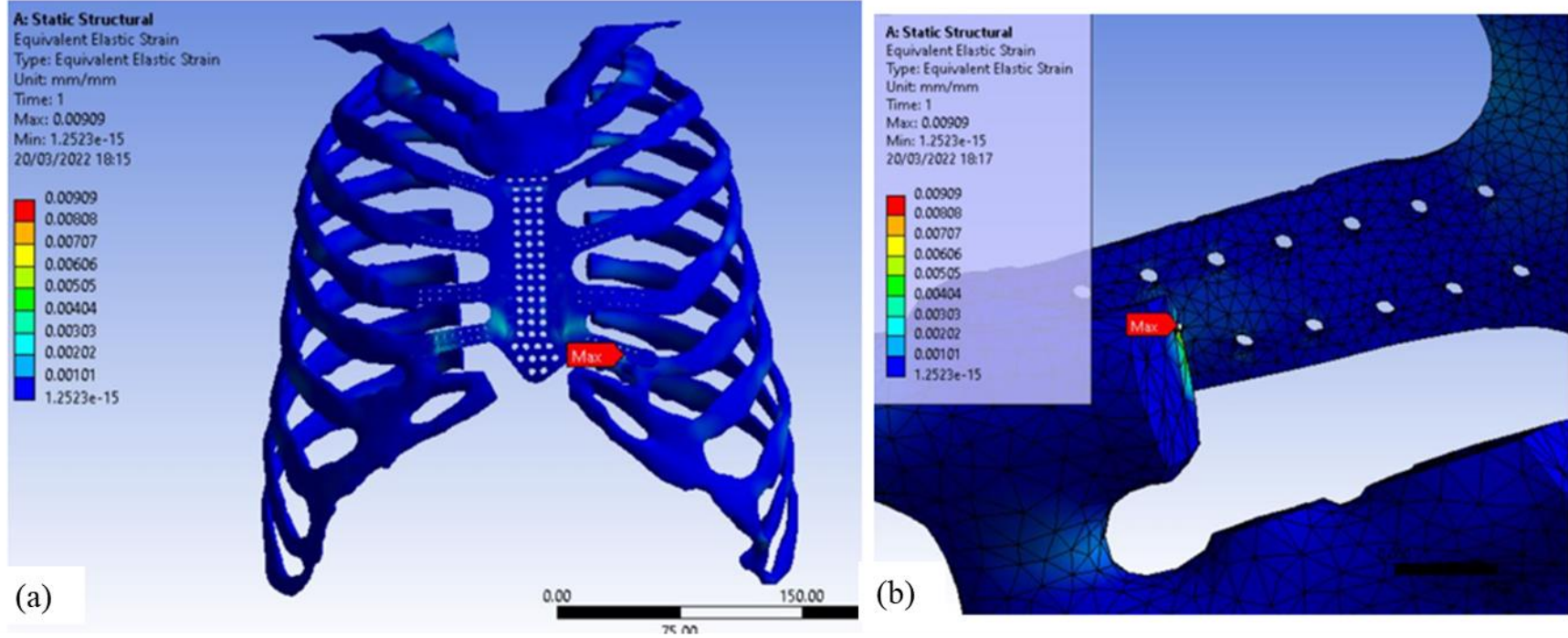
## EK 8:



Şekil Ek.8.1: 1.tasarımın (4 vidalı model) gerinim değerleri (a) önden ve (b) arkadan görünümü.

