EKLEMELİ İMALAT İLE KİŞİYE ÖZEL KAFATASI İMPLANTININ GELİŞTİRİLMESİ

Mert TAŞCI

T.C.
BURSA ULUDAĞ ÜNİVERSİTESİ
FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

EKLEMELI İMALAT İLE KİŞİYE ÖZEL KAFATASI İMPLANTININ GELİŞTİRİLMESİ

Mert TAŞCI
0009-0009-2173-9270

Prof. Dr. Betül Sultan YILDIZ
(Danışman)

YÜKSEK LİSANS
EKLEMELİ İMALAT ANABİLİM DALI

BURSA – 2025
Her Hakkı Saklıdır

ÖZET

Yüksek Lisans

EKLEMELI İMALAT İLE KİŞİYE ÖZEL KAFATASI İMPLANTININ GELİŞTİRİLMESİ

MERT TAŞCI

Bursa Uludağ Üniversitesi
Fen Bilimleri Enstitüsü
Eklemeli İmalat Anabilim Dalı

Danışman: Prof. Dr. Betül Sultan YILDIZ

Tıp bilimi perspektifinden ele alındığında, mühendislik alanında hızla gelişen ve yenilikçi bir üretim yöntemi olarak öne çıkan eklemeli imalat, son yıllarda önemli bir ivme kazanmıştır. Bu üretim yöntemi, kişiye özel doku, kemik, kıkırdak ve implantların tasarımı ve üretimi alanında büyük ilerlemeler sağlamış, bireye özgü karmaşık yapıların üretimini olağan bir hale getirmiştir. Bu çalışmada, kafatasında meydana gelen bir hasarın onarımı için biyolojik olarak uyumlu bir implantın tasarımından analizine kadar olan süreç detaylı bir şekilde ele alınmıştır. Süreç, verilerin toplanması ve bu verilerden faydalanılarak CAD modelinin oluşturulmasıyla başlamış, ardından bu modelin üretim aşaması için STL formatına dönüştürülmesiyle devam etmiş ve son olarak sonlu elemanlar yöntemi ile analiz yapılmasıyla tamamlanmıştır. Tasarımın daha dayanıklı ve optimize bir yapıya sahip olması amacıyla, kullanılan farklı kafes yapılarına yönelik karşılaştırmalı analizler gerçekleştirilmiştir. Bu analizler sonucunda elde edilen kuvvet-deplasman ilişkileri ve çatlak başlangıç değerleri, grafikler aracılığıyla farklı kafes yapılarına göre değerlendirilmiş ve sonuçlar karşılaştırmalı olarak sunulmuştur.

Anahtar Kelimeler: Eklemeli İmalat, Kafes Yapılar, Kranial İmplant, Kafatası , Medikal , Kafes Optimizasyonu, Sonlu Elemanlar Yöntemi, Kraniyoplasti

2025, viii + 68 sayfa.

ABSTRACT

MSc Thesis

DEVELOPMENT OF A PERSONALISED SKULL IMPLANT WITH ADDITIVE MANUFACTURING

Mert TAŞCI

Bursa Uludağ University
Graduate School of Natural and Applied Sciences
Department of Additive Manufacturing

Supervisor: Prof. Dr. Betül Sultan YILDIZ

From the perspective of medical science, additive manufacturing, which stands out as a rapidly developing and innovative production method in the field of engineering, has gained significant momentum in recent years. This production method has made great progress in the design and production of customised tissue, bone, cartilage and implants, and has made the production of complex structures specific to the individual a commonplace. In this study, the process from the design to the analysis of a biologically compatible implant for the repair of a skull injury is discussed in detail. The process started with the collection of data and the creation of a CAD model using these data, followed by the conversion of this model into STL format for the production phase, and finally completed by analysis with the finite element method. In order to make the design more durable and optimised, comparative analyses were carried out for different cage structures used. The force-displacement relationships and crack initiation values obtained as a result of these analyses were evaluated according to different cage structures through graphs and the results were presented comparatively.

Key words: Additive Manufacturing, Lattice Structures, Cranial Implant, Skull, Medical, Lattice Optimization , Finite Element Analysis, Cranioplasty

2025, viii + 68 pages.

TEŞEKKÜR

Bu süreçte desteklerini esirgemeyen, yol göstermekten asla çekinmeyen saygı değer danışman hocam Prof.Dr. Betül Sultan Yıldız teşekkürlerimi sunarım.

Yüksek lisans eğitimim ve çalışmaların süresince gerek bilgisiyle gerekse manevi anlamda benden yardımlarını esirgemeyen hocam sayın Prof. Dr. Ali Rıza Yıldız'a teşekkürlerimi sunarım.

Akademik hayatım boyunca her konuda benden yardımlarını esirgemeyen değerli ailemin üyeleri babam İbrahim TAŞCI, annem Zeliha TAŞCI ve kardeşim İrem Nur TAŞCI 'ya teşekkürlerimi sunarım.

Mert TAŞCI
23/01/2025

İÇİNDEKİLER

Sayfa

ÖZET i
ABSTRACT ii
TEŞEKKÜR iii
SİMGELER ve KISALTMALAR DİZİNİ v
ŞEKİLLER DİZİNİ vi
1. GİRİŞ 1
2. KURAMSAL TEMELLER ve KAYNAK ARAŞTIRMASI 3
2.1. Eklemeli İmalat Nedir ? 3
2.2. Eklemeli İmalat Yöntemleri Nelerdir? 3
2.2.1. FDM (Eriyik Biriktirme Modelleme) 3
2.1.2 SLA (Stereolitografi) 4
2.2.3 Bağlayıcı Püskürtme 5
2.2.4 PBF (Toz Yatak Füzyonu) 6
2.2.5 DED (Doğrudan Enerji Biriktirme) 8
2.3. Eklemeli İmalat ve Tıp Bilimi 9
2.3.1. Görüntü Elde Etme Teknikleri 12
2.4. Kişiye Özel İmplantlar ve Protezler 16
2.4.1. Çene Yüz İmplantlar 17
2.4.2. Kafatası İmplantı 18
2.4.3 Ortopedi Kalça İmplantı 19
2.5 KAFES YAPILAR 20
2.3.1 Kafes Optimizasyonu 24
2.3.2 Kafes Yapı ve Boyut Optimizasyonu 26
3. MATERYAL ve YÖNTEM 27
3.1. Geometrik Model 29
3.2 Sınır ve Yükleme Koşulları 33
3.3. Malzeme Özellikleri 35
3.3. Ağ Eleman Boyut Seçimi ve Eleman Tipleri 37
4. BULGULAR 38
4.1.Bütün Model Kapsamında Sonlu Model Analiz Bulguları 38
4.2. Oktet Kafes Yapılı Sonlu Model Analiz Bulguları 40
4.3. Diamond Kafes Yapılı Sonlu Model Analiz Bulguları 42
5. TARTIŞMA VE SONUÇ 45
KAYNAKLAR 47
EKLER 52
ÖZGEÇMİŞ 53

SİMGELER ve KISALTMALAR DİZİNİ

Simgeler	Açıklama
N_E	Başlangıç Kafes Yapısındaki Çubuk Eleman Sayısını
d	Çap
d^T	Çap Matrisi Transpozu
d_e	Etkin Çap
E_s	Gerinim Enerjisi
V	Hacim
F	Kuvvet
K	Rigidlik Matrisi
$\sum(d_e)$	Toplam Etkin Çap uzunluğu
L	Uzunluk
U	Yer Değiştirme

Kısaltmalar	Açıklama
3D	3 Boyutlu
BT	Bilgisayarlı Tomografi
CAD	Bilgisayar Destekli Tasarım
DED	Doğrudan Enerji Biriktirme
DLMS	Doğrudan Lazer Metal Sinterleme
EBAM	Elektron Işını Katkılı Üretim
EBF	Elektron Serbest Biçimli Üretim
AM	Eklemeli İmalat
FDM	Erigiyik Biriktirme Modelleme
kN	Kilo Newton
LENS	Lazer Doğrudan Enerji Biriktirme
MRI	Manyetik Rezonans
m	Metre
mm	Milimetre
N	Newton
PEEK	Polietereterketon
STL	Standart Üçgen Dili
SLS	Seçici Lazer Sinterleme
FEA	Sonlu Elemanlar Yöntemi
SLA	Stereolitografi
WAAM	Tel Ark Katkılı Üretim
WLAM	Tel Lazer Katkılı Üretim
SLM	Toz Yatağı Teknolojisi
DICOM	Tıbbi Görüntüleme Metadatası
TET10	10 Noktaya Sahip Piramit Eleman

ŞEKİLLER DİZİNİ

		Sayfa
Şekil 1.1.	CT Görüntüleri	1
Şekil 1.2.	Hasara uğramış 3D bir kafatası örneği	2
Şekil 1.3.	Kafes Yapılar ve Karşılaştırmalar	2
Şekil 2.1.	Eriyik Biriktirme Modelleme	4
Şekil 2.2.	Sıvı Reçine İle Sterolitografi	5
Şekil 2.3.	Bağlayıcı Püskürtme	6
Şekil 2.4.	Toz Yatağı Teknolojisi	7
Şekil 2.5.	Doğrudan Enerji Biriktirme Yöntemi	8
Şekil 2.6.	Eklemeli İmalatın Medikal Alanda Kullanımları	10
Şekil 2.7.	3 Boyutlu Parça Üretimi için Genel Aşamalar	11
Şekil 2.8.	MR veya CT Görüntülerinden 3D Geometri Elde Edilme Sürecini İçeren Akış Şeması	12
Şekil 2.9.	MR Görüntüleme Cihazları ve Örnekleri	12
Şekil 2.10.	X Işınları İle Elde Edilmiş CT görüntüsü	13
Şekil 2.11.	CT ve MRI Farkı	15
Şekil 2.12.	Ultrason Görüntüleme	15
Şekil 2.13.	Çene Yüz İmplant Muhtemel Uygulama Bölgeleri	18
Şekil 2.14.	Kafatası hasarının 3D Dijital Rekonstrüksiyonu A) Kafatası Modeli B) Kafatası Kırığı C) Gözenekli Titanyum İmplant D) Kafatasına Takılan Titanyum İmplant	19
Şekil 2.15.	Kafatası İmplantının Üretim Akış Şeması	19
Şekil 2.16.	Kalça İmplant Uygulamaları	20
Şekil 2.17.	Oktet Yapıda Bir Kafes Örneği	21
Şekil 2.18.	Dağılımlara Göre Kafes Yapısının Şekillenmesi A)Kademeli B) Tek Düze	21
Şekil 2.19.	Kemik Yapı Analiz Örneği	23
Şekil 2.20.	Kafes Yapıların Tıbbi Alanda Uygulamaları	24
Şekil 2.21.	Kafes Yapı Örnekleri	24
Şekil 3.1.	İmplant İçin Basma Test Düzeneği	28
Şekil 3.2.	Farklı Bir Test Düzeneği Aparat İle Birlikte	29
Şekil 3.3.	Materialise Mimics Research Yazılımında MR Görüntüleri	30
Şekil 3.4.	Kafatası Kırık Bölgesine Ait Görüntü	30
Şekil 3.5.	Bir Düzlem Üzerinde Kafatasını Kesiti	31
Şekil 3.6.	İmplant İçin Dış Hatlarının Mavi Çizgiler İle Gösterilmesi	31
Şekil 3.7.	Mimics Programında İmplanta Ait Kalınlık Lokal Değerleri	32
Şekil 3.8.	Uygulamaya Hazır İmplant Geometrisi	32
Şekil 3.9.	Elmas Tipli Kafes Yapıların İmplant İçerisinde Görüntüsü	33
Şekil 3.10.	Oktet Tipli Kafes Yapıların İmplant İçerisinde Görüntüsü	33
Şekil 3.11.	Boyun Bölgesinde Sabitleme Noktaları	34
Şekil 3.12.	Test Aparatının Konumu ve Uygulanış Biçimi	35
Şekil 3.13.	PEEK Gerilme Gerinim Eğrisi	36
Şekil 3.14.	Ağ elemanlarını temsil eden sonlu elemanlar modeli	37
Şekil 4.1.	Kafatası Modelinin Toplam Yer Değiştirme Durumları Sırasıyla 1.Çatlak, 2.Çatlak ve Son Durum	38
Şekil 4.2.	1.Çatlak Oluşum Bölgeleri ve Eş Değer Gerilme Dağılımı	39
Şekil 4.3.	2.Çatlak Oluşum Bölgeleri ve Eş Değer Gerilme Dağılımı	39

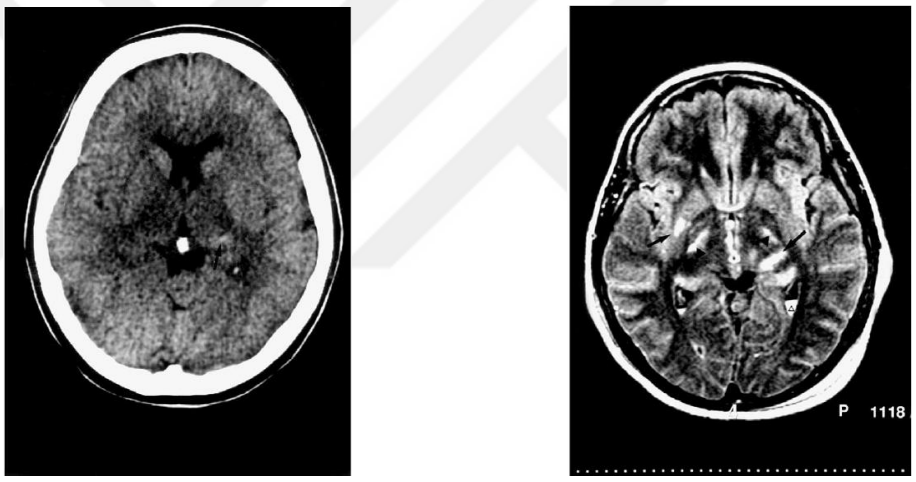
Şekil 4.4.	Son Durum ve Eş Değer Gerilme Dağılımı	39
Şekil 4.5.	Kuvvet Deplasman Grafiği	40
Şekil 4.6.	Kafatası Modelinin Toplam Yer Değiştirme Durumları Sırasıyla 1.Çatlak, 2. Çatlak ve Son Durum	40
Şekil 4.7.	1.Çatlak Oluşum Bölgeleri ve Eş Değer Gerilme Dağılımı	41
Şekil 4.8.	2.Çatlak Oluşum Bölgeleri ve Eş Değer Gerilme Dağılımı	41
Şekil 4.9.	Son Durum ve Eş Değer Gerilme Dağılımı	41
Şekil 4.10.	Kuvvet Deplasman Grafiği	42
Şekil 4.11.	Kafatası Modelinin Toplam Yer Değiştirme Durumları Sırasıyla 1.Çatlak, 2. Çatlak ve Son Durum	42
Şekil 4.12.	1. Çatlak Oluşum Bölgeleri ve Eş Değer Gerilme Dağılımı	43
Şekil 4.13.	2. Çatlak Oluşum Bölgeleri ve Eş Değer Gerilme Dağılımı	43
Şekil 4.14.	Son Durum ve Eş Değer Gerilme Dağılımı	43
Şekil 4.15.	Kuvvet Deplasman Grafiği	44
Şekil 5.1.	Kuvvet Deplasman Grafiği	45

ÇİZELGELER DİZİNİ

			Sayfa
Çizelge	2.1.	SLA için Farklı Malzemelerde CT Numaraları	13
Çizelge	2.2.	FMD için Farklı Malzemelerde CT Numaraları	14
Çizelge	3.1.	PEEK Malzeme Verileri	35
Çizelge	3.2.	PEEK Malzeme Verileri	36
Çizelge	5.1.	Kuvvet, Deplasman ve Çatlak Değerleri	46

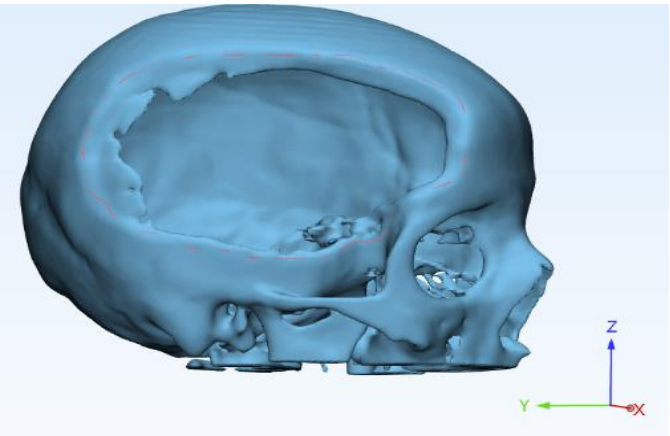
1. GİRİŞ

Geçmişten günümüze kadar gelen teknolojik gelişmeler neticesinde, insanlık tarihi açısından tıp bilimi önemli bir rol oynamıştır. Buradan yola çıkarak mühendislik yeteneklerine olan gereksinim gün geçtikçe artmış ve insanların daha rahat ve daha sağlıklı hayat yaşayabilmeleri adına birçok atılım meydana gelmiştir. Bunlardan biri olan eklemeli imalat, karmaşık yapıdaki parçaların üretimi ve optimizasyon yapılmış yeni ve konvansiyonel yöntemlerle üretilmesi zor ve kişiye özel parçaların üretimini mümkün kılmıştır. Dahası, insan içyapısını ve anatomisini inceleyerek, MR veya CT görüntüleri ile inceleme yetkinliğine sahip olmuştur. Bu bilgiler ışığında, bize bu olanakların kişiye özel üretilebilecek olan, kemik, doku, kıkırdak, implant ve veya bunların onarılmasını sağlayacak olan takımların üretimi için öncü olmuştur.



Şekil 1.1. CT Görüntüleri (Robb, 2005)

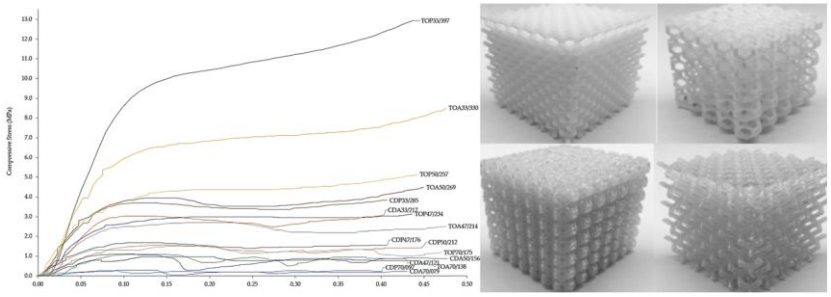
Tarihte birçok benzer vaka çalışmaları göze alındığında, mühendislik ve medikal alanlar olan çalışmalar, insan fizyolojisi ve sağlığı açısından önem kazanmıştır. Örneğin diş ve kafatası implatlarında olmak üzere birçok alanda yapılan çalışmalar, insan sağlığını tehdit eden unsurları ortadan kaldırma ve eş değer olacak nitelik ve nicelikte biyolojik olarak uyumlu çözümler sunmuşlardır. Bunlardan birisi bizim de ele aldığımız, kafatasının hasar alması sonucu oluşturan yeni kalıcı ve bir o kadar da dayanıklı olabilecek nitelikte İmplant tasarımı ve üretimidir. Bunları ancak ve ancak, bilgisayar ortamında elde edilen MR ve CT görüntülerini kullanarak sayısal görüntü işleme teknikleriyle tasarıma uygun CAD geometriler üretilmesidir.



Şekil 1.2. Hasara uğramış 3D bir kafatası örneği (Materialise Mimics)

Kafatasında meydana gelen hasar açıkça gösterilmektedir (Şekil 1.2.). Buraya uygulanacak yeni bir tasarım ve güçlendirilmiş seçenekler, istenilen şartlara ve dayanımlara uygun hale gelmiştir. Ayrıca, farklı kafes yapıları ile güçlendirilmiş implantlar ile birlikte gerçek kafatası mekanik özelliklerine yakın sonuçlar elde edilmiş ve geliştirilmiştir.

Kafes yapısı seçilimi yaparken eksenel yüklemelere karşı dayanıklı yapılar tercih edilmiştir (Guerra Silva ve diğerleri, 2021). Bunlar statik ve dinamik davranışları temsil eden, bası ve çeki durumunda yapıların mekanik özelliklerini ele alınması için gerekli bir durumdur. Yük altında farklı kafes yapıların gösterdiği davranışlar özetlenmiştir.



Şekil 1.3. Kafes Yapılar ve Karşılaştırmalar (Guerra Silva ve diğerleri, 2021)

2. KURAMSAL TEMELLER ve KAYNAK ARAŞTIRMASI

2.1. Eklemeli İmalat Nedir ?

Katmanlı üretim olarak da adlandırılan eklemeli imalat, nesnelerin tabaka eklenerek şekillendirildiği bir üretim teknolojisidir. Geleneksel çıkarma ya da kalıplama yöntemlerinden farklı olarak, bu yöntemde malzeme istenen tasarıma uygun bir şekilde biriktirilir. Son yıllarda 3B yazıcıların gelişimiyle birlikte bu teknoloji, birçok sektörde yaygınlaşmış ve önem kazanıştır.

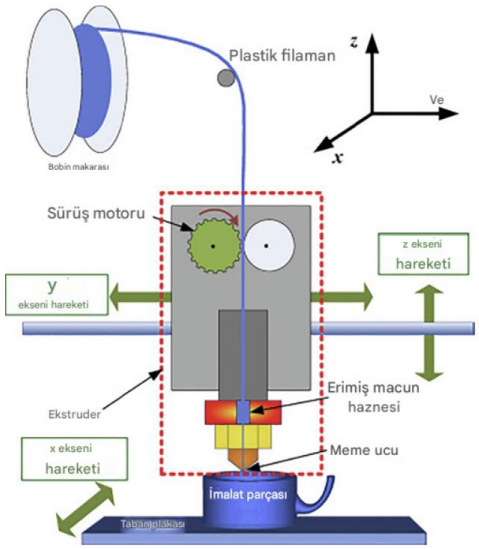
2.2. Eklemeli İmalat Yöntemleri Nelerdir?

Eklemeli imalat, katman bazında malzeme ekleyerek üç boyutlu nesneler üreten bir üretim yöntemidir. Bu teknik, geleneksel üretim yöntemlerinden farklı olarak malzemenin çıkarılmasını değil, eklenmesini sağlar. Genellikle ilk örnek üretiminde kullanılan bu yöntem, aynı zamanda özel ve karmaşık geometrilerin imalatında da kullanılmaktadır.

2.2.1. FDM (Eriyik Biriktirme Modelleme)

Mevcut rekabet ortamında, her bir eklemeli imalat (AM) yöntemi için özelleştirilmiş müşteri gereksinimlerini karşılayabilen ve tatmin edici sonuçlar sunan iyi tanımlanmış bir uygulama sürecinin oluşturulması büyük önem taşımaktadır. 3D baskı teknolojilerinde kullanılan farklı yöntemler arasında, kaynaşmış biriktirme modelleme (FDM) tekniği en yaygın tercih edilen metotlardan biridir. FDM sürecinde kullanılan yazıcılar, termoplastik türde bir filamentle çalışır. Bu filament, erime sıcaklığına kadar ısıtıldıktan sonra katman katman ekstrüzyon yoluyla üç boyutlu yapılar oluşturulmasını sağlar.

FDM teknolojisinin ticari kullanımı, 1990'larda başlamıştır ve bu yöntemin temel ilkeleri Jin ve diğerleri (2015) tarafından şematik olarak açıklanmıştır. Sürecin işleyişi, verilen malzemenin kesintisiz kullanılabilirliği sayesinde parçaların katman katman basılmasını sağlar (Sheoran & Kumar, 2019). Isıtıcı bir sıvılaştırıcı kafada yer alan eleman, filamentin yarı sıvı hale gelmesi için ısı sağlar. Bu yarı sıvı malzeme, daha sonra bir nozuldan ekstrüde edilerek bileşenin oluşturulacağı baskı yüzeyine katmanlar halinde biriktirilir.



Şekil 2.1. Eriyik Biriktirme Modelleme (Kanishka & Acherjee, 2023)

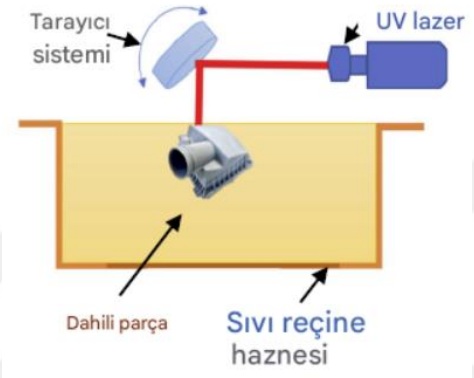
Bu sürecin en kritik aşamalarından biri, her bir katmanın kaynaşma derecesidir. Katmanlar arasındaki doğru kaynaşma, bileşenin mekanik ve yapısal özellikleri üzerinde önemli bir etkiye sahiptir. FDM sürecinin avantajları arasında basitliği, düşük maliyeti ve yüksek baskı hızı yer alır (Sheoran & Kumar, 2019). Bununla birlikte, süreçteki çeşitli parametrelerin karmaşıklığı ve bunların bileşen yapısı üzerindeki etkileri önemli bir sınırlama olarak kabul edilmektedir. Tüm bu parametrelerin etkilerini analiz eden kapsamlı bir literatür çalışmasının bulunmaması, süreci daha da karmaşık hale getirmektedir.

Bu bağlamda, araştırmacılar günümüzde optimize edilmiş parametrelerin belirlenmesi üzerine çalışmaktadır. Amaç, özelleştirilmiş gereksinimlere yanıt verebilecek şekilde genelleştirilmiş bir süreç geliştirmektir. Bu süreç, müşteri ihtiyaçlarını en iyi şekilde karşılayacak şekilde özelleştirilebilir hale getirilmeyi hedeflemektedir.

2.1.2 SLA (Stereolitografi)

İlk patentli ve ticarileştirilen eklemeli imalat (AM) tekniği olan SLA (stereolitografi aparatı), vat fotopolimerizasyon yöntemine dayalı bir teknolojidir. SLA, ışığa duyarlı sıvı polimerlerin bulunduğu bir hazneden doğrudan 3D nesneler üretir (Shah, 2023). Bu yöntemde, yapı platformunda yer alan parça, katman kalınlığına eşit bir miktarda hazneye doğru yavaşça indirilir. Servo kontrollü galvo aynalar, UV lazerini sıvı polimerin

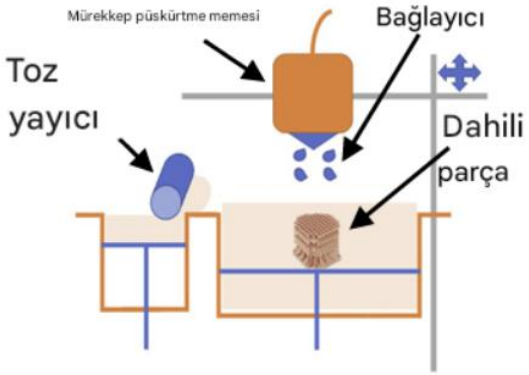
yüzeyine yönlendirerek her bir katmanın polimerizasyon işlemini başlatır. Her bir katman tamamlandığında, platform bir sonraki katman için hazneye tekrar yerleştirilir ve yeni katman önceki katmana eklenir (Al, Ahmed, Yasir, & Koç, 2021). SLA, prototip üretimi, mücevherat tasarımı, diş hekimliği, tıbbi cihazlar ve özellikle detaylı yüzeyler isteyen endüstrilerde yaygın olarak kullanılır. Diğer 3D yazıcı teknolojilerine göre daha yüksek çözünürlük ve yüzey kalitesi sunar. Ancak, SLA'nın sınırlı malzeme çeşitliliği ve daha uzun işlem süreleri gibi bazı dezavantajları da bulunmaktadır.



Şekil 2.2. Sıvı Reçine İle Sterolitografi (Kanishka & Acherjee, 2023)

2.2.3 Bağlayıcı Püskürtme

Bağlayıcı püskürtme (Şekil 2.3.), toz malzemeler ve sıvı bağlayıcılar kullanılarak karmaşık bileşenler üreten bir eklemeli imalat yöntemidir. Bu süreç, yapı platformuna ince bir toz tabakasının yayılmasıyla başlar. Ardından yazıcı kafası, toz yatağına seçici olarak bağlayıcı damlacıklarını bırakır. Bir sonraki aşamada, platformun alçalmasıyla birlikte ikinci bir toz tabakası uygulanır. Bu işlem, bileşen tamamen oluşturulana kadar tekrarlanır ve sonunda fazla toz toplanarak geri dönüştürülür (Rahman ve arkadaşları, 2023).



Şekil 2.3. Bağlayıcı Püskürtme (Kanishka & Acherjee, 2023)

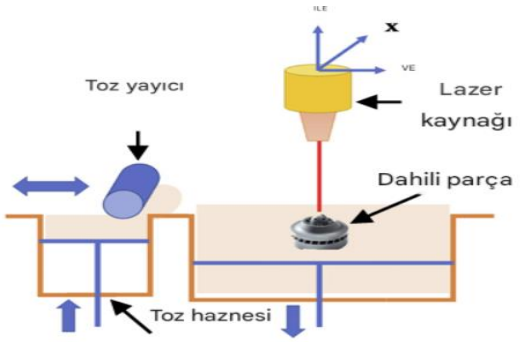
Bu yöntem, CAD dosyasından alınan üç boyutlu bir modelle uyumlu olarak çalışır. Z Corporation tarafından geliştirilen bağlayıcı püskürtme teknolojisine sahip 3D baskı makineleri, piyasadaki en hızlı AM cihazları arasında yer almaktadır. Bu makineler, çok renkli 3D nesneler üretebilme potansiyeline sahip olmalarıyla dikkat çeker. Bu yöntem, metal, seramik, kum gibi çeşitli toz malzemelerle kullanılabilir. Bağlayıcı püskürtme, özellikle büyük ölçekli üretim, düşük maliyetli prototipler, kum kalıp üretimi ve metal parça üretimi gibi alanlarda tercih edilir. Yüksek hızda üretim yapabilmesi ve çok sayıda farklı malzeme seçeneği sunması, bu yöntemi cazip kılar. Ancak, üretim sonrasında bağlayıcı sıvının kurutulması ve parçaların ısıl işlem görmesi gerekebilir, bu da işlem süresini uzatabilir (Bui, 2023).

2.2.4 PBF (Toz Yatak Füzyonu)

Toz-yatak füzyonu (Şekil 2.4.) malzemeleri seçici olarak eritmek ve kaynaştırmak için lazer veya elektron ışını kullanan bir eklemeli imalat (AM) yöntemleri sınıfıdır. Bu süreç, üç boyutlu bir bileşenin oluşturulması için her bir malzeme katmanının kaynaştırılmasını ve ardından yapı platformunun bir miktar alçalmasını içerir. Sonraki katman, aynı prosedür tekrar edilerek önceki katmanın üzerine inşa edilir (Yan, 2023).

PBF yönteminde, toz malzeme yeni kaynaştırılmış katmanın üzerine serilir ve bir sonraki katmanın üretimi için hazırlanır. Bu süreç, sürekli üretim yerine adım adım ilerleyen bir yaklaşımı benimser (Bayoumy ve diğerleri, 2023). Bu yöntem, üreticilere olağanüstü tasarım özgürlüğü ve yüksek doğrulukla bileşenler oluşturma olanağı sağlar. Merz ve

arkadaşları (2023), lazer toz yatağı füzyonu ile hibrit eklemeli imalat için yüksek hassasiyetli konum tespiti yöntemini kamera tabanlı bir sistemle geliştirmişlerdir.



Şekil 2.4. Toz Yatağı Teknolojisi (Kanishka & Acherjee, 2023)

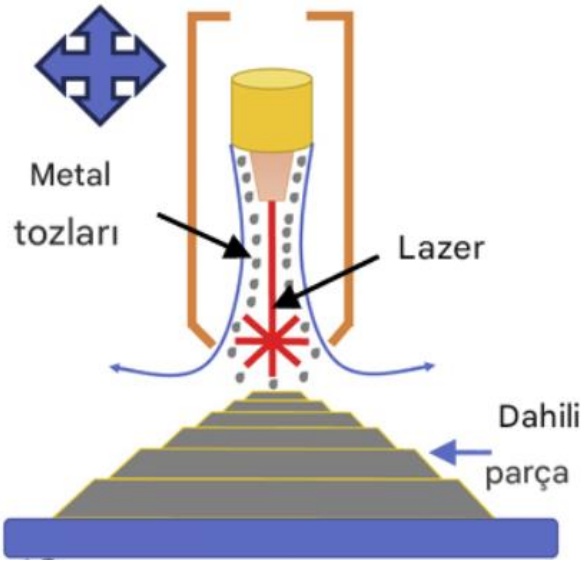
Lazer tabanlı PBF yöntemleri arasında SLM (seçici lazer eritme) ve DMLS (doğrudan metal lazer sinterleme) bulunur ve her ikisi de metaller ve alaşımlar için kullanılır. SLM tamamen eritme işlemine dayanırken, DMLS sinterleme veya metal tozlarının kısmi eritilmesi esasına dayanır. Sinterleme, partiküllerin tamamen erime yerine katı halde veya kısmi erime yoluyla birbirine bağlanmasını içerir. Bayraktar ve Alparslan (2023), AlSi10Mg alaşımlarının eklemeli imalatında SLM, SLS ve DLMS tekniklerini karşılaştırmışlardır.

SLS ve DMLS teknikleri, farklı malzeme gruplarına odaklanmaları dışında benzer yöntemlerdir. SLS, genellikle plastikler, camlar ve seramikler gibi malzemelere uygulanırken, DMLS özellikle metal alaşımlarına yönelik bir teknoloji olarak kullanılır.

Toz yatak teknolojisi, 3D baskı alanında kullanılan bir yöntem olup, genellikle metal, seramik veya plastik tozlarının birleştirilmesiyle katmanlı üretim yapılır. Bu teknoloji, özellikle metal parça üretiminde oldukça yaygındır ve otomotiv, havacılık, savunma sanayi, tıbbi cihazlar ve mühendislik uygulamaları gibi alanlarda kullanılır. Toz yatak teknolojisi, karmaşık geometrilerin yüksek doğrulukla üretilebilmesini sağlar ve prototipten son ürün üretimine kadar geniş bir kullanım yelpazesine sahiptir. Ayrıca, düşük hacimli üretim ve özelleştirilmiş parçalar için de idealdir. Ancak, yüksek işlem maliyetleri ve uzun üretim süreleri gibi bazı sınırlamaları da vardır (Mohd Yusoff ve arkadaşları, 2023).

2.2.5 DED (Doğrudan Enerji Biriktirme)

Doğrudan enerji biriktirme (Şekil 2.5.), kaynak işlemlerine benzer prensiplerle çalışan bir yöntemdir ve bu yöntemle 3D nesneler üretilir. Lazer, elektron ışını veya elektrik arkı gibi yoğun bir enerji kaynağı, genellikle metal tel veya toz olan hammaddeleri eritmek için kullanılır. Svetlizky ve arkadaşları (2021), yönlendirilmiş enerji depolama (DED) eklemeli imalat yönteminin fiziksel özelliklerini, kusurlarını, zorluklarını ve uygulamalarını incelemişlerdir. Elde edilen sıvı malzeme, yapı platformuna hassas bir şekilde bırakılır ve hızla katılaşarak bir katman oluşturur. Bu işlem, nesne tamamen oluşana kadar katman katman tekrarlanır (Hegab ve arkadaşları, 2023).



Şekil 2.5. Doğrudan Enerji Biriktirme Yöntemi (Kanishka & Acherjee, 2023)

DED'in en büyük avantajlarından biri, sadece yeni nesneler üretmekle sınırlı kalmayıp önceden var olan bileşenlerin tamir ve bakımı için de kullanılabilmesidir. Ayrıca bu yöntem, tek bir AM süreci içinde birden fazla malzemenin kullanılmasına olanak tanır (Hamilton ve diğerleri, 2023). Lazerin enerji kaynağı olarak kullanıldığı durumlarda, bu yöntem lazer doğrudan enerji biriktirme (LENS) olarak adlandırılır. LENS, ABD'li Optomec şirketi tarafından patentlenmiş bir tekniktir ve katman katman bir nesne oluştururken CAD modelinden alınan geometrik verileri kullanır (Svetlizky, 2021).

LENS yönteminde, toz malzeme bir lazer ışınının oluşturduğu eriyik havuzuna bir nozul yardımıyla püskürtülerek bir çizgi oluşturulur. Bu işlem, bir alt tabaka üzerinde gerçekleştirilir. LENS, lazer, toz ve lazer-toz etkileşimi ile çalışır; ancak, SLS/SLM tekniklerinden farkı, LENS'in üflemeli toz tekniğini kullanması, SLS/SLM'nin ise toz yatağı tekniğini tercih etmesidir (Kumar & Kruth, 2010). Metal telin hammadde olarak kullanıldığı WLAM işleminde, tel lazerle oluşturulan eriyik havuzunda eritilir ve bir çizgi şeklinde biriktirilir. LENS ve WLAM süreçlerinde, bir katman, birden fazla çizginin yan yana biriktirilmesiyle oluşturulur ve bu işlem nesne tamamlanana kadar tekrarlanır.

Elektron ışını DED AM teknikleri arasında Sciaky'nin EBAM (elektron ışını katkılı üretim) ve NASA'nın EBF (elektron-serbest biçimli üretim) yöntemleri bulunur. Bu teknikler, enerji kaynağı olarak elektron ışını kullanır ve metal tel hammaddesini eriterek hatlar biriktirir (Stawovy, 2018). WAAM (tel ark katkılı üretim) ise elektrik arkını enerji kaynağı, metal teli ise hammadde olarak kullanan bir DED yöntemidir (Cui, 2022). WAAM, metal katmanlarını, önceden belirlenmiş bir 3D şekle ulaşana kadar biriktirir. Bu işlem, gazaltı metal ark kaynağı, soğuk metal transferi, gaz tungsten ark kaynağı ve plazma ark kaynağı gibi standart ark kaynağı prosedürlerinde kullanılan güç kaynakları ile gerçekleştirilir. He ve arkadaşları (2023), tel arkı eklemeli imalat için yapay zeka tekniklerinin araştırılması ve uygulanmasını ele almışlardır.

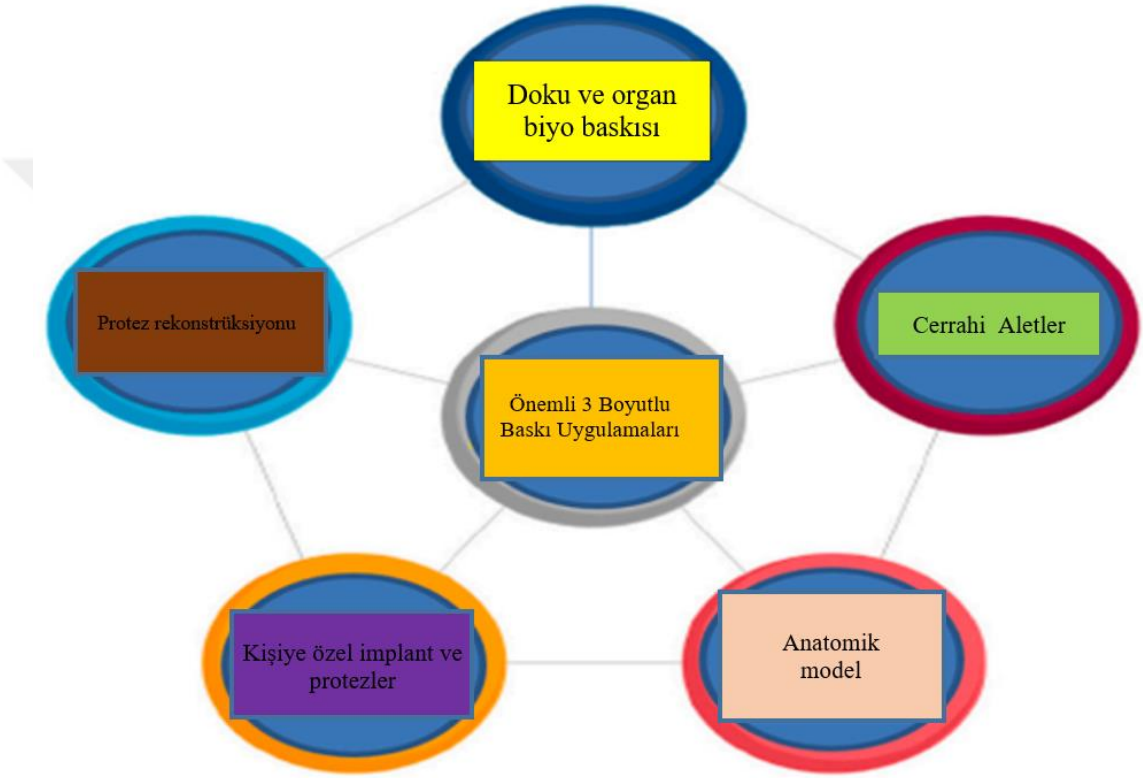
DED, havacılık sektöründe uçak motorları ve bileşenlerinin üretiminde, otomotivde ise özelleştirilmiş parçaların yapımında kullanılır. Ayrıca, savunma sanayi ve enerji sektörlerinde, özellikle rüzgar türbinleri ve petrol platformları gibi endüstriyel ekipmanların onarımında oldukça yaygındır. Yüksek dayanıklılık ve özelleştirilmiş parçalar üretme kapasitesi sayesinde DED, birçok farklı endüstride önemli bir rol oynamaktadır.