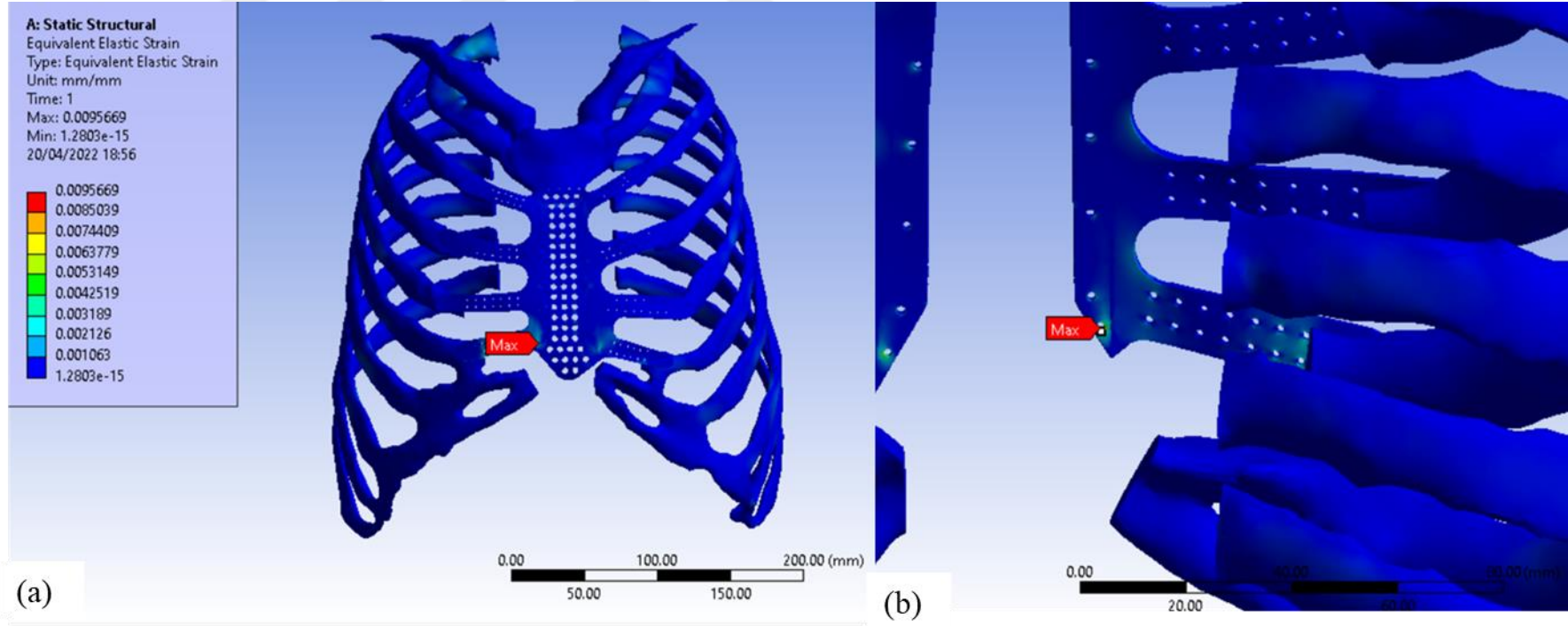


Şekil Ek.8.2: 2.tasarımın (8 vidalı model) gerinim değerleri (a) önden ve (b) arkadan görünümü.



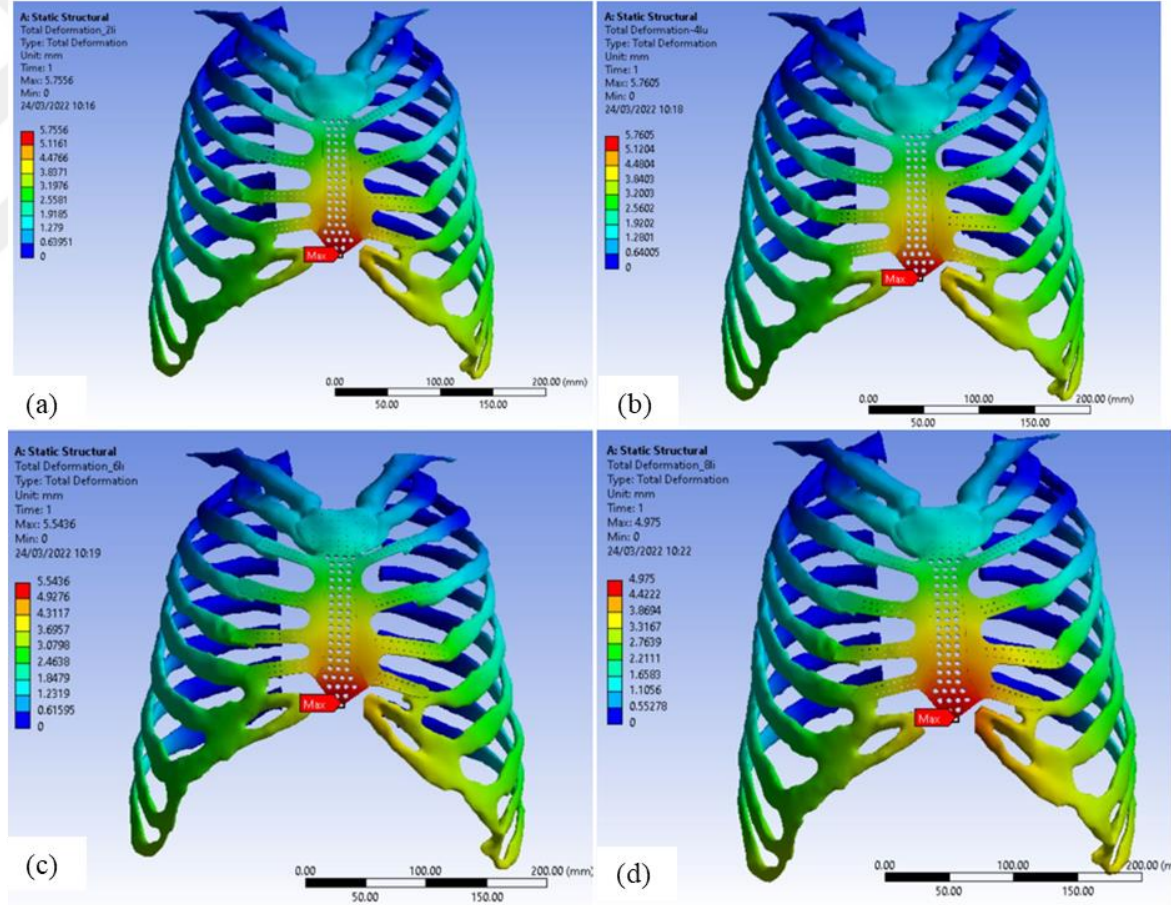
Şekil Ek.8.3: 3.tasarımın (12 vidalı model) gerinim değerleri (a) önden ve (b) arkadan görünümü.