2.3. Eklemeli İmalat ve Tıp Bilimi

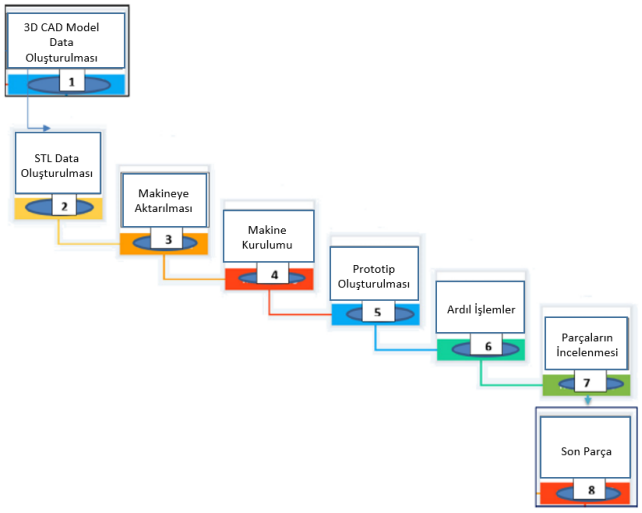
Eklemeli imalat, düşük hız nedeniyle seri üretimde genellikle tercih edilmemektedir. Ancak, bu durum, yüksek hassasiyet gereksinimi ve daha az miktarda özel ürün ihtiyacı olan medikal sektör için bir avantaj teşkil etmektedir. Çünkü ilaç tedavisi ve kişiye özel sağlık çözümleri hastadan hastaya farklılık göstermektedir. Bu nedenle eklemeli üretim, klinik ve biyomedikal alanlarda sıklıkla tercih edilmektedir.

Medikal sektörde, eklemeli imalat kişiye özel implantlar ve protezlerin üretiminde, doku ve organların biyobaskısında, cerrahi aletlerin yapımında, cerrahi hazırlık için anatomik modellerin oluşturulmasında, ilaç üretiminde ve tıbbi cihazların üç boyutlu baskısında kullanılır.

Ayrıca, diş hekimliği, travmatoloji, ortopedi ve fizyoterapi gibi medikal alanlarda da bu teknoloji önemli bir rol oynamaktadır.

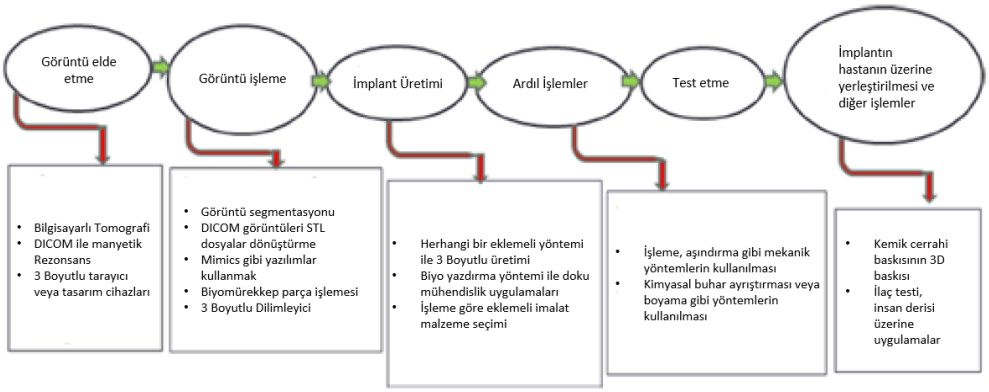


Şekil 2.6. Eklemeli İmalatın Medikal Alanda Kullanımları (Kumar ve diğerleri, 2021)



Şekil 2.7. 3 Boyutlu Parça Üretimi için Genel Aşamalar (Kumar ve diğerleri, 2021)

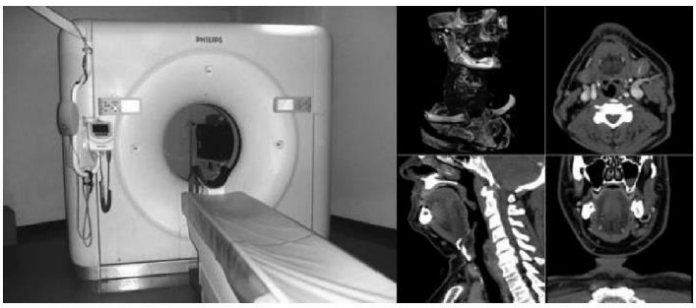
3D modeller ve implantlar oluşturma süreci Şekil 2.3'de gösterilmektedir. CT ve MR taramalarının CAD geometrilerine tam aktarımını ve üretim süreci için uygun dosya formatlarının oluşturulmasını gerektirir. Burada ilk aşama olarak görüntülerin elde edilmesi için CT veya MR cihazlarının kullanılması daha sonra ise bu görüntülerin işlenip, görüntü bölümleme ile STL geometrilere çevrilip 3D yazıcılara girdi geometrisinin oluşturulmasıdır. Buna ek olarak, farklı yazılımlar olmakla birlikte, görüntülerin işlenmesi için Adobe Photoshop CS2'de alternatif olarak tercih edilebilir. "Üç boyutlu simülasyon programları cerrahi planlamada daha fazla hassasiyet sağlayabilir" (Özkan ve arkadaşları, 2012). Yazılımda, kemiklerin hem normal hem de hasarlı anatomik eksenlerini belirlemek için iki çizgi oluşturulur. Bu çizgiler temel alınarak kemiğin kesilme işleminin uygulanacağı bölge seçilir. Seçilen bölgede görüntü iki parçaya ayrılır ve normal anatomik yapıya uygun olacak şekilde döndürülerek düzeltme yapılır. Bilgisayar ortamında planlanan cerrahi işlem sırasında çıkarılacak kemik parçasının açısı, görüntüdeki döndürme miktarına göre hesaplanır (Özkan ve diğerleri, 2012). 3 Boyutlu yazıcılar ile üretimi gerçekleştirilen implant, doku, kemik gibi yapıların, üretim sonrası temizlik, destek yapılarından ayrıştırılması. Son hale gelen parça için test aşamalarının yapılması ve son olarak insanda ilgili bölgeye yerleştirmesi süreçlerini kapsar.



Şekil 2.8. MR veya CT Görüntülerinden 3D Geometri Elde Edilme Sürecini İçeren Akış Şeması (Kumar ve diğerleri, 2021)

2.3.1. Görüntü Elde Etme Teknikleri

Medikal görüntüler genellikle CT, MRI ve ultrason gibi tekniklerden elde edilir ve ilgili bölgenin kesit görüntüleri DICOM formatında kaydedilir. BT taramaları, vücudun içyapısını detaylı şekilde incelemek için döner bir X ışını tüpü ve detektörlerle çeşitli açılardan veri toplayarak kesit görüntüler oluşturur. Modern BT cihazları sayesinde tarama hızı artırılmış ve radyasyon maruz kalma süresi azaltılmıştır. Bu yöntem özellikle kemik yapıları, organlar ve tümörlerin detaylı incelenmesinde tercih edilmektedir. Bu ilerlemeler, tanı sürecini daha güvenli ve etkili hale getirmiştir (Gibson ve diğerleri,2010).



Şekil 2.9. MR Görüntüleme Cihazları ve Örnekleri (Gibson ve diğerleri, 2010).

BT taramalarında elde edilen görüntüler, genellikle gri tonlamalıdır. Bu görüntülerde, yoğunluk skala olarak en düşükten (siyah) en yükseğe (beyaz) kadar değişir. Dokuların yoğunluğu, içlerinden geçen X ışınlarının zayıflama miktarıyla ilişkilidir.

Hava ve su gibi dokular, X ışınlarını çok az zayıflatarak düşük yoğunlukta (koyu gri veya siyah) görünürken; kemik, X ışınlarını daha fazla zayıflatarak yüksek yoğunlukta (beyaz) görüntülenir. Yumuşak dokular ise genellikle farklı gri tonlarında görünür. Bu tonlamalar, çeşitli dokuların özelliklerini anlamak ve doğru teşhis koymak için önemli bilgiler sunar (Adams, 2009).



Şekil 2.10. X Işınları İle Elde Edilmiş CT görüntüsü (Adams, 2009)

Çizelge 2.1 SLA için Farklı Malzemelerde CT Numaraları (Jusufbegovic, 2022)

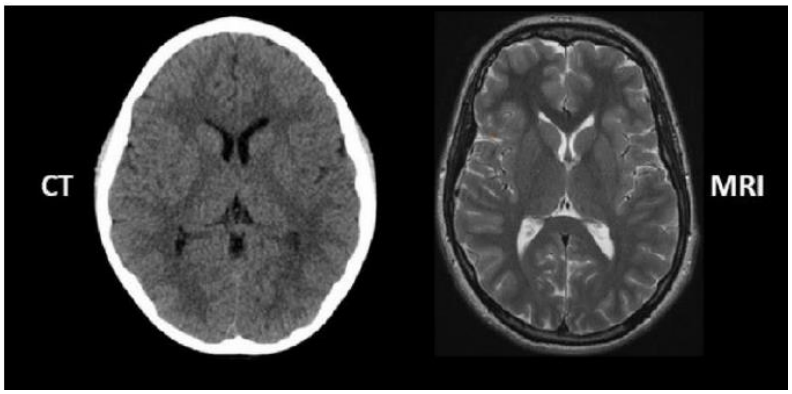
SLA	TÜP VOLTAJI							
	80kW		100kW		120kW		135kW	
	CT Numarası							
	$\bar{x}$	σ	$\bar{x}$	σ	$\bar{x}$	σ	$\bar{x}$	σ
Esnek 50A	43.2	2.7	62.6	2.6	74.6	2.4	80.5	2.3
Dayanıklı	55.6	2.2	56.1	2.6	89.1	1.8	93.3	1.7
Sert 1500	55.7	2.2	75.7	1.9	88.3	1.8	92.8	1.9
Elastik 50A	−15.8	2.2	5.0	1.7	16.9	2.0	22.3	2.0
Sert 2000	165.1	5.3	166.0	4.2	167.3	3.4	165.8	3.3
Yüksek Sıcaklık	97.6	4.3	113.9	4.1	125.6	3.4	130.5	3.1
Temiz	73.6	2.8	93.2	2.3	103.4	2.0	108.4	2.3
Gri	85.0	3.0	100.1	2.1	103.0	2.4	112.1	2.2

Çizelge 2.2 FMD için Farklı Malzemelerde CT Numaraları (Jusufbegovic, 2022)

FMD	TÜP VOLTAJI							
	80kW		100kW		120kW		135kW	
	CT Numarası							
	$\bar{x}$	σ	$\bar{x}$	σ	$\bar{x}$	σ	$\bar{x}$	σ
Nevamid 1030	31.3	4.9	52.8	5.3	66.8	3.9	72.5	3.9
Polypropylene	−188.0	4.0	−163.9	3.1	−147.8	2.7	−141.6	2.7
DISCO	156.9	4.9	162.0	3.6	167.7	3.2	167.8	3.2
PLA	132.4	4.2	142.0	3.3	148.4	2.7	151.6	3.0
TOUGH	114.8	4.4	124.1	3.3	132.2	2.8	134.4	3.0
ABS-X	29.0	4.6	41.5	3.5	49.9	3.2	52.4	2.8
C-PLA	185.5	3.6	186.0	3.3	189.1	2.5	188.4	2.5

MRI (manyetik tınlaşım görüntüleme), BT'ye benzer bir şekilde tıbbi görüntüleme amacıyla kullanılsa da, görüntüleri farklı bir yöntemle üretir. BT taramaları X ışınları kullanırken, MRI taramaları güçlü manyetik alanlar ve radyo dalgalarıyla çalışır. Bu nedenle, MRI taramaları sırasında radyasyona maruz kalma riski bulunmamaktadır.

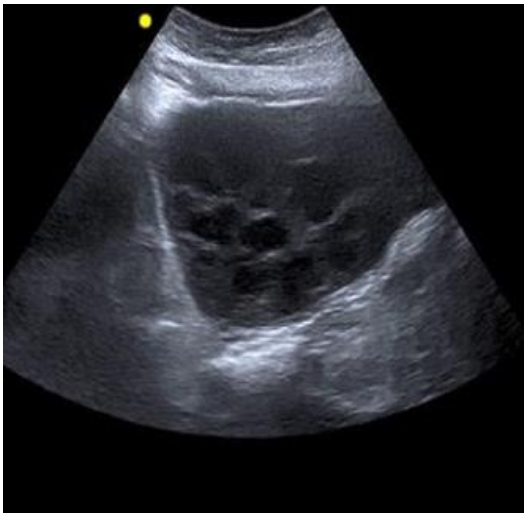
Uzun süreli MRI taramaları, daha yüksek çözünürlük elde edilmesini sağlar. Ancak, belirli bir oranda manyetik alana maruz kalmanın insan üzerinde olumsuz etkileri olabileceği de göz önünde bulundurulmalıdır. MRI, özellikle yumuşak doku teşhisinde oldukça etkilidir; örneğin, doku yenilenmesi ve ölümü gibi yapısal değişiklikleri ortaya koymakta kullanılmaktadır. Bu özellikleri sayesinde, birçok tıbbi durumda değerli bilgiler sunar.



Şekil 2.11. CT ve MRI Farkı (Stanishevskiy ve arkadaşları, 2023)

Ultrason görüntüleme, sonografi olarak da bilinir ve vücudun içyapısını yüksek frekanslı ses dalgaları kullanarak görüntüler. Ses dalgaları, anatomik ara yüzlere çarptığında geri yansıtılır ve bir alıcı tarafından algılanır. Bu sayede, ultrason görüntüleri gerçek zamanlı olarak elde edilir; böylece kan damarlarından akan kanın hareketi ve iç organların hareketleri gözlemlenebilir.

Ultrason görüntülemede, ses dalgalarını vücuda iletmek ve geri yankılanan dalgaları kaydetmek için küçük bir dönüştürücü kullanılır. Elde edilen görüntülerin çözünürlüğü, BT ve MRI ile karşılaştırıldığında daha düşüktür (yaklaşık 1 mm x 1,5 mm x 0,2 mm). Bu nedenle, ultrason, özellikle yumuşak doku ve hareketli yapıları değerlendirmek için etkili bir yöntemdir.



Şekil 2.12. Ultrason Görüntüleme (Henríquez-Camacho ve arkadaşları, 2020)

2.4. Kişiye Özel İmplantlar ve Protezler

İmplant üretimi, son yıllarda teknolojik gelişmelerle önemli bir dönüşüm yaşamıştır. Geleneksel üretim yöntemleri arasında döküm, talaşlı imalat ve sinterleme yer alırken, günümüzde eklemeli imalat teknolojisi, özellikle kişiye özel ve karmaşık yapıları üretme konusunda önemli avantajlar sunmaktadır. Geleneksel yöntemler, dayanıklı ve uzun ömürlü ürünler elde edilmesine olanak tanırken, karmaşık geometriler ve özelleştirilmiş tasarımlar konusunda bazı sınırlamalar ortaya çıkmaktadır. Döküm ve talaşlı imalat, sağlamlık ve uzun ömür sağlasa da, üretim süreci daha uzun ve karmaşık olabilir. Öte yandan, sinterleme metodu hassasiyet açısından avantaj sunsa da, malzeme israfı ve üretim kapasitesinin sınırlılığı gibi dezavantajlarla karşılaşılmaktadır.

Gelişen teknolojilerle birlikte eklemeli imalat, implant üretiminde kişiye özel çözümler sunma konusunda önemli bir rol oynamaktadır. Bu teknoloji, biyouyumlu titanyum ve kobalt-krom alaşımları gibi malzemelerle karmaşık yapıları oluşturma imkanı verir. Eklemeli imalatın en belirgin avantajlarından biri, implantın hastanın anatomik yapısına tam uyumlu olarak tasarlanabilmesidir. Ayrıca, bu yöntemle üretim sırasında malzeme israfı minimize edilir ve çevresel etkiler de azaltılabilir. Ancak, eklemeli imalatın bazı zorlukları da vardır; özellikle yüksek takım maliyetleri ve üretim süreçlerinin zaman alıcı olması bu yöntemin dezavantajları arasında sayılabilir.

Hekimler ve hastalar açısından implant kullanımı, çeşitli zorlukları beraberinde getirebilir. Hekimler, özellikle karmaşık anatomik yapılar için uygun implant tasarımı bulmada güçlük yaşayabilirler. Ayrıca, implantların cerrahi süreçte doğru yerleştirilmesi zaman alabilir ve hata payı riski taşıyabilir. Hastalar açısından ise, implant uyumsuzluğu sonucunda ağrı, iltihap ve diğer karmaşıklıklar ortaya çıkabilir. Bunun yanı sıra, implant kullanım sürecinde aşınma, gevşeme veya deformasyon gibi sorunlar da yaşanabilir.

İmplant üretiminde kullanılan malzemeler, implantın başarısını doğrudan etkileyen önemli bir faktördür. Titanyum, hafifliği, dayanıklılığı ve biyouyumluluğu nedeniyle en yaygın tercih edilen malzeme olmuştur. Bununla birlikte, kobalt-krom alaşımları yüksek dayanıklılık sunarken biyouyumluluk açısından sınırlı kalabilir. Polimer malzemeler ise esnek ve hafif olsalar da, genellikle uzun ömürlü değillerdir ve bu nedenle kullanım

alanları sınırlıdır. Doğru malzeme seçimi, implantın uzun ömürlü olmasını ve biyolojik uyumunu sağlamak için oldukça önemlidir.

Eklemeli imalat teknolojilerinin implant üretiminde kullanımı, geleneksel yöntemlerin sınırlamalarını aşma noktasında bir gereklilik haline gelmiştir. Bu teknoloji, kişiye özel, karmaşık implantların üretimi için büyük bir avantaj sağlar. Ayrıca, cerrahi planlamalar daha hassas bir şekilde yapılabilir, bu da hem hekimler hem de hastalar için sürecin daha verimli ve güvenli olmasını sağlar. Eklemeli imalat, üretim süreçlerinde verimliliği artırırken, maliyetleri de düşürme potansiyeline sahiptir. Bu sayede, hem sağlık profesyonelleri hem de hastalar için daha hızlı, etkili ve ekonomik çözümler sunulabilir.

Sonuç olarak, implant üretiminde kullanılan geleneksel yöntemler ve yeni teknolojiler arasındaki denge, sağlık alanında daha özelleştirilmiş ve verimli çözümler sunulmasını mümkün kılmaktadır. Eklemeli imalat, sadece implantların daha uyumlu ve fonksiyonel olmasına olanak tanımakla kalmaz, aynı zamanda tedavi süreçlerini hızlandırarak hasta iyileşme sürelerini kısaltır ve yaşam kalitesini artırır. Bu gelişmeler, gelecekte sağlık alanında daha bireysel ve etkili tedavi yaklaşımlarının uygulanmasına katkı sağlayacaktır (Haleem ve Javaid, 2020; Velu ve diğerleri, 2020).

2.4.1. Çene Yüz İmplantlar

Çene yüz implantlar, yüz yapısını desteklemek ve yeniden şekillendirmek amacıyla kullanılan önemli medikal cihazlardır. Hem estetik hem de fonksiyonel faydalar sağlayarak, travma, kanser tedavisi veya doğuştan gelen bozukluklar sonrası eksik kemiklerin yeniden yapılandırılmasında kritik bir rol oynarlar.

Bu implantlar, ağırlığı azaltacak şekilde tasarlanmış ve minimum kalınlıkta olacak şekilde optimize edilmiştir. Ayrıca, karmaşık yüz yapılarının yazılımlar yardımıyla yeniden yapılandırılması, bu implantların doğru bir şekilde yerleştirilmesine ve hastaların doğal görünümüne ulaşmasına olanak tanır. Sonuç olarak, bu implantlar sadece fiziksel iyilik hali değil, aynı zamanda psikolojik ve sosyal açıdan da önemli katkılarda bulunur.



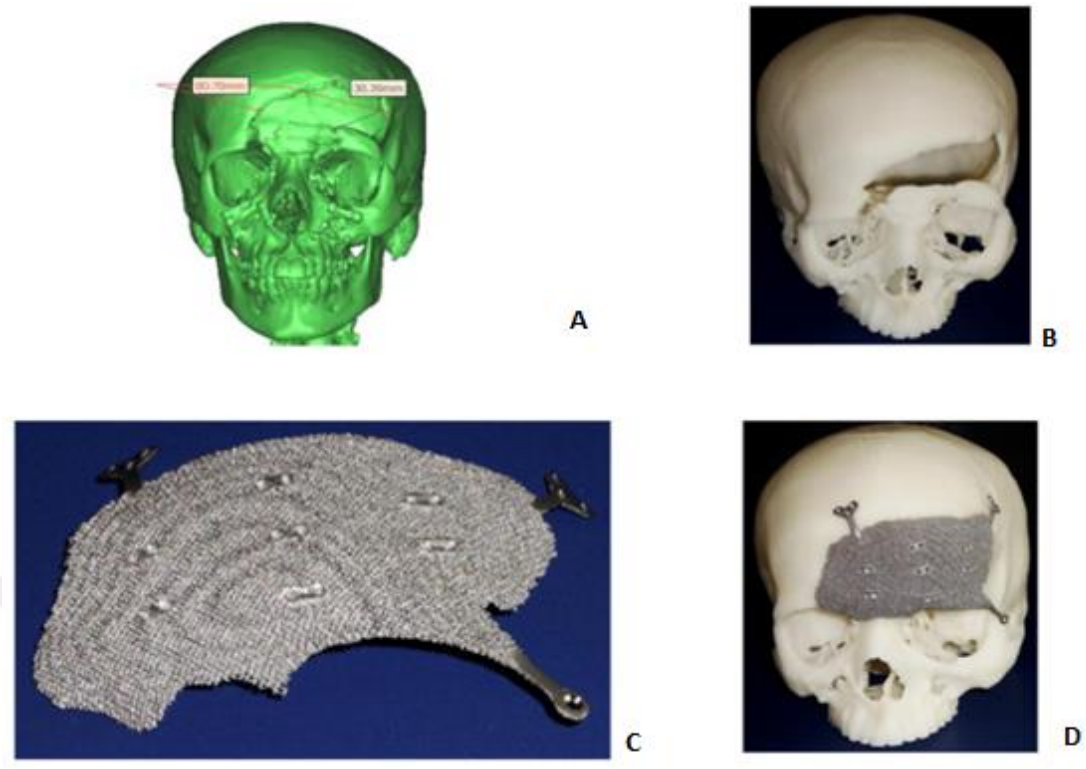
Şekil 2.13. Çene Yüz İmplant Muhtemel Uygulama Bölgeleri (Diken Türksayar, Sağlam, & Bulut, 2019)

2.4.2. Kafatası İmplantı

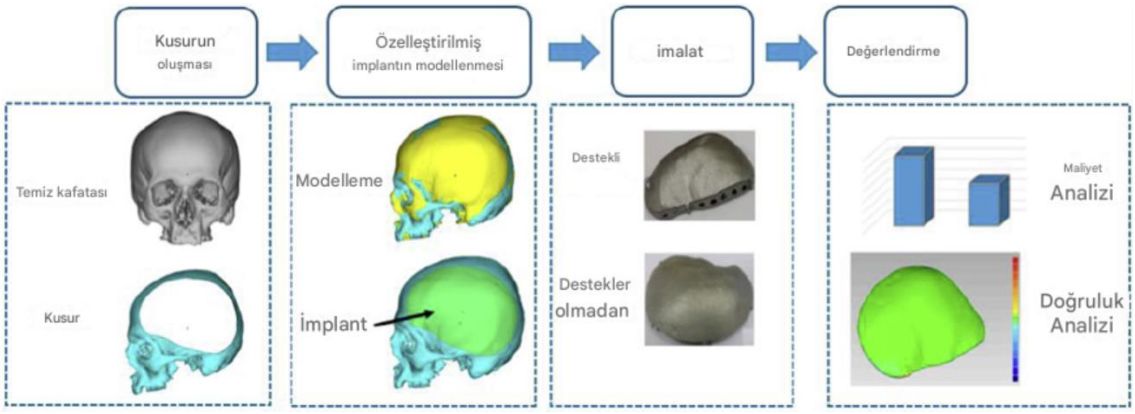
Kafatası implantları, kafatasındaki hasar veya eksikliklerin onarımı için tasarlanmış medikal cihazlardır. Genellikle sarsıntı, cerrahi operasyonlar ya da doğuştan gelen yapısal sorunlar sonucu oluşan kemik kayıplarını gidermek amacıyla kullanılır.

Hem estetik hem de işlevsel faydalar sunmak için özel olarak üretilir. Modern teknolojiyle üretilen bu cihazlar, hastanın kafatası yapısına uyum sağlamak üzere özelleştirilir. Ayrıca, hafif malzemelerin tercih edilmesi sayesinde implantların ağırlığı minimize edilir, bu da cerrahi sonrası iyileşmeyi destekler ve hastanın konforunu artırır.

Kafatası implantları, sadece fiziksel sağlık açısından değil, aynı zamanda bireylerin psikolojik durumları üzerinde de olumlu bir etki yaratabilir. Kafatasının görünümünü düzeltmek, bireylerin özgüvenini artırabilir. Dolayısıyla, bu implantlar, hem bedensel iyilik hali hem de genel yaşam kalitesi açısından önemli bir rol oynamaktadır.



Şekil 2.14. Kafatası hasarının 3D Dijital Rekonstrüksiyonu **A)** Kafatası Modeli **B)** Kafatası Kırığı **C)** Gözenekli Titanyum İmplant **D)** Kafatasına Takılan Titanyum İmplant (Parthasarathy ve diğerleri, 2011)



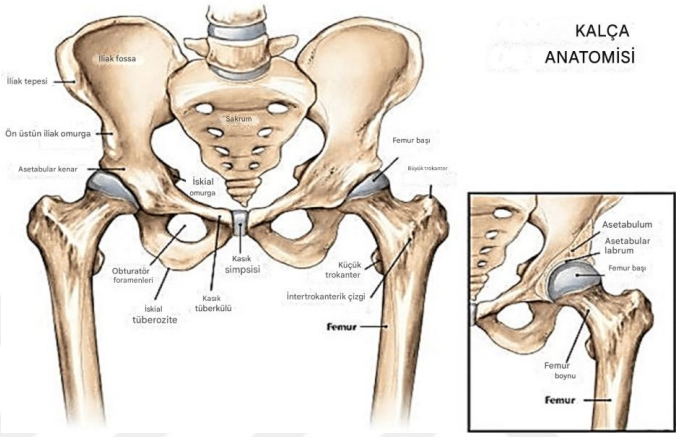
Şekil 2.15. Kafatası İmplantının Üretim Akış Şeması (Moiduddin ve diğerleri, 2021)

2.4.3 Ortopedi Kalça İmplantı

Kalça implantı, kalça eklemindeki çeşitli rahatsızlıkları tedavi etmek için kullanılan bir tıbbi cihazdır. Bu tür rahatsızlıklar genellikle zaman içinde meydana gelen hasar ve yıpranmalar, travma veya diğer dokuların zamanla işlevini kaybetmesi sonucundaki

hastalıklardan kaynaklanabilir. Hem yaşlı bireylerde hem de daha genç hastalarda uygulanabilir. Bunlar 3 türden sırasıyla incelenebilir.

Tam kalça protezi, kemik başı ve kalça çukuru birlikte değiştirir. Parçalı kalça protezi, yalnızca kemik başını değiştirirken, kısmi kalça protezi genellikle yalnızca kemik başı için kullanılır.

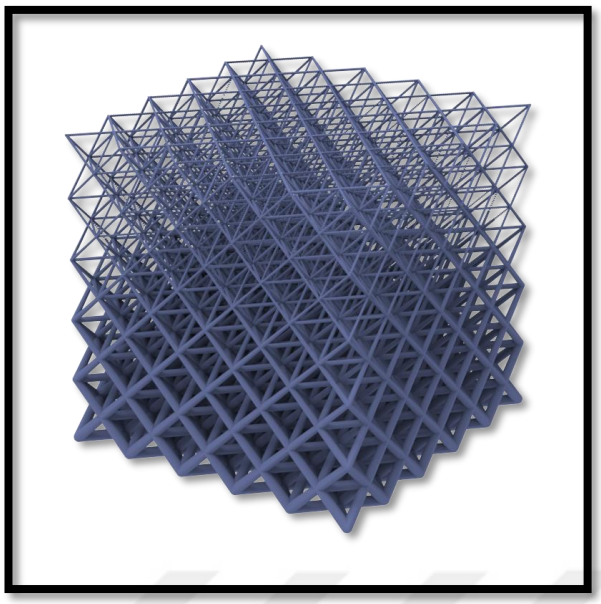


Şekil 2.16. Kalça İmplant Uygulamaları (Okolie ve arkadaşları, 2021)

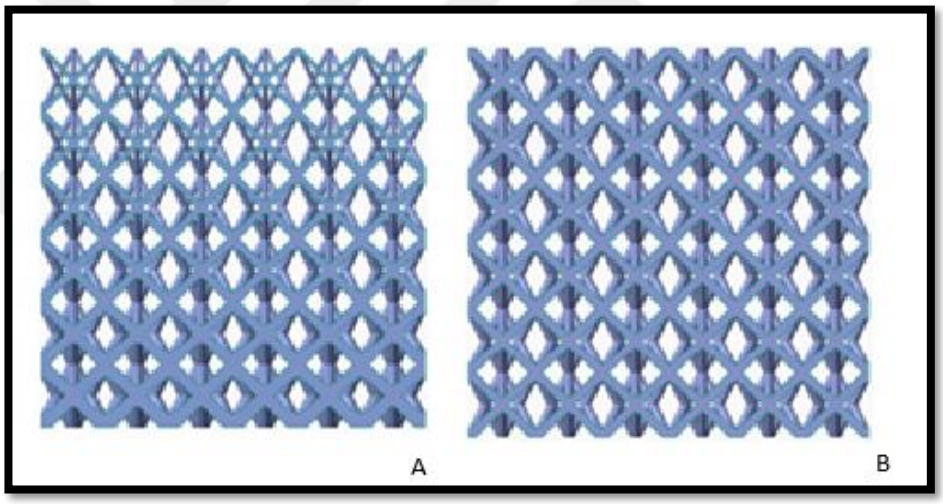
2.5 KAFES YAPILAR

Kafes yapılar, mühendislikte çubuk yapıların eksenel yük taşıma yeteneğini ifade eden sistemlerdir. Genellikle kafes çubuk elemanları kullanılarak tasarlanır. Bu yapılar, birbirine bağlı çubuklardan oluşan kafes yapı şeklindedir. Her çubuk, belirli bir yük taşıma kapasitesine sahiptir ve yapının genel performansı, çubukların konumlandırılmasına, büyüklüğüne ve uygulanan sınır koşullarına bağlı olarak değişir.

Kesitler genellikle dairesel olup, alanları dairenin çapına göre belirlenir. Çubukların düzeni ve konumlandırılması, farklı yapı türleri ve mekanik özellikler oluşturur. Bu nedenle, kafes yapılar hafiflik ve dayanıklılık açısından mühendislik uygulamalarında yaygın olarak tercih edilmektedir. Farklı tasarım teknikleri, yapının taşıma kapasitesini ve stabilizesini artırabilir.



Şekil 2.17. Oktet Yapıda Bir Kafes Örneği (Al-Saedi ve arkadaşları, 2018)



Şekil 2.18. Dağılımlara Göre Kafes Yapısının Şekillenmesi **A)**Kademeli **B)** Tek Düze (Michell, 1904)

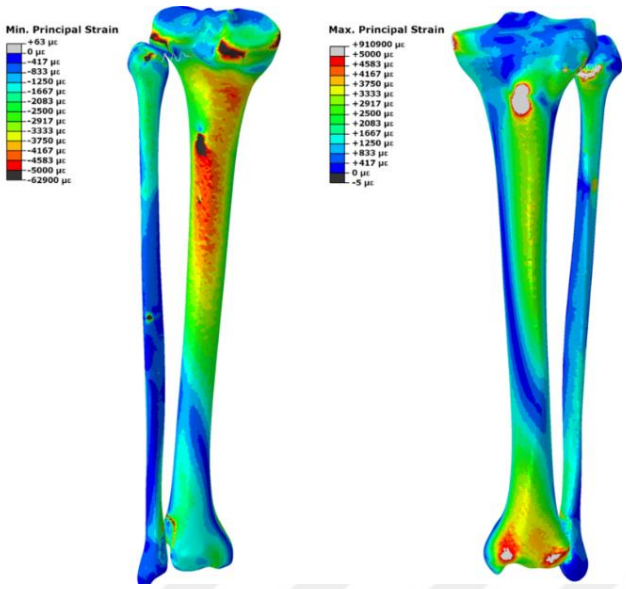
Kafes yapılar, eklemeli imalat 3D baskı süreçlerinde önemli bir yer tutar ve çeşitli avantajlar sunar. İşte bu yapıların eklemeli imalat alanındaki kullanımlarına dair bazı önemli noktalar:

Kafes yapılar, malzeme israfını azaltarak hafif ve dayanıklı parçalar üretir. Bu özellik, özellikle otomotiv ve havacılık sektörlerinde yakıt verimliliğini artırmak için kritik öneme sahiptir. Bu yapılar, yük taşıma kapasitesini artırırken esneklik ve dayanıklılık

sağlar. Sonuç olarak, daha uzun ömürlü ve yüksek performanslı parçalar elde edilir. Kafes tasarımları, ısının etkili bir şekilde dağıtılmasına yardımcı olur. Bu, elektronik bileşenler ve motor parçaları gibi yüksek ısının yönetilmesi gereken uygulamalarda büyük avantaj sağlar. Bu yapılar, iç mekanlarda hava akışını artırma ve sıvıların etkili bir şekilde tahliye edilmesine olanak tanıyarak mühendislik ve mimarlık projelerinde kullanılabilir. Eklemeli imalat, karmaşık kafes yapıların kolayca üretilmesini sağlar. Tasarımcılar, çok özel uygulamalara uygun özelleştirilmiş çözümler geliştirebilir. Bu yapılar, hızlı prototipleşme süreçlerinde sıkça tercih edilir. Mühendisler, tasarımlarını hızla test etme ve geliştirme imkanı bulurlar. Biyomühendislik alanında, kafes yapılar protez ve implant üretiminde kullanılır. Biyouyumlu malzemelerle birleştiğinde, vücutla daha iyi uyum sağlar. Kafes yapılar, tıbbi implant üretiminde giderek daha fazla kullanılan bir teknoloji olarak öne çıkmaktadır. Bu yapılar, ortopedik, çene yüz kemikleri, kemik ve bel diskleri gibi farklı alanlarda önemli avantajlar sunarak biyomedikal mühendislikte büyük bir potansiyel taşımaktadır. Kafes yapılar, biyolojik uyum sağlama ve fonksiyonel performansı iyileştirme açısından kritik bir rol oynamaktadır.

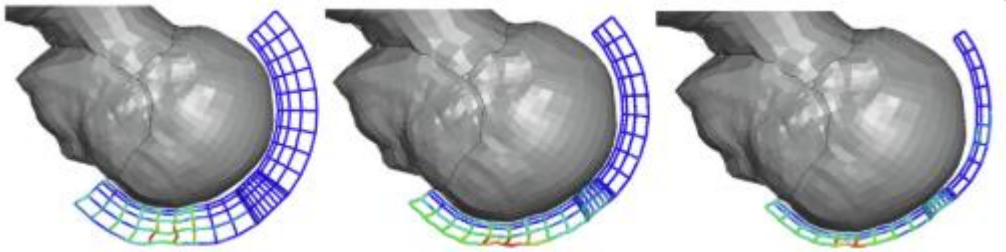
Kafes yapılar, kafatası ve yüz kemiklerine yerleştirilen implantlarda etkin bir şekilde kullanılmaktadır. Bu tür implantlarda, kafes yapılar kemik entegrasyonunu hızlandırmaya yardımcı olur ve biyouyumlu özellikleriyle dikkat çeker. Araştırmalar, kafes yapılarla yapılan kafatası implantlarının iyileşmeyi hızlandırabileceğini, komplikasyonları azaltabileceğini ve fonksiyonel sonuçları iyileştirebileceğini göstermektedir. Geleneksel implantlardan daha hafif olan bu yapılar, biyolojik doku ile daha iyi bir uyum sağlayarak daha verimli sonuçlar elde edilmesine olanak tanır (Zhang ve arkadaşları, 2021).

Kemik implantlarında ve omurga disklerinin yerine kullanılan implantlarda da başarıyla uygulanmaktadır. Kemik implantlarında, kafes yapılar kemiğe benzer yapılar sunarak vücuda entegrasyonu güçlendirir ve iyileşmeyi hızlandırır. Bel diskleri implantlarında ise kafes yapılar, doğal disk yapısına yakın özelliklere sahip olup hastaların iyileşme süreçlerini desteklemektedir. Bu yapılar, doğru yerleştirilme ve uzun süreli dayanıklılık için önemlidir (Wang ve arkadaşları , 2020; Zhao, 2019).



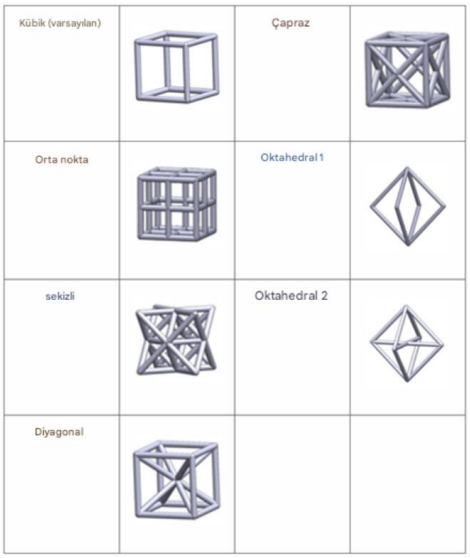
Şekil 2.19. Kemik Yapı Analiz Örneği (Baggaley ve arkadaşları, 2023)

Biyolojik entegrasyonun yanı sıra implantların hafifliğini ve dayanıklılığını artırarak kişiye özel çözümler sunar. Eklemeli imalat teknolojisi ile birleştirilen kafes yapılar, anatomiye en uygun ve uyumlu implantların üretilmesini mümkün kılar. Bu da cerrahi başarıyı artırırken hastaların iyileşme sürecini daha hızlı ve etkili bir şekilde destekler (Baskar ve arkadaşları, 2021).



Şekil 2.01. Kafes Yapıların Tıbbi Alanda Uygulamaları (Khosroshahi ve arkadaşları, 2019)

Eklemeli imalat süreçlerinde kafes yapılar, yenilikçi ve sürdürülebilir çözümler sunarak mühendislik ve tasarımda önemli bir rol oynamaktadır. Bu yapılar, performansı artırmak ve çevresel etkiyi azaltmak amacıyla geliştirilmiş modern ürünlerin tasarımında kritik bir bileşendir. Birkaç örnek kafes yapıları Şekil 2.21. gösterilmiştir.



Şekil 2.21. Kafes Yapı Örnekleri (Al-Saedi ve arkadaşları, 2018)

2.3.1 Kafes Optimizasyonu

Kafes yapılar optimizasyonu, genellikle analitik çözümlerle başlasa da, karmaşık sistemlerde bu yöntemlerin yetersiz kalması nedeniyle bilgisayar tabanlı tekniklere yönlendirilmiştir. Analitik çözümlerle yapılan ilk adımları atarken (Michell, 1904), zamanla bilgisayar teknolojilerinin gelişimi ile yapısal optimizasyon yöntemleri ve özel algoritmalar kullanılmaya başlanmıştır (Kattan, 2008).

Kafes yapı optimizasyonu süreçlerinde, öncelikle tasarım alanındaki tüm potansiyel noktalar çubuk elemanlar ile birleştirilerek bir başlangıç kafes sistemi oluşturulur. Bu yapı, belirli kriterler ve sınır koşulları altında optimize edilir.

Kafes yapı optimizasyonu formülasyonu genel olarak, tasarım alanındaki tüm potansiyel noktalar belirlenir ve çubuk elemanlarla birleştirilir. Optimizasyon süreci, belirli bir amaç fonksiyonunu azaltmayı veya yükseltmeyi etmeyi hedefler. Bu genellikle ağırlık, malzeme kullanımı veya deformasyon gibi ölçütler olabilir. Yapının güvenliğini sağlamak için, belirli sınır koşulları ve yapısal sınırlayıcılar tanımlanır. Bu, maksimum yük kapasitesi veya belirli bir deformasyon seviyesini içerebilir. Genetik algoritmalar, yapay sinir ağları veya topolojik optimizasyon gibi yöntemler kullanılarak tasarım alanı üzerinde en uygun çözüm bulunur. Elde edilen tasarımın performansı, çeşitli mühendislik

kriterleri üzerinden değerlendirilir ve gerekirse yeniden optimizasyon sürecine girilir. Bu çalışmada kullanılan kafes yapı optimizasyon denklemi:

$$\min E_s(d) = U^T K U \tag{2.1}$$
$$V - v_f V_T \leq 0$$
$$d_l \leq d \leq d_u$$

ile verilmiştir. Burada, Es(d) kafes sistemin rijitliğini artırmak için "min" gösterimi ile en aza indirgenecek genel gerinim enerjisidir. E_s'nin belirlenmesi için çözülen denge denklemi

$$F = KU \tag{2.2}$$

ile verilir. Burada, F ve U, global kuvvet ve yer değiştirme vektörleridir. K matrisi ise global rijitlik matrisini temsil eder ve her elemanın rijitlik matrisine global koordinat transformasyonu uygulanarak oluşturulur (Kattan, 2008). Eş. 2.2'in çözümü için genellikle lineer kafes eleman (Richardson, 2012) veya çerçeve ya da kiriş eleman (Michell, 1904) kullanılabilir. Bu çalışmada, momentlerin de serbestlik derecesi olarak hesaba katıldığı çerçeve eleman formülasyonu kullanılmıştır (Kattan, 2008).