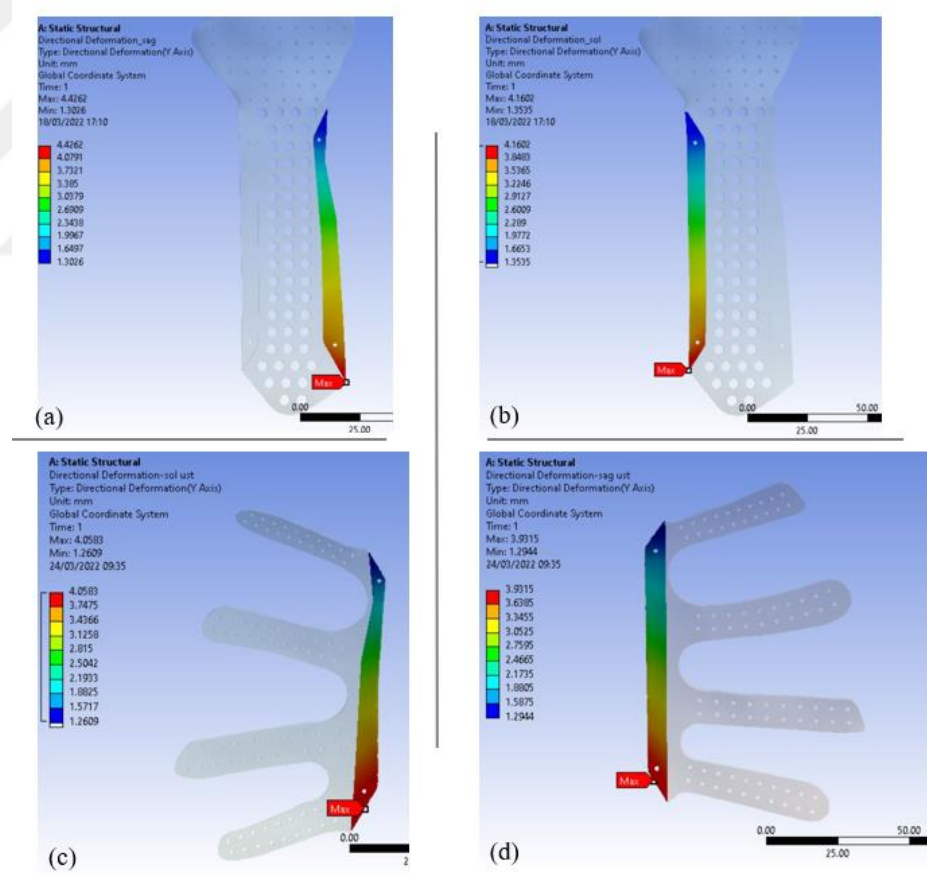
Şekil Ek.8.4: 4.tasarımın (12 vidalı model) gerinim değerleri (a) önden ve (b) arkadan görünümü.