Eş. 2.1'de, $d = \{dl,de,\ldots, d_{NE}\}^T$, çubuk elemanlarının çaplarını içeren tasarım değişkenleri vektörünü temsil etmektedir. Burada, N_E başlangıç kafes yapısındaki çubuk eleman sayısını ve d_e ise e'inci çubuk eleman çapını tanımlar. Eş. 2.2'deki d_l ve d_u vektörleri ise çubuk çaplarının alt ve üst sınırlarını belirler. u sınırlar doğrultusunda, Bölüm 2.3.2'de açıklanan kafes yapı ve boyut optimizasyonu yöntemi ile ilgili hesaplamalar yapılabilir. Ayrıca, Eş. 2.1'deki ilk sınırlayıcı fonksiyonda, çaplara bağlı olarak hesaplanan kafes yapı hacmi V, belirli bir hacim oranı v_f ile tüm katı geometri hacmi V_T 'nin çarpımından elde edilen değere eşit ya da küçük olmalıdır. Her çubuğun uzunluğunu içeren uzunluk vektörü $L=\{L1,\ldots,Le,\ldots,L_{Ne}\}^T$ uzunluk vektörü kullanılarak kafes yapı hacmi hesaplanabilir.

$$V = 0.25\pi d L d^T = 0.25\pi \sum (d_e)^2 L_e \tag{2.3}$$

2.3.2 Kafes Yapı ve Boyut Optimizasyonu

Belirli alt ve üst sınırlar dahilinde, kafes yapı topolojisini değiştirmeden yalnızca çubuk elemanların çaplarının optimize edilmesi, bu yapıya boyut optimizasyonu olarak adlandırılır. Tasarım değişkenlerinin alt sınırları dl, sıfıra yakın değerlerde tanımlanarak boyut optimizasyonu sağlanır. Bunun yanı sıra, belirli bir limit değer ile sıfıra yakın kesit boyutuna sahip çubuk elemanlar ve bağlantı noktalarının topolojiden çıkarılması durumunda, bu süreç kafes yapı topoloji optimizasyonu olarak ifade edilir (Stolpe, 2016). Çubuk elemanların silinmesi için

$$d_e = \begin{cases} 0, & eğer\ d_e < d_t \\ d_u, & eğer\ d_e \geq d_t \end{cases} \tag{2.4}$$

şeklinde bir şartlı eşitlik kullanılabilir. Eş. 2.4.'de belirtilen ikinci koşulda, topolojide kalan çubuk elemanların çapları için, d_u yerine optimizasyon sonucunda elde edilen çap değerleri kullanılarak doğrudan bir tasarım oluşturulabilir. Ancak bu çalışmada, topoloji optimizasyonunun yalnızca yapının genel topolojik düzenini belirlemek amacıyla uygulanması hedeflenmiştir. Bu nedenle çubuk elemanların çaplarındaki değişim önemsiz kabul edilmiş ve topolojide kalan tüm çaplar, Eş. 2.4.'e göre d_u ile eşitlenerek topolojik yapı elde edilmiştir. Daha sonra, bir boyut optimizasyonu gerçekleştirilerek çubuk elemanların kesin çapları belirlenmiştir.

Bu yaklaşım, yapıların belirli performans kriterlerini karşılaması için gerekli olan mukavemet ve stabilite şartlarını sağlamak amacıyla tercih edilmiştir. Çubuk çaplarının sabitlenmesi, optimizasyon sürecinde yapının genel davranışını daha öngörülebilir hale getirirken, diğer tasarım değişkenlerinin etkisini değerlendirmeye de olanak tanır. Böylece, sabit çaplı elemanlarla en uygun yapı tasarımı sağlanmış olur.

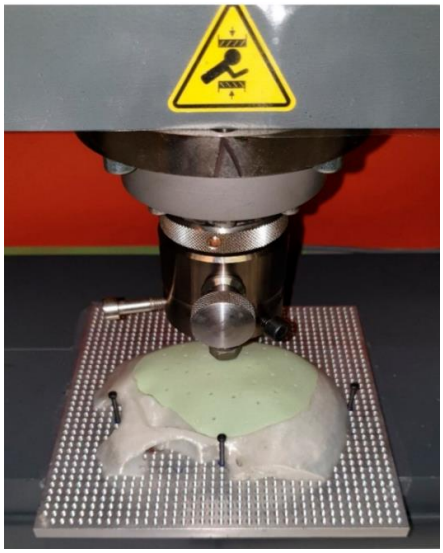
3. MATERYAL ve YÖNTEM

İmplantlar ve biyomedikal cihazlar, vücuda yerleştirildiklerinde çeşitli mekanik testlere tabi tutulur. Bu testler, implantın dayanıklılığını, güvenliğini ve uzun vadeli performansını değerlendirmek için büyük önem taşır. İmplantların vücutta karşılaşacağı farklı mekanik kuvvetler, gerilme, burkulma ve yük gibi etmenleri simüle eden testlerle analiz edilir.

Yük ve gerilme testleri, implantın vücuda yerleştirildiğinde maruz kalacağı kuvvetler ve gerilmeleri değerlendirir. Bu testler, implantın kırılma veya deformasyon risklerini belirlemek için kullanılır. Dinamik yük testleri ise, gerçek yaşamda vücuda yerleştirilen cihazın baş hareketleri, darbeler ve titreşimlere karşı dayanıklılığını ölçer. Burulma testleri, implantın dönme ve burkulma hareketlerine karşı nasıl tepki verdiğini inceleyerek implantın mekanik sağlamlığını değerlendirir. Sürekli yük ve çekme-sıkıştırma testleri, implantın uzun süreli kullanımda karşılaştığı sürekli yükler ve fiziksel değişimlere karşı dayanıklılığını test eder. Yüzey pürüzlülüğü ve doku uyumu testleri, implantın yüzeyinin vücut dokularıyla uyumlu olup olmadığını ve kemik entegrasyonu başarısını kontrol eder. Isı ve termal testler ise, implantın vücut sıcaklığına maruz kaldığında herhangi bir deformasyon veya malzeme hatası oluşturup oluşturmadığını inceler.

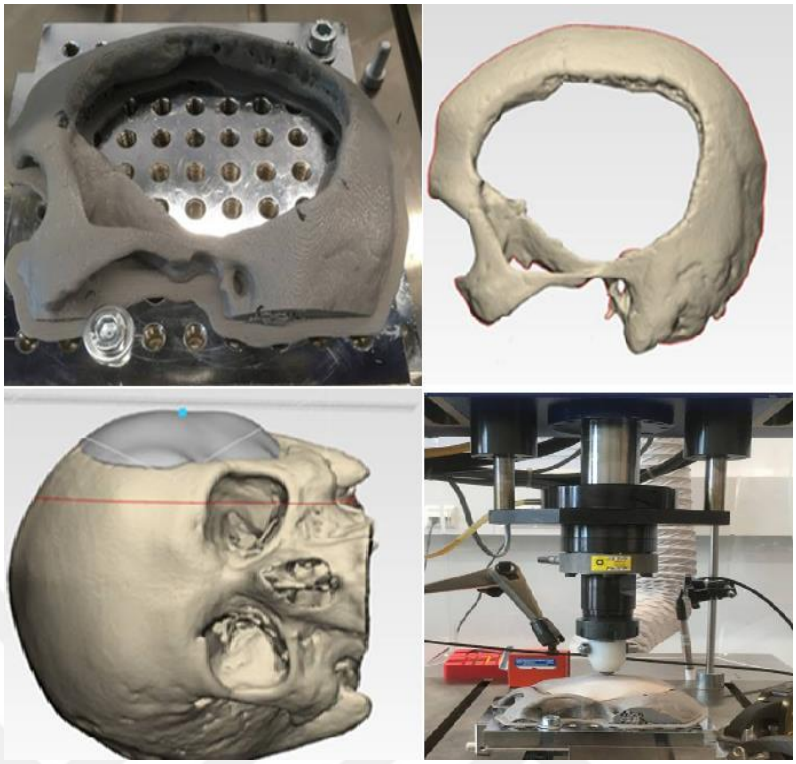
Bu mekanik testler, implantların biyolojik çevreyle uyum içinde çalışmasını ve uzun vadeli güvenliğini sağlamak için kritik rol oynar. Testler, cihazın biyolojik dokularla etkileşimdeki mekanik özelliklerini ve potansiyel zayıf noktalarını belirler (Msallem ve arkadaşları, 2021).

Bu çalışmada, kafatası implantlarının biyouyumlu malzemelerden üretilmesi ve implantın dayanımı ile ilgili çalışmalar ve farklı kafes yapılar ile desteklenmiştir. Kullanılan implantlar, polietereterkarbon (PEEK) gibi biyolojik olarak parçalanabilir polimerlerden üretilmiştir. Bu malzemelerin tercih edilme sebebi, hem mekanik dayanıklılıkları hem de vücut tarafından kabul edilebilir olmalarıdır. Dahası, eklemeli imalat ile birlikte kişiye özel implantların tasarımında sağladığı esneklik ve hassasiyet nedeniyle dikkate değer bir avantaj sunmaktadır.



Şekil 3.1. İmplant İçin Basma Test Düzeneği (Msallem ve arkadaşları, 2021)

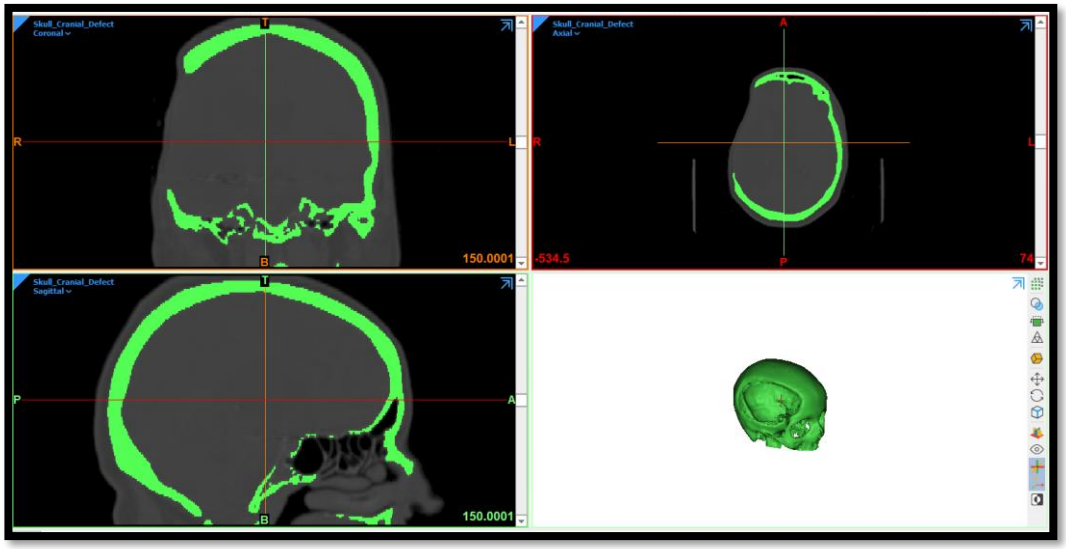
Analize dayanım süreçleri kapsamında, CAD (Bilgisayar Destekli Tasarım) yazılımları ve sonlu elemanlar analiz programları ile birlikte gerçekleştirilmiştir. Bu aşamada, implantın anatomik uyumu ve boyutları dikkatlice değerlendirilmiştir. Tasarımlar, sonlu elemanlar analizi (FEA) yöntemi ile değerlendirerek, mekanik dayanıklılık ve deformasyon davranışları incelenmiştir. Bu aşama, implantın cerrahi yerleştirme öncesinde potansiyel zayıf noktalarının tespit edilmesine olanak tanımıştır. Sonrasında, bu tasarımlar biyouyumlu polimerlerden PEEK 3D yazıcılar aracılığıyla üretilmiştir. Örnek olarak kullanılan test düzeneği, Şekil 3.2'de gösterilmektedir. Burada, üretilen malzemenin dayanıklılığını değerlendirmek, kuvvet deplasman grafiği oluşturup birinci, ikinci ve diğer oluşabilecek çatlak bölgelerini tespit etmek amaçla kurulmuştur. Yarım küresel uç şekline sahip malzeme test ekipmanı, PEEK protezine tek eksenli basınç yükü uygulamak üzere hareket ettirilmiş ve 5 kN kapasiteli bir yük hücresi kullanılarak veriler elde edilmiştir. Simülasyonda da benzer koşulları test etmek amacıyla benzer sınır koşulları ve benzer yüklemeler tercih edilmiştir (Sharma ve diğerler, 2021).



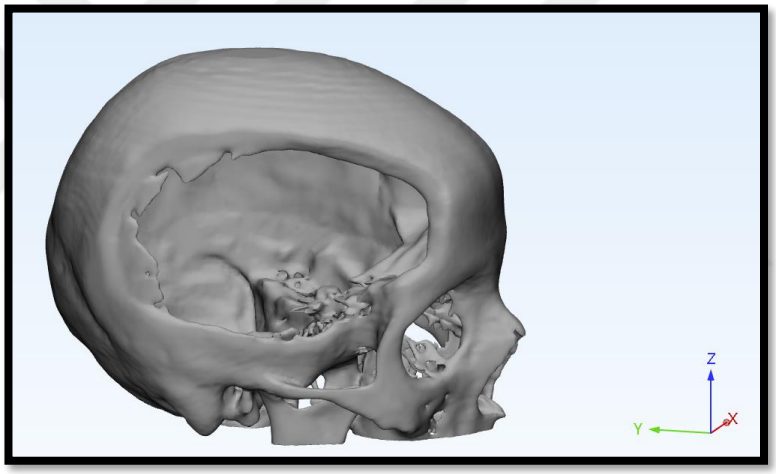
Şekil 3.2. Farklı Bir Test Düzeneği Aparat İle Birlikte (Sharma ve diğerler, 2021)

3.1. Geometrik Model

MR görüntülerinden 3D CAD modeli oluşturma işlemi, genellikle Materialise Mimics gibi yazılımlar kullanılarak yapılır. Süreç, ilk olarak MR taramalarıyla elde edilen DICOM formatındaki verilerin yazılıma aktarılmasıyla başlar. Bu yazılım, verileri işleyerek anatomik yapıların bölümlemesini gerçekleştirir. Bölümleme aşamasında, farklı doku türleri ayırt edilir ve her biri belirli renk veya seviye ile tanımlanır. Ardından, yazılım 2D kesit görüntülerini birleştirerek 3D model oluşturur. Elde edilen bu model, CAD formatına dönüştürülerek cerrahi planlama veya kişiye özel implant tasarımı gibi çeşitli tıbbi uygulamalar için kullanılabilir. Mimics yazılımı, model üzerinde gerekli düzenlemeleri yaparak detayları arttırabilir ve daha sonra 3D yazıcılarla prototip üretilebilir. Bu süreç, tıbbi görüntüleme verilerinden dijital tasarım elde edilmesini sağlayarak, klinik çalışmalarda önemli bir rol oynar. Şekil 3.3'de yer alan CT görüntülerinde, yeşil alanlar kemik için belirlenen CT eşik değerine göre tanımlanmıştır. CT eşik değeri EK1'de gösterilmektedir. Şekil 3.3'de gösterildiği gibi, kafatasında meydana gelen hasar sonucu deforme olmuş bir model elde edilmiştir.

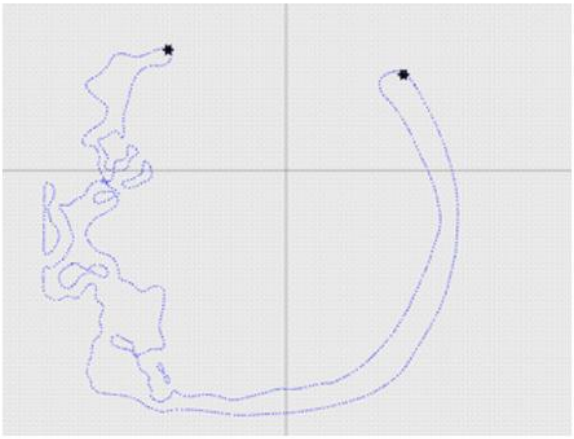


Şekil 3.3. Materialise Mimics Research Yazılımında MR Görüntüleri

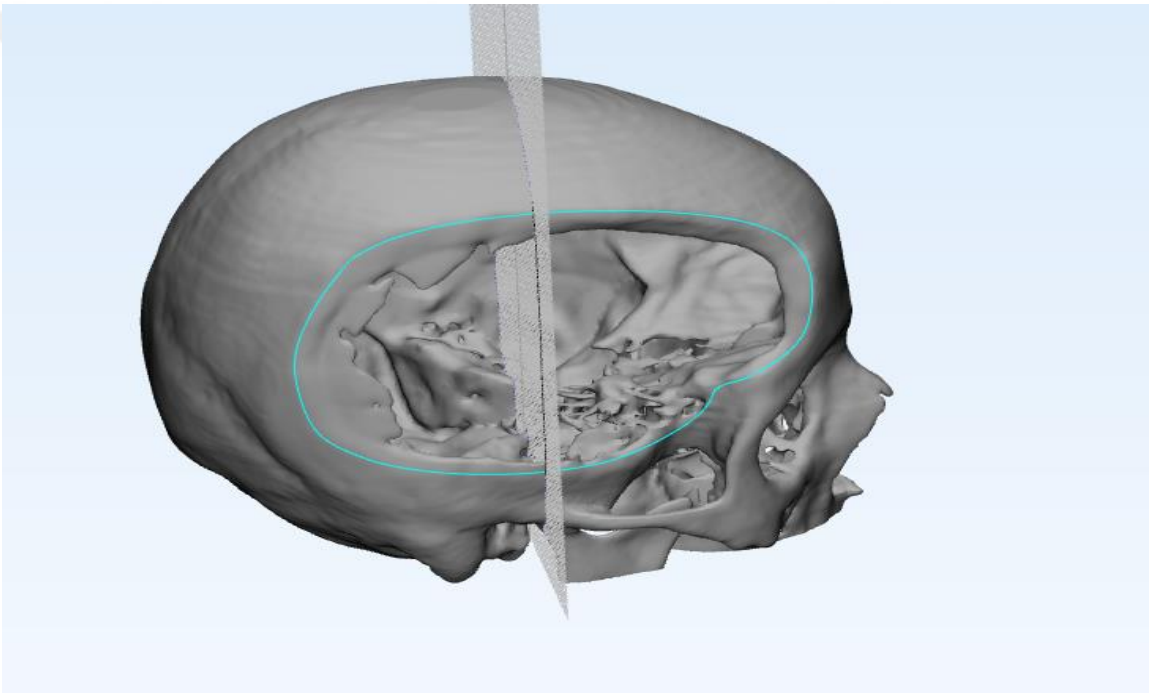


Şekil 3.4. Kafatası Kırık Bölgesine Ait Görüntü (Materialise Mimics 3-Matic)

Daha sonra kırık bölgesine ait tasarım süreci, Şekil 3.4.'de yer alan görselde gösterilip bir düzlem üzerinde kesitinin aktarılması sonucu, implantın dış yüzeyini oluşturmak amacıyla çizgiler çizilerek, impantın dış yüzeyinin yapısı verilmiştir. Daha sonra kafatasındaki kafatasındaki kırık bölgeye ait bölgenin dış sınır hatlarını çizmek için Şekil 3.5.'de yer alan görselde gösterilmiştir. Burada dikkat edilmesi gereken konu EK2'de kemik için uygun olan histogram çizgi kıstas aralığında belirtilmiştir.

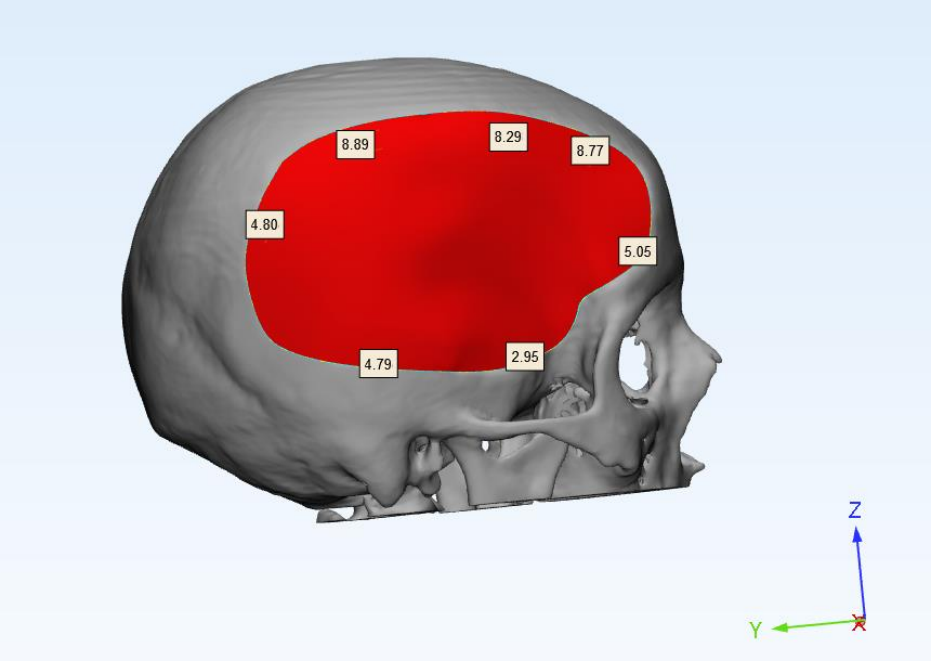


Şekil 3.5. Bir Düzlem Üzerinde Kafatasını Kesiti (Materialise Mimics 3-Matic)



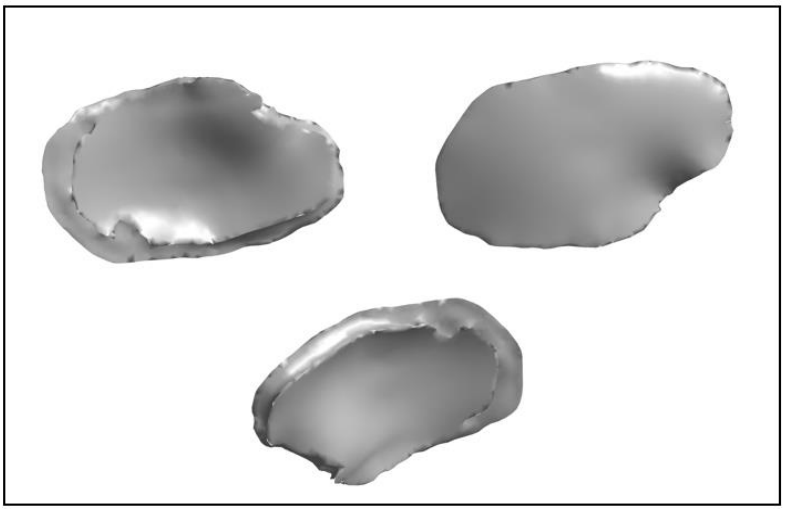
Şekil 3.6. İmplant İçin Dış Hatlarının Mavi Çizgiler İle Gösterilmesi

Kafatası kemiğinin her bölgesindeki kalınlıkların sabit olmadığını dikkate alarak, implant için gereken kesit kalınlıklarının farklı bölgelerde değişiklik gösterdiği ve bu değerlerin yer aldığı görsel, Şekil 3.7.'de sunulmuştur.

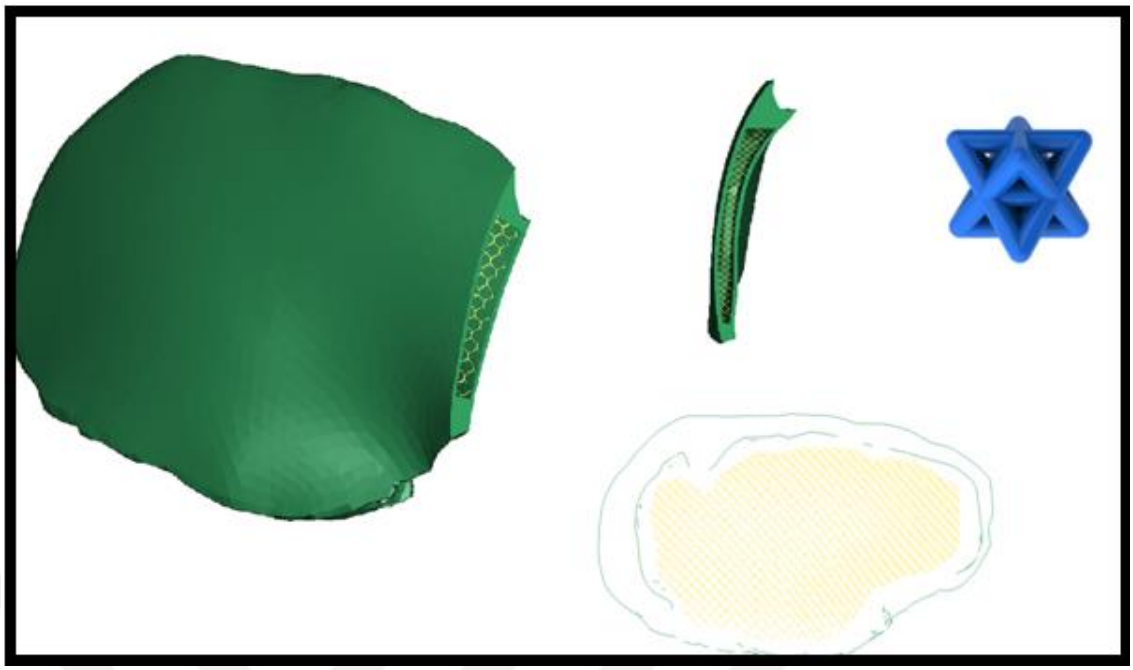


Şekil 3.7. Mimics Programında İmplanta Ait Kalınlık Lokal Değerleri

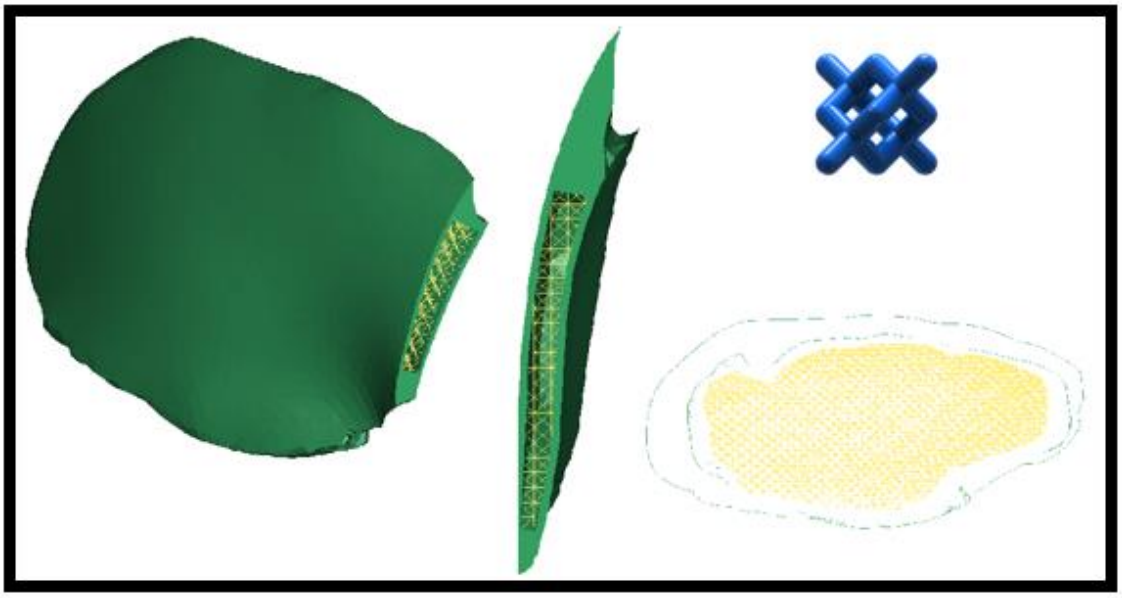
Elde edilen implantın farklı açılardan görünümü ve nihai ürünü, Şekil 3.8.'de sunulmaktadır. Bu görsel, üretime uygun STL formatında gösterilmektedir. Ayrıca, güçlendirilmiş ve çeşitli kafes yapılarıyla düzenlenmiş son geometriler ise Şekil 3.9.'da ve Şekil 3.10.'da yer almaktadır.



Şekil 3.8. Uygulama Hazır İmplant Geometrisi



Şekil 3.9. Elmas Tipli Kafes Yapıların İmplant İçerisinde Görüntüsü



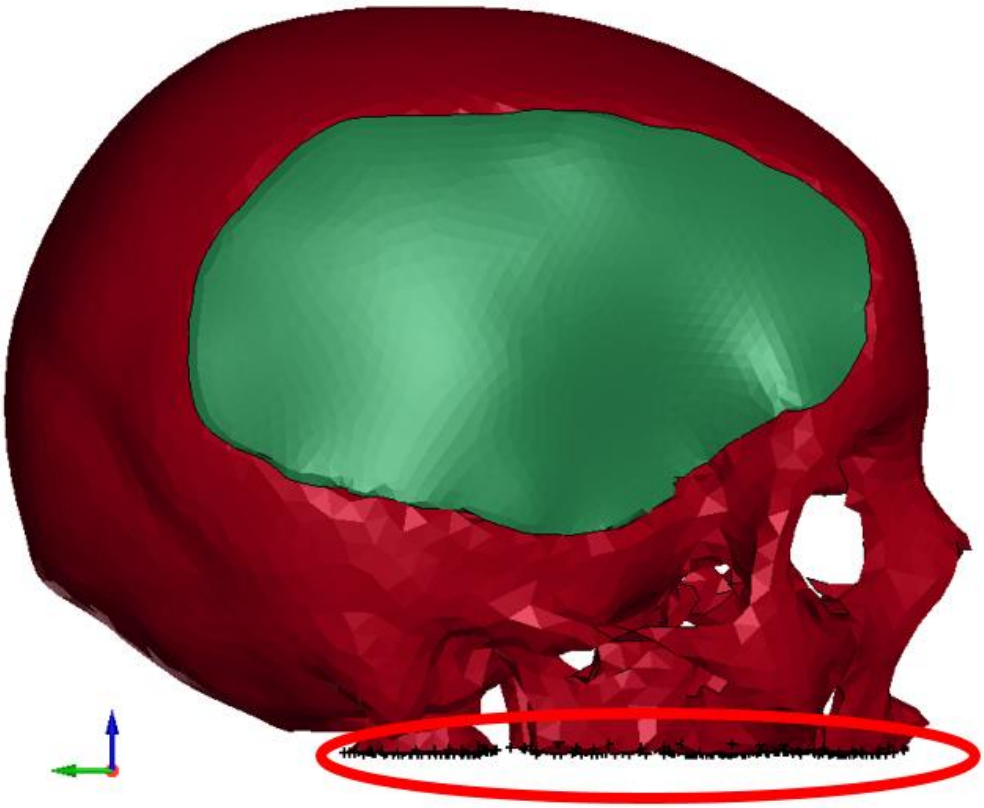
Şekil 3.10. Oktet Tipli Kafes Yapıların İmplant İçerisinde Görüntüsü

3.2 Sınır ve Yükleme Koşulları

Bu yöntemin tercih edilmesinin nedeni, insan boynunun altındaki yapının (özellikle kafatasının) genellikle hareket etmediği ve sabit olduğu kabul edilmesidir. Kafatası, boyunla birleşim noktası olan bu bölge sınırlı bir hareket alanına sahiptir ve bu bölge, çoğu durumda sabit kalır. Biyomekaniğin temel ilkeleri, Sağlık Bilimleri Üniversitesi

(2020) tarafından detaylıca açıklanmıştır. Bu nedenle, implant sonlu elemanlar analizlerinde, bu bölgeyi sabitlemek, daha gerçekçi bir analiz yapılmasını sağlar. Sabitlenen bölge Şekil 3.11'de gösterilmektedir.

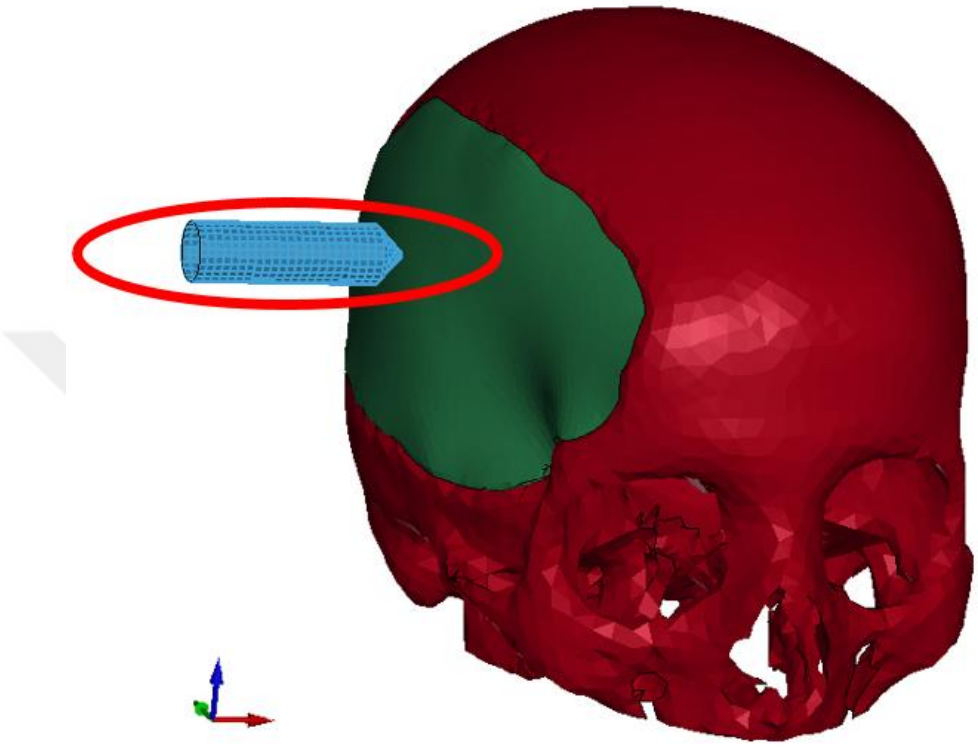
Bu yaklaşım, özellikle implantların biyomekanik testleri ve yerleştirilen cihazların kuvvetlere karşı dayanıklılığını değerlendirirken kullanılır. Boyun ve kafatası arasındaki bağın hareket etmiyor olması, uygulanan kuvvetlerin sadece kafatası ve implant üzerindeki etkisini izlemeyi mümkün kılar. Bu, deformasyonların ve streslerin doğru şekilde analiz edilmesini sağlar. Ayrıca, kafatasının hareket etmeyen kısmını sabitlemek, kafatası üzerindeki diğer deformasyonları ve kuvvet etkilerini izlemeye yönelik daha stabil bir simülasyon ortamı yaratır (Kanishka & Acherjee, 2023). Bu tür bir yaklaşım, implantın işlevselliği, güvenliği ve uzun vadeli performansı için önemli veriler sağlar.



Şekil 3.11. Boyun Bölgesinde Sabitleme Noktaları

Şekil 3.12'da görüldüğü gibi, mavi renkteki yarım küresel uca sahip test ekipmanı modellenmiş ve x yönünde (kırmızı ok yönünde) yaklaşık 7 mm deplasman yapması

sağlanmıştır. Bu durum, oluşabilecek deformasyonlar, çatlaklar, kırılmalar ve zorlanmaların incelenmesi açısından önemlidir. Bu tür etkiler, kuvvet-deplasman grafiği ile bir sonraki bölümde detaylı olarak ele alınacaktır.



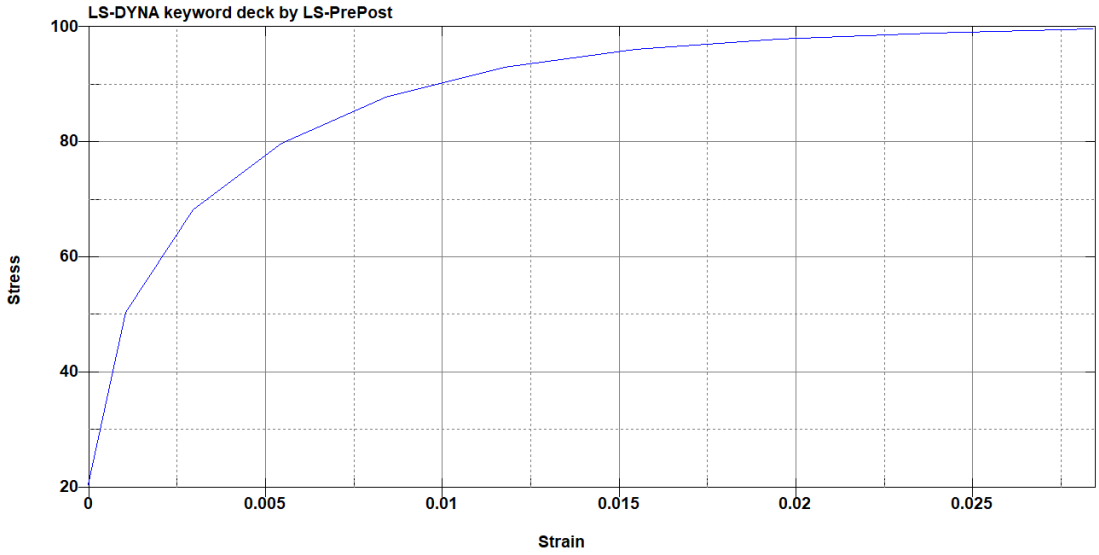
Şekil 3.12. Test Aparatının Konumu ve Uygulanış Biçimi

3.3. Malzeme Özellikleri

Medikal alanda en yaygın olarak kullanılan biyouyumlu malzemelerden biri olan PEEK, özellikle kafatası implantlarında sıklıkla tercih edilmektedir. PEEK' in kullanılma nedenlerinden biri, yüksek mukavemet ve dayanıklılık özelliklerine sahip olmasıdır. Aynı zamanda vücutla uyumlu olması ve hafif yapısı, bu malzemenin tercih edilmesinde önemli rol oynamaktadır. Analiz kapsamında implant ve kafes yapılar için PEEK tercih edilmiştir. Burada kullanılan malzeme kartı ise MAT 24 olarak tercih edilmiştir,

Çizelge 3.1. PEEK Malzeme Verileri

Possion Oranı	Yoğunluk (ton/mm3)	Elastisite Modülü (MPa)
0.399	1.31E-09	3600
Akma Dayanımı (MPa)	**Kopma Dayanımı (MPa)**	
100	130	



Şekil 3.13. PEEK Gerilme Gerinim Eğrisi

Kafatasında olan deformasyon ve gerilmeleri de incelemek amaçlı standart kemik malzemesi seçilmiştir. Burada kullanılan malzeme kartı MAT1 ELASTIC olarak tanımlanmış olup genel olarak nasıl davranış sergilediğini görmek için tercih edilmiştir.

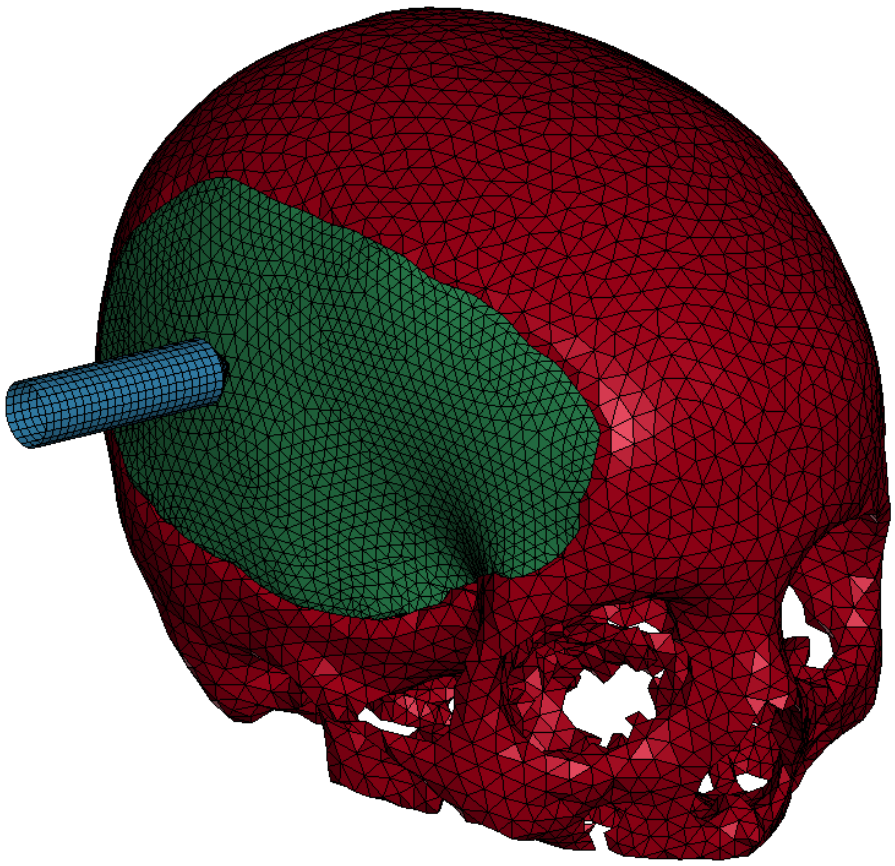
Çizelge 3.2. Kemik Malzeme Verileri

Possion Oranı	Yoğunluk (ton/mm3)	Elastisite Modülü (MPa)
0.3565	1.94E-09	19340
Akma Dayanımı (MPa)	**Kopma Dayanımı (MPa)**	
100	130	

Test aparatı olarak ise MAT 20 RIGID malzeme kartı kullanarak herhangi bir deformasyon görülmemesi için tercih edilmiştir.