## EK 9:

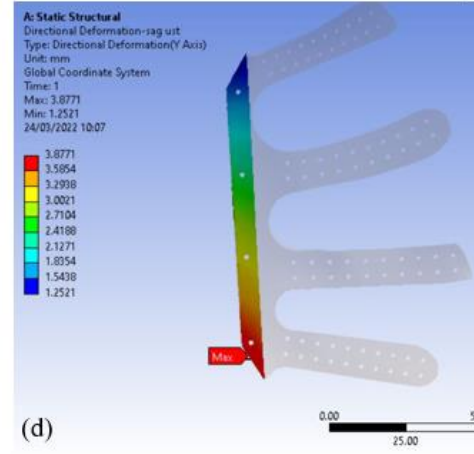
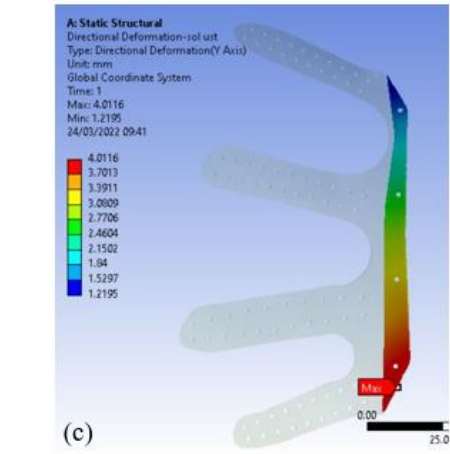
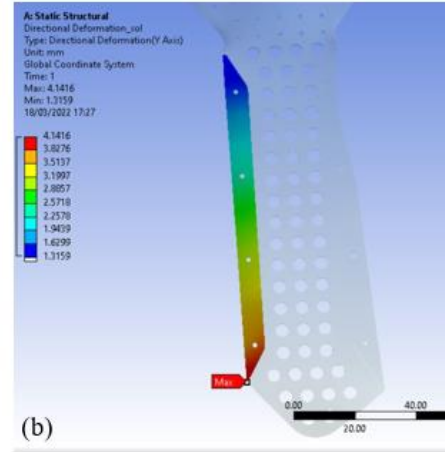
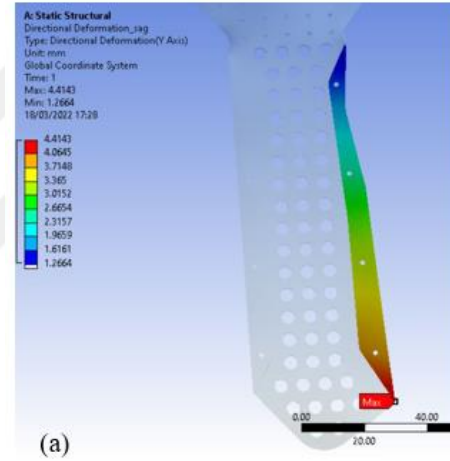


Şekil Ek.9: (a)1. tasarım (b) 2.tasarım (c) 3.tasarım (d) 4.tasarım toplam yer değıştirme değeri (mm).