3.3. Ağ Eleman Boyut Seçimi ve Eleman Tipleri

Sonlu elemanlar analizi için ağ eleman boyutunun seçimi oldukça kritik bir unsurdur. Bu seçim, noktalar arası yer değiştirme doğruluğunu ve sonuçların hata payını azaltma açısından önemli bir rol oynamaktadır. Şekil 3.14'de görülen yeşil implant parçası için 3 mm boyutunda TET10 piramit elemanlar kullanılmıştır. Kırmızı kafatası modeli için ise yine TET10 piramit, 5 mm eleman boyutları tercih edilmiştir. Ayrıca, kafes yapıları için 1 mm çapında çubuk elemanlar kullanılmıştır. Katı test aparatı içinse kabuk elemanlar tercih edilmiştir.

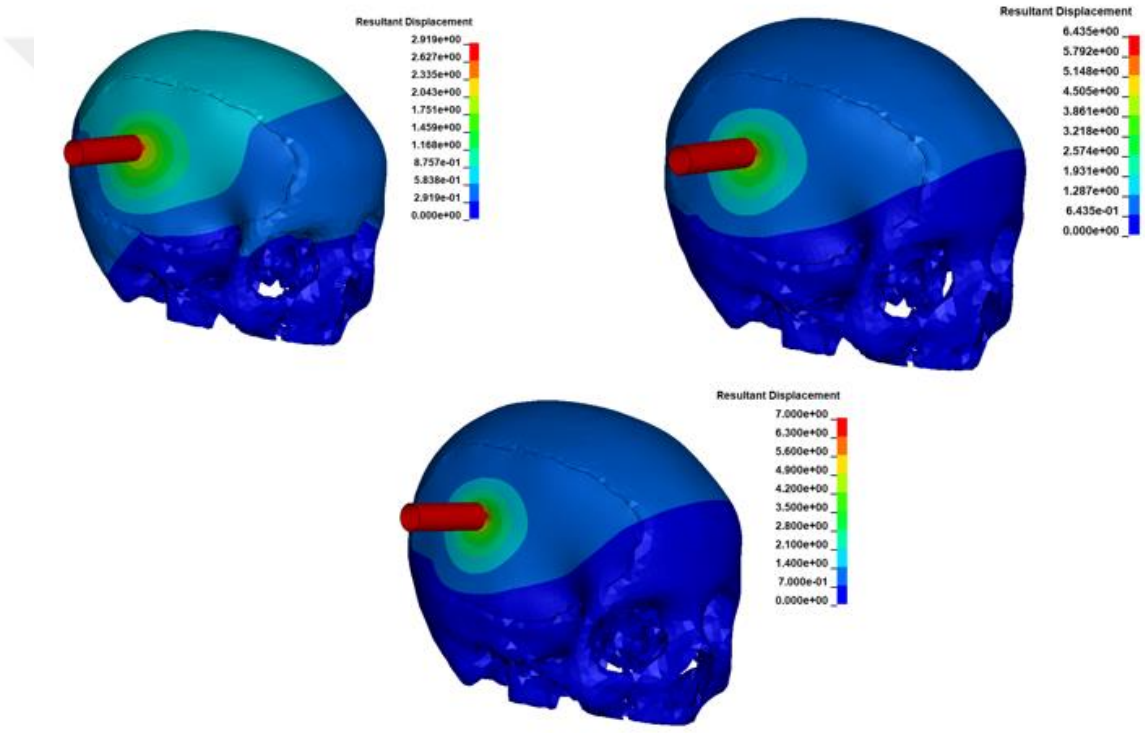


Şekil 3.14. Ağ elemanlarını temsil eden sonlu elemanlar modeli

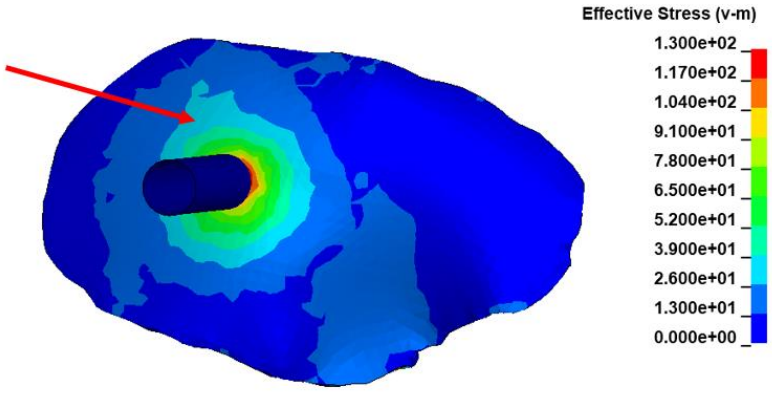
4. BULGULAR

Analiz bulgularının değerlendirilmesinde dikkat edilmesi gereken noktalar ve kıyaslamalar önemli bir şekilde incelenmelidir. Bu bağlamda, öncelikli olarak incelenmesi gereken unsurlar toplam deformasyonlar ve bu deformasyon değerlerine karşılık gelen kuvvet değerleridir. Ayrıca, gerilme değerlerinin analizi de kritik bir rol oynamaktadır. İncelenen modeller bütün model, oktet kafes yapılı model ve elmas kafes yapılı model olarak değerlendirilmiştir.

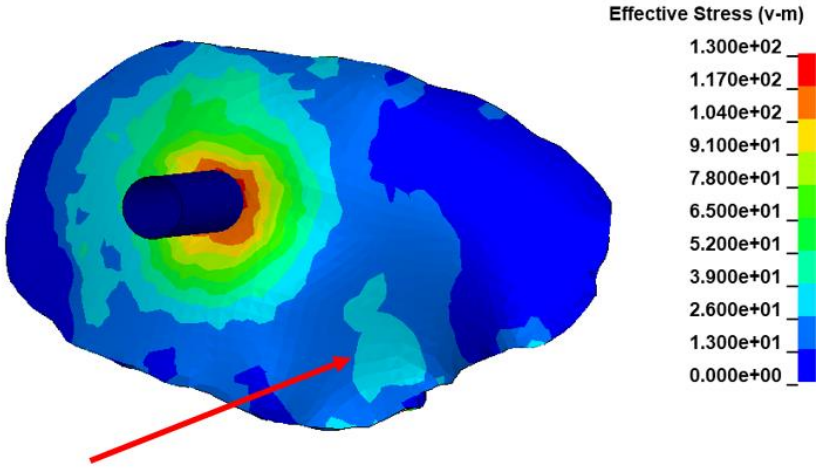
4.1.Bütün Model Kapsamında Sonlu Model Analiz Bulguları



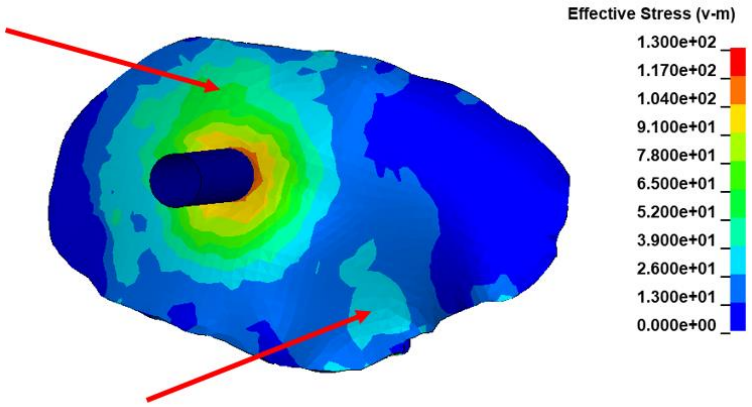
Şekil 4.1. Kafatası Modelinin Toplam Yer Değiştirme Durumları Sırasıyla 1.Çatlak, 2.Çatlak ve Son Durum



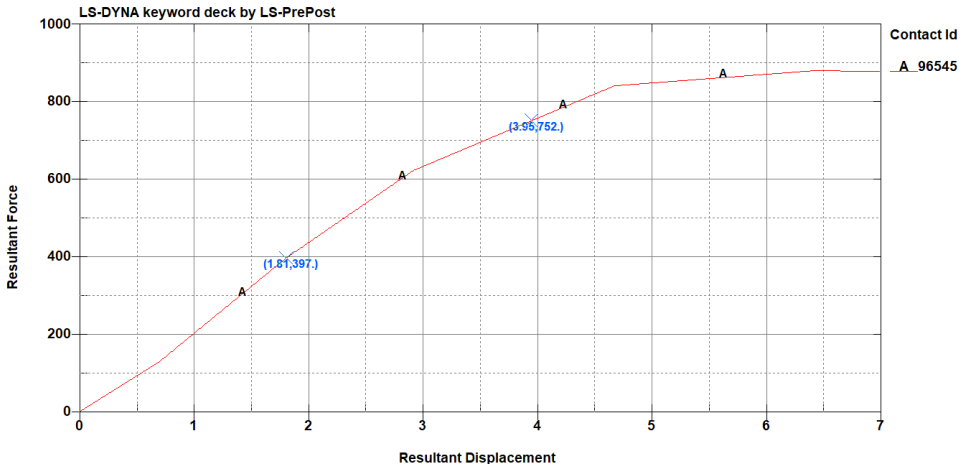
Şekil 4.2. 1.Çatlak Oluşum Bölgeleri ve Eş Değer Gerilme Dağılımı



Şekil 4.3. 2.Çatlak Oluşum Bölgeleri ve Eş Değer Gerilme Dağılımı

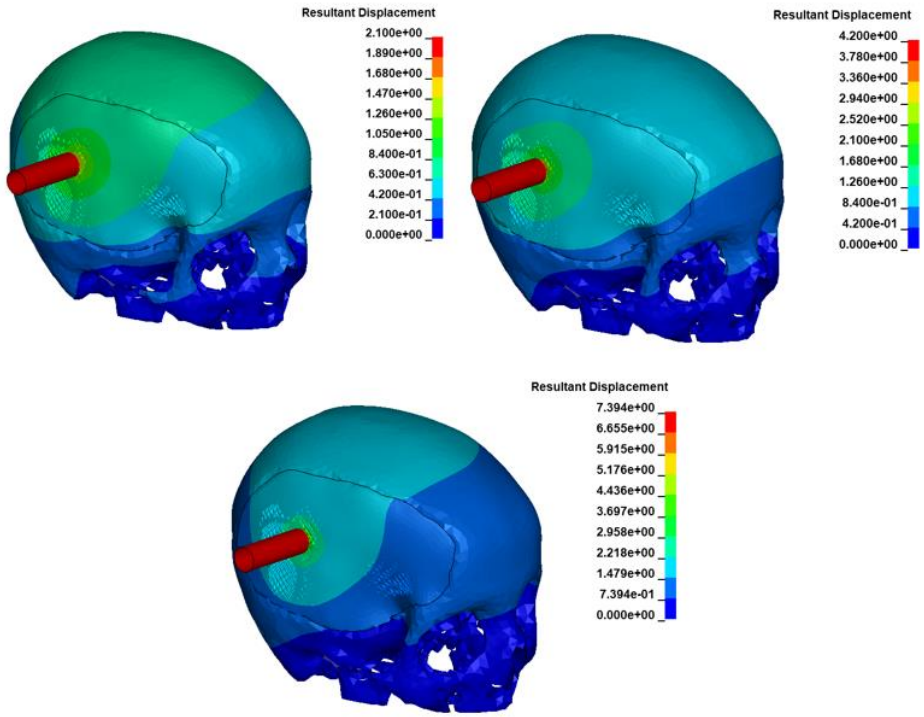


Şekil 4.4. Son Durum ve Eş Değer Gerilme Dağılımı

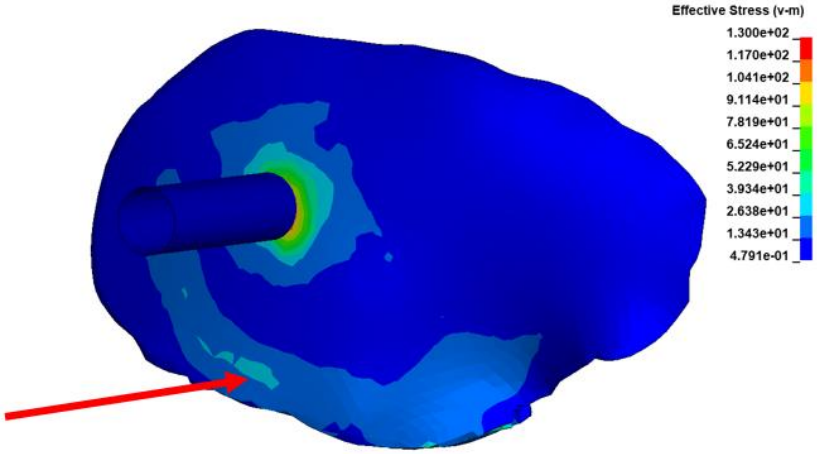


Şekil 4.5. Kuvvet Deplasman Grafiği

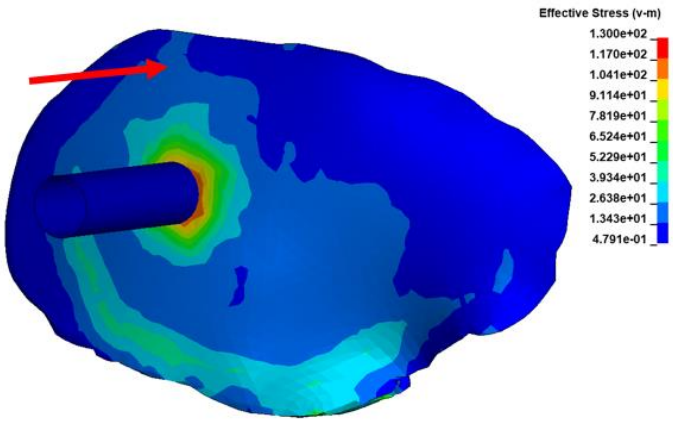
4.2. Oktet Kafes Yapılı Sonlu Model Analiz Bulguları



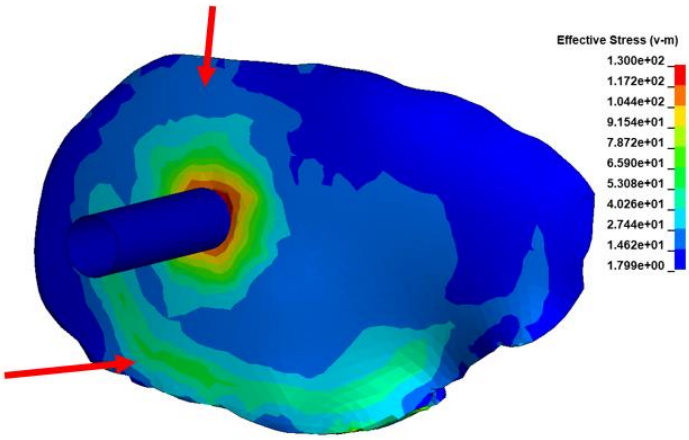
Şekil 4.6. Kafatası Modelinin Toplam Yer Değiştirme Durumları Sırasıyla 1.Çatlak, 2.Çatlak ve Son Durum



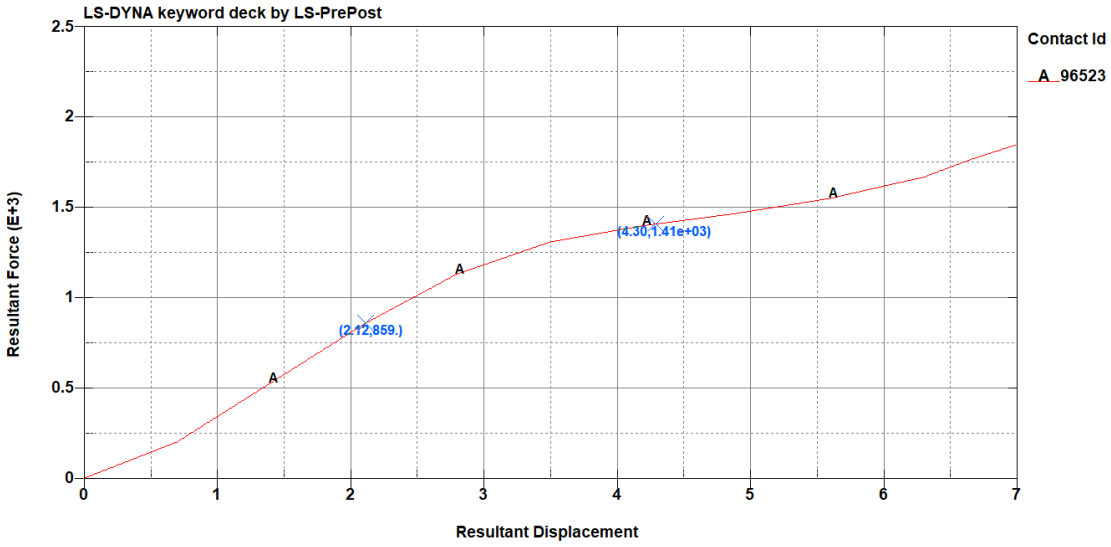
Şekil 4.7. 1.Çatlak Oluşum Bölgeleri ve Eş Değer Gerilme Dağılımı



Şekil 4.8. 2.Çatlak Oluşum Bölgeleri ve Eş Değer Gerilme Dağılımı

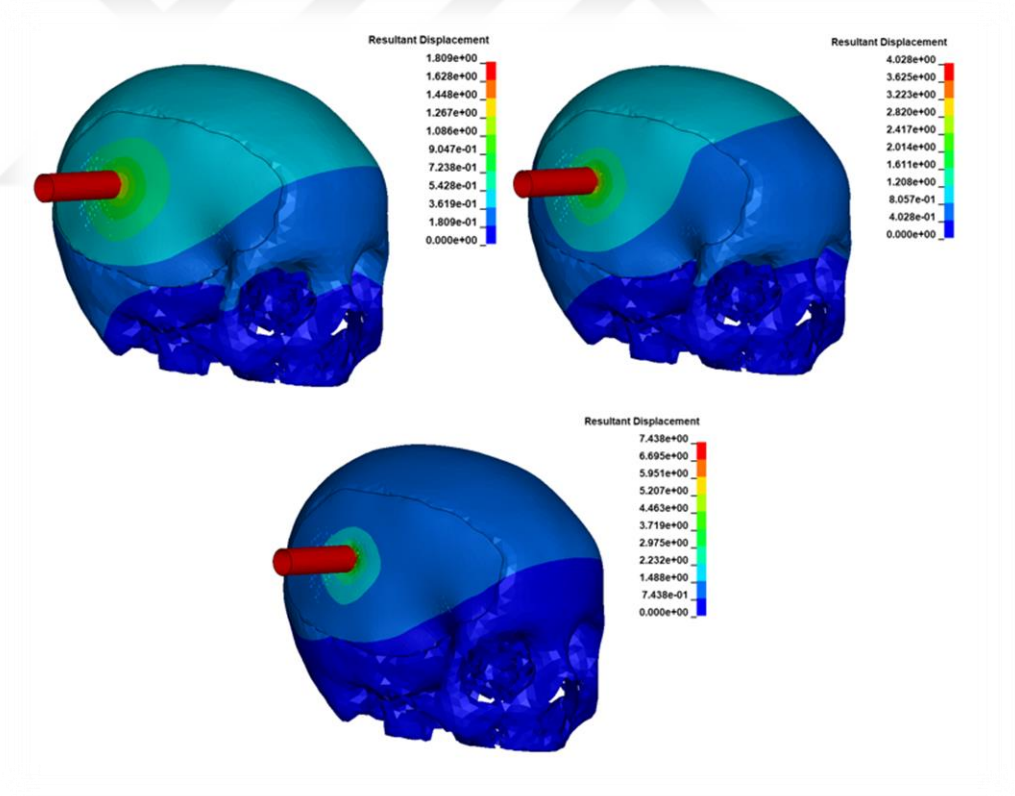


Şekil 4.9. Son Durum ve Eş Değer Gerilme Dağılımı

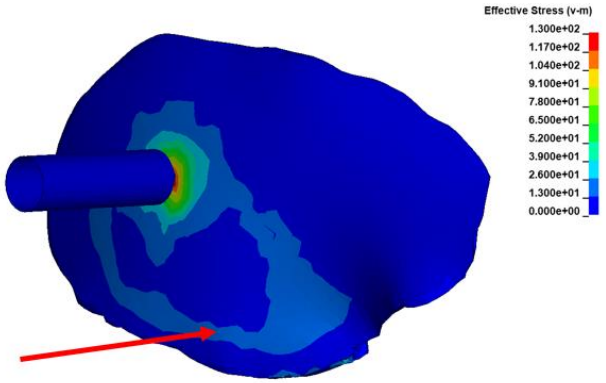


Şekil 4.10. Kuvvet Deplasman Grafiği

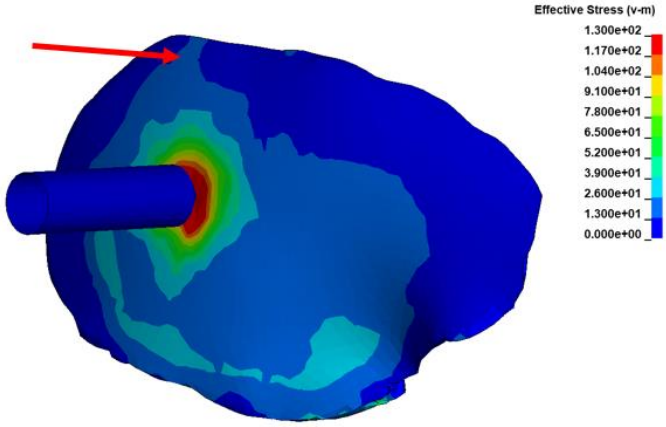
4.3. Diamond Kafes Yapılı Sonlu Model Analiz Bulguları



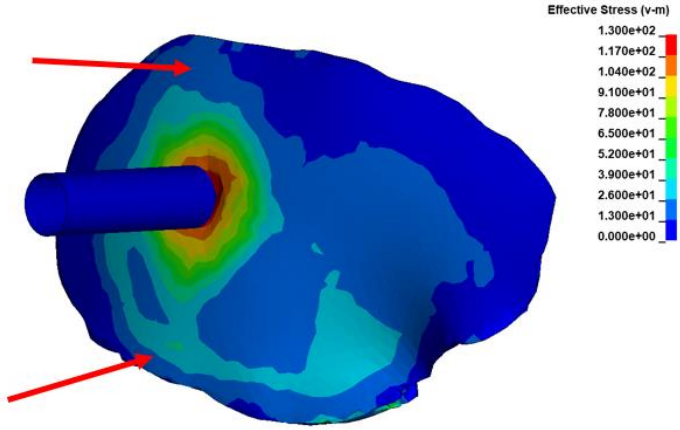
Şekil 4.11. Kafatası Modelinin Toplam Yer Değiştirme Durumları Sırasıyla 1.Çatlak, 2. Çatlak ve Son Durum



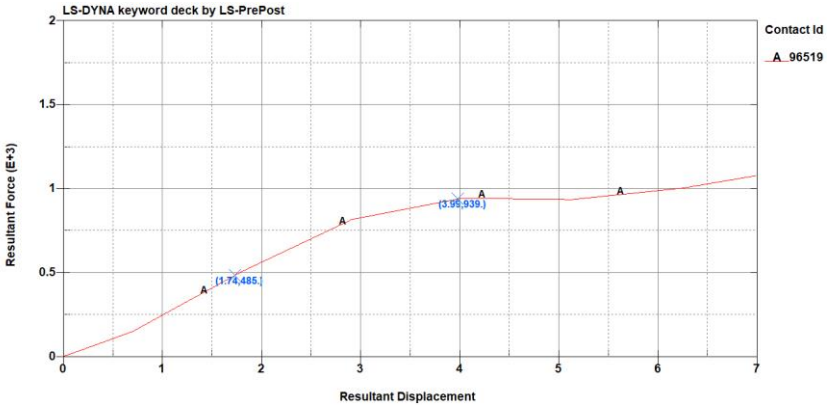
Şekil 4.12. 1. Çatlak Oluşum Bölgeleri ve Eş Değer Gerilme Dağılımı



Şekil 4.13. 2. Çatlak Oluşum Bölgeleri ve Eş Değer Gerilme Dağılımı



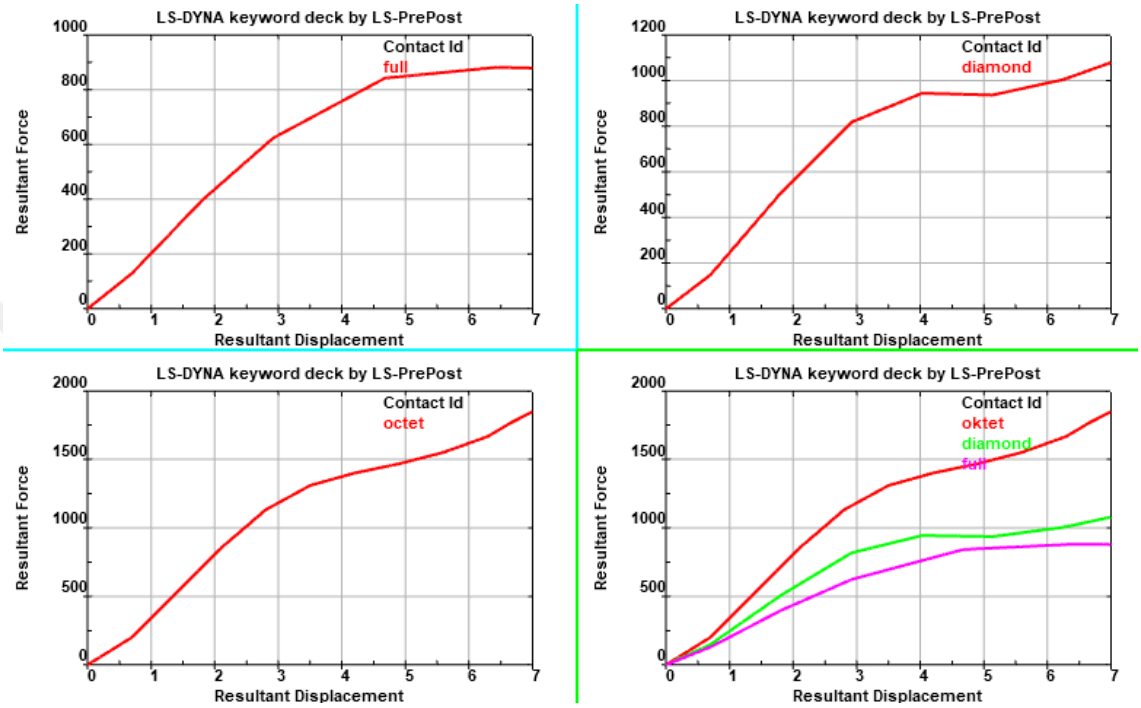
Şekil 4.14. Son Durum ve Eş Değer Gerilme Dağılımı



Şekil 4.15. Kuvvet Deplasman Grafiği

5. TARTIŞMA VE SONUÇ

Sonlu elemanlar analizi sonuçları, Şekil 5.1'de farklı kafes yapılarının kuvvet-deplasman grafikleriyle gösterilmiştir. Bu grafikler, oktet yapılı implantların eksenel yüklemelere karşı diğer kafes yapılarına göre belirgin bir üstünlük sergilediğini ortaya koymaktadır.



Şekil 5.1. Kuvvet Deplasman Grafiği

Oktet yapısının, eksenel kuvvetlere karşı yüksek dayanıklılığı, bu yapının daha fazla yük taşıma kapasitesine sahip olmasını sağlamaktadır. Elmas kafes yapısına kıyasla, oktet yapı, benzer deformasyon seviyelerinde bile daha yüksek yükleri kaldırabilme yeteneği göstermektedir. Bu durum, oktet yapının tasarımında kullanılan geometrik özelliklerin ve malzeme dağılımının etkisini vurgulamaktadır.

Analizlerde tespit edilen çatlak bölgeleri, farklı kafes yapılarına ait benzer davranışlar sergilemektedir. Bu bulgu, farklı yapısal tasarımların, aynı mekanik yükleme koşullarında benzer deformasyon ve çatlak gelişim dinamiklerine sahip olabileceğini göstermektedir.

Kuvvet ve deplasman verileri, Çizelge 5.1'de detaylı olarak sunulmuştur. Bu tablo, farklı yapıların performansını daha iyi anlamak için önemli bir referans sağlamaktadır.

Verilerin sistematik bir şekilde sunulması, karşılaştırma ve değerlendirme yapmayı kolaylaştırmaktadır.

Çizelge 5.1. Kuvvet, Deplasman ve Çatlak Değerleri

Kuvvetler	Bütün Model	Elmas Yapılı Model	Oktet Yapılı Model
1.Çatlak Kuvveti [N]	397	485	859
2.Çatlak Kuvveti[N]	752	939	1410
En yüksek kuvvet[N]	879	1120	1720

Genel olarak, analiz sonuçları, oktet yapıların mekanik yük taşıma performansının, diğer kafes yapılarıyla karşılaştırıldığında daha yüksek olduğunu ve yapıların tasarımında bu özelliklerin dikkate alınması gerektiğini ortaya koymaktadır. Bu bulgular, gelecekteki tasarım ve uygulamalar için yönlendirici nitelik taşımaktadır.

KAYNAKLAR

Adams, J. E. (2009). Quantitative computed tomography. European Journal of Radiology, 71(3), 446–457. https://doi.org/10.1016/j.ejrad.2009.04.074

Al A., Ahmed, W., Yasir, M., & Koç, M. (2021). Vat photopolymerization of polymers and polymer composites: Processes and applications. Additive Manufacturing, 47(July), 102279. https://doi.org/10.1016/j.addma.2021.102279

Al-Saedi, D. S., Masood, S. H., Faizan-Ur-Rab, M., Alomarah, A., & Ponnusamy, P. (2018). Mechanical properties and energy absorption capability of functionally graded F2BCC lattice fabricated by SLM. Materials & Design, 144, 32–44.

Bayoumy, D., Kan, W., Wu, X., Zhu, Y., & Huang, A. (2023). The latest development of Sc-strengthened aluminum alloys by laser powder bed fusion. Journal of Materials Science and Technology, 149, 1–17. https://doi.org/10.1016/j.jmst.2022.11.028

Bayraktar, S., & Alparslan, C. (2023). Comparison of the SLM, SLS, and DLMS techniques in additive manufacture of AlSi10Mg alloys. Innovative and Sustainable Manufacturing, 231–253. https://doi.org/10.1016/B978-0-12-819513-0.00004-4

Baskar, A., et al. (2021). Lattice structures in medical implants: A review on design, materials, and performance. Journal of Medical Devices.

Biomechanical evaluation of patient-specific polymethylmethacrylate cranial implants for virtual surgical planning: An in-vitro study. (2021). Msallem et al.

Bui, H. M., et al. (2023). Comparison of direct ink writing and binder jetting for additive manufacturing of Pt/Al2O3 catalysts for the dehydrogenation of perhydro-dibenzyltoluene. Chemical Engineering Journal, 458, 141361. https://doi.org/10.1016/j.cej.2023.141361

Cui, R., et al. (2022). On the solidification behaviors of AlCu5MnCdVA alloy in electron beam freeform fabrication: Microstructural evolution, Cu segregation, and cracking resistance. Additive Manufacturing, 51(January), 102606. https://doi.org/10.1016/j.addma.2022.102606

Diken Türksayar, A. A., Sağlam, S. A., & Bulut, A. C. (2019). Retention systems used in maxillofacial prostheses: A review. National Journal of Clinical Practice. https://doi.org/10.4103/njcp.njcp_92_19

Gibson, I., Rosen, D., & Stucker, B. (2010). Medical applications for additive manufacture. In Additive Manufacturing Technologies. Springer, Boston, MA. https://doi.org/10.1007/978-1-4419-1120-9_15

Guerra Silva, R., Salinas Estay, C., Morales Pavez, G., Torres, M. J., & Zahr Viñuela, J. (2021). Assessment of analytical relationships for mechanical properties of truncated

octahedron and diamond lattice structures. Materials Today Communications, 29, 102756. https://doi.org/10.1016/j.mtcomm.2021.102756

Hamilton, J. D., Sorondo, S., Li, B., Qin, H., & Rivero, I. V. (2023). Mechanical behavior of bimetallic stainless steel and gray cast iron repairs via directed energy deposition additive manufacturing. Journal of Manufacturing Processes, 85(November 2022), 1197–1207. https://doi.org/10.1016/j.jmapro.2022.12.029

Henríquez-Camacho, C., Miralles-Aguiar, F., & Bernabeu-Wittel, M. (2020). Emerging applications of clinical ultrasonography. Revista Colombiana de Ingeniería, 29(1), 15–25. https://doi.org/10.1016/j.rceng.2020.01.004

Hegab, H., Khanna, N., Monib, N., & Salem, A. (2023). Design for sustainable additive manufacturing: A review. Sustainable Materials and Technologies, 35(January), e00576. https://doi.org/10.1016/j.susmat.2023.e00576

Javaid, M., & Haleem, A. (2020). 3D printed tissue and organ using additive manufacturing: An overview. Clinical Epidemiology and Global Health, 8(2), 586–594. https://doi.org/10.1016/j.cegh.2019.12.008

Jusufbegović, M., Pandžić, A., Šehić, A., Jašić, R., Julardžija, F., Vegar-Zubović, S., & Beganović, A. (2022). Computed tomography tissue equivalence of 3D printing materials. Radiology. https://doi.org/10.1016/j.radi.2022.02.008

Kattan, P. I. (2008). MATLAB guide to finite elements: An interactive approach. Springer-Verlag, New York, NY, USA.

Kumar, R., Kumar, M., & Chohan, J. S. (2021). The role of additive manufacturing for biomedical applications: A critical review. Journal of Manufacturing Processes, 64, 1–15. https://doi.org/10.1016/j.jmapro.2021.02.022

Kumar, S., & Kruth, J. P. (2010). Composites by rapid prototyping technology. Materials & Design, 31(2), 850–856. https://doi.org/10.1016/j.matdes.2009.07.045

Kurtz, S. M. & Devine, J. N. (2007). PEEK biomaterials in trauma, orthopedic, and spinal implants.Biomaterials,28(32),4845-4869
https://doi.org/10.1016/j.biomaterials.2007.07.013

Liu, L., et al. (2022). Additive manufacturing of aerospace components: Materials and mechanical properties. Progress in Aerospace Sciences, 133, 100844. https://doi.org/10.1016/j.paerosci.2022.100844

Lu, Y., et al. (2020). Additive manufacturing of biodegradable medical implants: From material perspective to process control. Bioactive Materials, 5(4), 758–774. https://doi.org/10.1016/j.bioactmat.2020.06.009

Mahmood, U., Afzal, A., & Elahi, M. (2021). Performance evaluation of customized additively manufactured prosthetics. Journal of Medical Devices, 15(1), 011007. https://doi.org/10.1115/1.4050703

Murr, L. E., et al. (2012). Metal fabrication by additive manufacturing using laser and electron beam melting technologies. Journal of Materials Science & Technology, 28(1), 1–14. https://doi.org/10.1016/S1005-0302(12)60016-4

Özdemir, M., & Altinsoy, M. (2022). Development and evaluation of 3D-printed PMMA-based cranial implants. Materials Today Communications, 31, 103410. https://doi.org/10.1016/j.mtcomm.2022.103410

Pang, T., et al. (2023). Influence of process parameters on the structural properties of lattice components. Materials & Design, 226, 111419. https://doi.org/10.1016/j.matdes.2023.111419

Petrovic, V., et al. (2011). Additive layer manufacturing: Review of materials, applications, and limitations. Applied Surface Science, 255(10), 5509–5518. https://doi.org/10.1016/j.apsusc.2010.11.031

Ravi, P., et al. (2021). Hybrid additive manufacturing for enhanced functional applications: A review. Journal of Manufacturing Processes, 67, 50–62. https://doi.org/10.1016/j.jmapro.2021.04.015

Ruan, J., et al. (2023). 3D printing in tissue engineering: Trends and challenges. Biomaterials Science, 11(5), 1152–1174. https://doi.org/10.1039/d2bm01059f

Schmidleithner, C., et al. (2021). Topology optimization of additively manufactured lattice structures: Mechanical and biological perspectives. Additive Manufacturing, 38, 101774. https://doi.org/10.1016/j.addma.2021.101774

Shepherd, S. J., et al. (2020). 3D-printed polymer composites for medical implants: Innovations and future directions. Advanced Functional Materials, 30(4), 1905182. https://doi.org/10.1002/adfm.201905182

Shi, Y., et al. (2022). Advanced additive manufacturing techniques for high-performance alloys. Journal of Alloys and Compounds, 898, 162870. https://doi.org/10.1016/j.jallcom.2022.162870

Smith, D., & Brown, A. (2019). Design principles for 3D-printed lattice structures in biomedical engineering. Materials Science and Engineering: C, 105, 110051. https://doi.org/10.1016/j.msec.2019.110051

Song, C., et al. (2023). Additive manufacturing for complex bone structures: Techniques and challenges. Materials Today Bio, 19, 100589. https://doi.org/10.1016/j.mtbio.2023.100589

Sun, Z., et al. (2021). Multiscale modeling and simulation of lattice structures for medical implants. Computational Mechanics, 68(5), 1253–1268. https://doi.org/10.1007/s00466-021-02020-9

Tang, Y., et al. (2020). Lattice design and optimization for additive manufacturing: A review. International Journal of Advanced Manufacturing Technology, 106(9–10), 3773–3789. https://doi.org/10.1007/s00170-020-04964-8

Taylor, S. L., et al. (2021). Additive manufacturing of customized implants: Process evaluation and clinical outcomes. Journal of Manufacturing Processes, 65, 186–194. https://doi.org/10.1016/j.jmapro.2021.02.030

Thomas, D. S., & Gilbert, S. W. (2014). Costs and cost effectiveness of additive manufacturing: A literature review and discussion. Additive Manufacturing, 1–4, 56–67. https://doi.org/10.1016/j.addma.2014.08.002

Wang, L., et al. (2023). Design and additive manufacturing of porous titanium scaffolds for orthopedic applications. Materials Science and Engineering: C, 147, 112726. https://doi.org/10.1016/j.msec.2023.112726

Wegener, K., et al. (2016). Advanced additive manufacturing in medical applications: Materials, processes, and challenges. CIRP Annals, 65(2), 737–760. https://doi.org/10.1016/j.cirp.2016.06.001

Wu, A. S., et al. (2014). An investigation of additive manufacturing for improved biomedical devices. Acta Biomaterialia, 10(7), 2894–2906. https://doi.org/10.1016/j.actbio.2014.02.029

Xu, W., et al. (2022). Additive manufacturing of bioresorbable polymers for tissue engineering applications. Progress in Polymer Science, 130, 101590. https://doi.org/10.1016/j.progpolymsci.2022.101590

Yang, C., et al. (2020). A review of additive manufacturing for biomedical applications. Materials, 13(22), 5143. https://doi.org/10.3390/ma13225143

Zhang, H., et al. (2021). 3D printing technologies for tissue and organ engineering. Journal of Biomedical Engineering, 12(6), 1234–1245. https://doi.org/10.1016/j.bioeng.2021.06.011

Zhao, W., et al. (2018). Advances in additive manufacturing of titanium alloys for orthopedic implants. Journal of Biomedical Materials Research Part B: Applied Biomaterials, 106(6), 2523–2537. https://doi.org/10.1002/jbm.b.34023

Zhou, Z., et al. (2023). The role of advanced materials in enhancing the mechanical performance of 3D-printed implants. Advanced Healthcare Materials, 12(4), 2200476. https://doi.org/10.1002/adhm.202200476

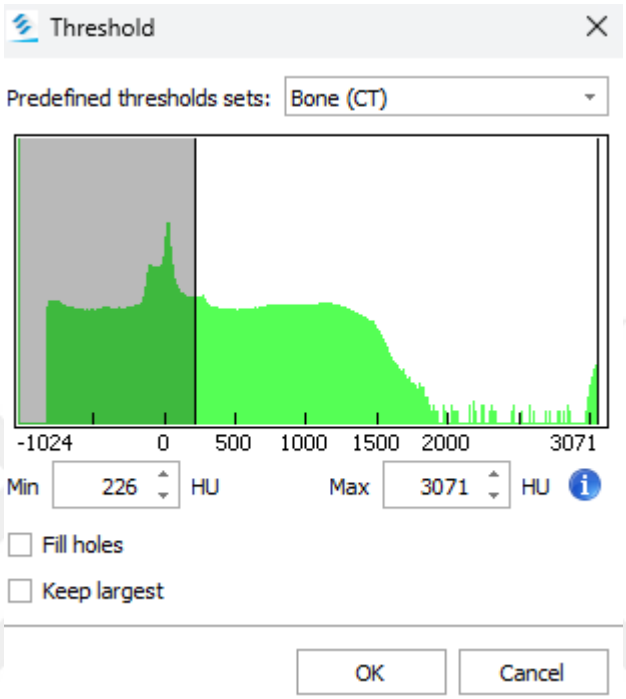
Zhu, L., et al. (2019). Design optimization of lattice structures for additive manufacturing. Structural and Multidisciplinary Optimization, 60(3), 1107–1124. https://doi.org/10.1007/s00158-019-02291-5

Zou, D., et al. (2022). Biomechanical performance of patient-specific 3D-printed cranial implants. Journal of Medical Engineering & Technology, 46(2), 85–94. https://doi.org/10.1080/03091902.2021.1978967

Zuo, Y., et al. (2021). 3D printing for dental applications: A state-of-the-art review. Dental Materials, 37(4), 636–647. https://doi.org/10.1016/j.dental.2021.02.003

EKLER

EK 1 CT eşik değeri



EK 2 İmplant dış yüzeyinin o yüzeye ait kıvrım çizgi analizi