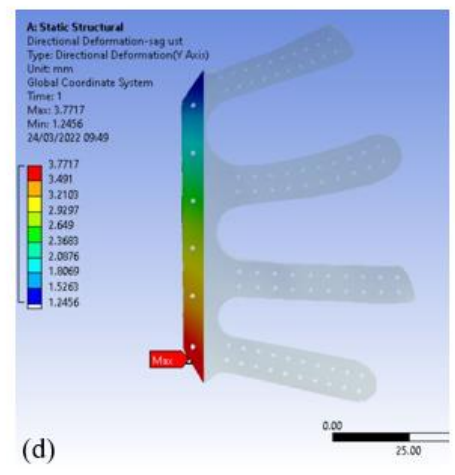
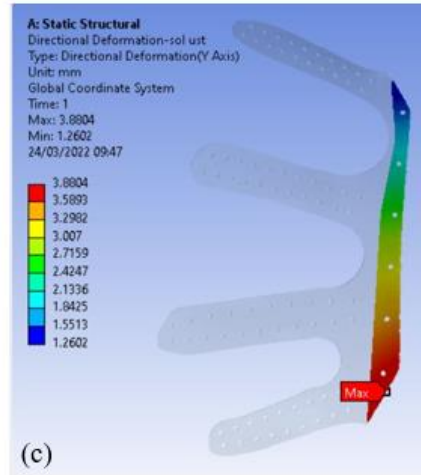
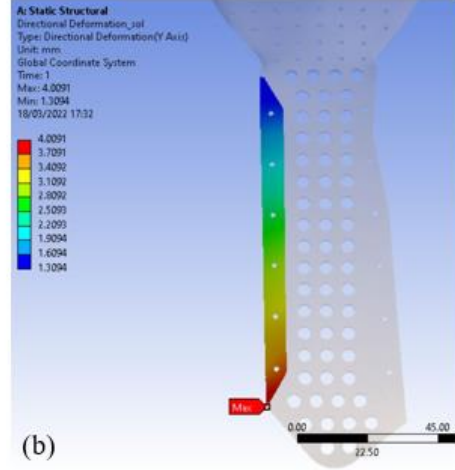
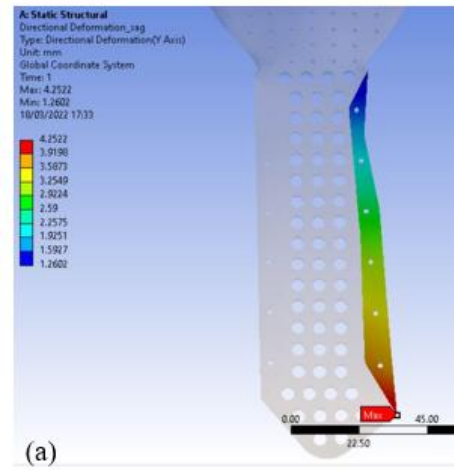
## EK 10



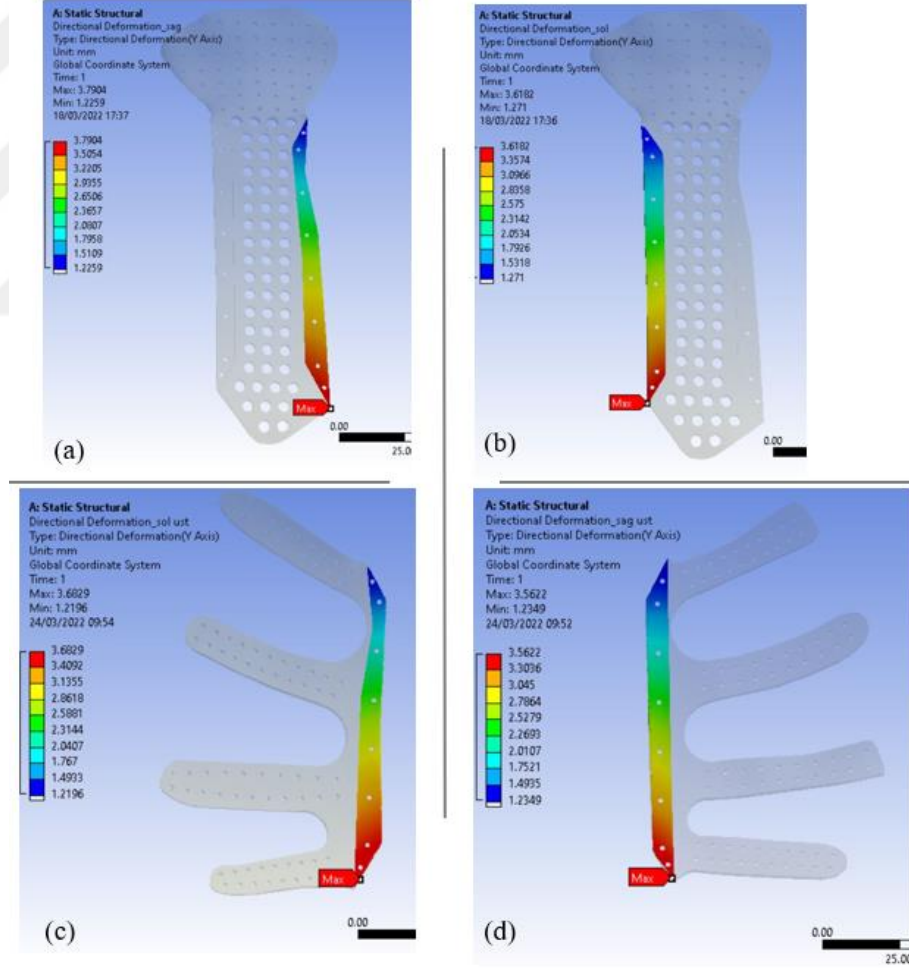
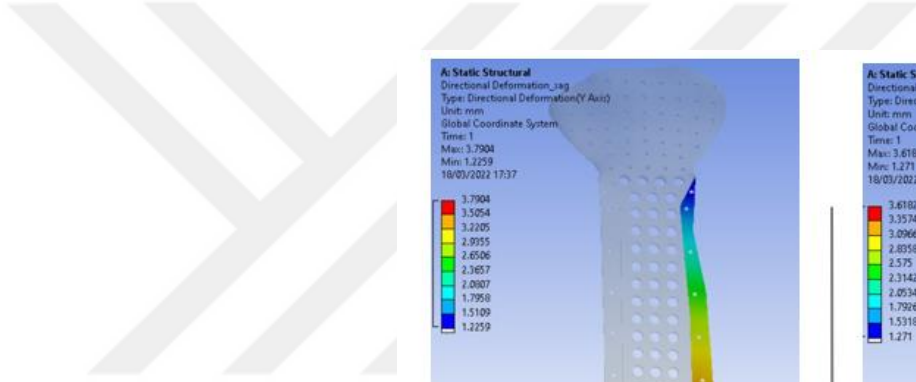
Şekil Ek.10.1: 1. tasarımın sternokostal parçalarının temas eden yüzeylerin yer değiştirme değerleri (a) ve (c) sol sternokostal parça alt ve üst yüzeyleri (b) ve (d) sağ sternokostal parça alt ve üst yüzeyleri.



Şekil Ek.10.2: 2. tasarımın sternokostal parçalarının temas eden yüzeylerin yer değiştirme değerleri (a) ve (c) sol sternokostal parça alt ve üst yüzeyleri (b) ve (d) sağ sternokostal parça alt ve üst yüzeyleri.



Şekil Ek.10.3: 3. tasarımın sternokostal parçalarının temas eden yüzeylerin yer değiştirme değerleri (a) ve (c) sol sternokostal parça alt ve üst yüzeyleri (b) ve (d) sağ sternokostal parça alt ve üst yüzeyleri.



Şekil Ek.10.4: 4. tasarımın sternokostal parçalarının temas eden yüzeylerin yer değiştirme değerleri (a) ve (c) sol sternokostal parça alt ve üst yüzeyleri (b) ve (d) sağ sternokostal parça alt ve üst yüzeyleri.

**EK 11**

Çizelge Ek.11: Sternum ile sternokostal parçaların temas eden yüzeylerin maksimum, minimum, ortalama yer değıştirme değeri (mm).

		Sternum ile sternokostal parçaların temas eden yüzeylerin yer değıştirme değeri (mm)					
		sol alt	sol üst	fark	sağ alt	sağ üst	fark
maksimum	1. tasarım	4,42	4,05	0,37	4,16	3,93	0,23
	2. tasarım	4,41	4,01	0,4	4,14	3,87	0,27
	3. tasarım	4,25	3,88	0,37	4	3,77	0,23
	4. tasarım	3,79	3,68	0,11	3,61	3,56	0,05
minimum	1. tasarım	1,3	1,26	0,04	1,35	1,29	0,06
	2. tasarım	1,26	1,21	0,05	1,31	1,25	0,06
	3. tasarım	1,26	1,26	0	1,3	1,24	0,06
	4. tasarım	1,22	1,21	0,01	1,22	1,23	0,01
ortalama	1. tasarım	3,08	3,02	0,06	2,78	2,67	0,11
	2. tasarım	2,98	2,94	0,04	2,67	2,64	0,03
	3. tasarım	2,9	2,9	0	2,63	2,6	0,03
	4. tasarım	2,73	2,72	0,01	2,49	2,49	0