



**SONLU ELEMANLAR ESASLI TOPOLOJİK
OPTİMİZASYON İLE RİJİTLİĞİ AZALTILMIŞ
GÖZENEKLİ SABİTLEME PLAĞININ
TASARLANMASI**

Fahri MURAT

**Yüksek Lisans Tezi
Makine Mühendisliği Anabilim Dalı
Danışman: Prof. Dr. İrfan KAYMAZ**

**2019
Her hakkı saklıdır.**



**FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ
YÜKSEK LİSANS TEZİ**

**SONLU ELEMANLAR ESASLI TOPOLOJİK OPTİMİZASYON İLE
RİJİTLİĞİ AZALTILMIŞ GÖZENEKLİ SABİTLEME PLAĞININ
TASARLANMASI**

Fahri MURAT

Tez Danışmanı: Prof. Dr. İrfan KAYMAZ

Anabilim Dalı: Makine Mühendisliği

Erzurum

2019

Her hakkı saklıdır

T.C.
ERZURUM TEKNİK ÜNİVERSİTESİ
FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ
TEZ ONAY FORMU

SONLU ELEMANLAR ESASLI TOPOLOJİK OPTİMİZASYON İLE
RİJİTLİĞİ AZALTILMIŞ GÖZENEKLİ SABİTLEME PLAĞININ
TASARLANMASI

Prof. Dr. İrfan KAYMAZ danışmanlığında, Fahri MURAT tarafından hazırlanan bu çalışma 22 / 07 / 2019 tarihinde aşağıdaki jüri tarafından Makine Mühendisliği Ana Bilim Dalı'nda Yüksek Lisans tezi olarak **Oy birliği ile (3/3)** ile kabul edilmiştir.

Başkan : Prof. Dr. İrfan KAYMAZ *İmza* :

Üye : Dr. Öğr. Üyesi Halim KOVACI *İmza* :

Üye : Dr. Öğr. Üyesi İsmail Hakkı KORKMAZ *İmza* :

Yukarıdaki sonucu onaylıyorum

Doç. Dr. Arzu GÖRMEZ
Enstitü Müdürü

ETİK KURALLARA UYGUNLUK BEYANI

Erzurum Teknik Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü tez yazım kurallarına uygun olarak hazırladığım bu tez içindeki tüm bilgilerin doğru ve tam olduğunu, bilgilerin üretilmesi aşamasında bilimsel etiğe uygun davrandığımı, yararlandığım bütün kaynakları atıf yaparak belirttiğimi beyan ederim.

22 / 07 / 2019

Fahri MURAT

ÖZET

YÜKSEK LİSANS TEZİ

SONLU ELEMANLAR ESASLI TOPOLOJİK OPTİMİZASYON İLE RİJİTLİĞİ AZALTILMIŞ GÖZENEKLİ SABİTLEME PLAĞININ TASARLANMASI

Fahri MURAT

Erzurum Teknik Üniversitesi

Fen Bilimleri Enstitüsü

Makine Mühendisliği Ana Bilim Dalı

Danışman: Prof. Dr. İrfan KAYMAZ

Sabitleme plakları kırık kemik dokusunun mekanik açıdan stabilizasyonunu sağlayarak hasarlı bölgede biyolojik iyileşme sürecini hızlandırmak için kullanılmaktadır. Bu implantlar tedavi sürecinde aseptik gevşeme, gerilme kalkını etkisi ve nekroz oluşumu gibi mekanik ve biyolojik komplikasyonlara sebep olmaktadır. Bu çalışmada geleneksel plak modellerinde görülen mekanik ve biyolojik komplikasyonların azaltılması/ortadan kaldırılması amaçlanmıştır. Bu amaçla sonlu elemanlar esaslı topoloji optimizasyon yaklaşımı kullanılarak optimum plak geometrisi elde edilmiştir. Elde edilen optimum plak modeli fonksiyonel kademelendirilmiş gözenekli kafes yapısı ile birleştirilerek yeni nesil gözenekli implant modeli sabitleme plakları için uygulanmıştır. Bu çalışmada, uzun boylu kemiklerde diyafiz bölgesi transvers kırıklar için kullanılan plakların optimum geometrisi, sonlu elemanlar esaslı topoloji optimizasyon yöntemi kullanılarak fonksiyonel kademelendirilmiş gözenekli plak modeli olarak elde edilmiştir. Gözenekli plak modeli, eklemeli üretim ile üretilerek statik olarak test edilmiştir. Testler sonucunda geleneksel, optimum ve gözenekli model, sonlu elemanlar yöntemi ile rijitlik açısından karşılaştırılmıştır.

2019, 63 sayfa

Anahtar Kelimeler: Gözenekli implantlar, Topoloji optimizasyon, Eklemeli üretim, Sonlu elemanlar yöntemi, Fonksiyonel kademelendirilmiş malzemeler

ABSTRACT

MS. Thesis

DESIGNING A LATTICE FIXATION PLATE WITH REDUCED STIFFNESS USING THE TOPOLOGY OPTIMIZATION BASED ON THE FINITE ELEMENT METHOD

Fahri MURAT

Erzurum Technical University
Graduate School of Natural and Applied Sciences
Department of Mechanical Engineering

Supervisor: Prof. Dr. İrfan KAYMAZ

Fixation plates are used to accelerate the biological healing process in the damaged area by providing mechanical stabilization of fractured bone tissue. These implants may cause mechanical and biological complications such as aseptic loosening, stress shielding effect and necrosis formation. In this study, it is aimed to reduce/eliminate the mechanical and biological complications observed in the use of conventional plate models. For this purpose, optimum plate geometry has been obtained by using the finite element method based on topology optimization approach. Combined the optimum plate model obtained with the functionally graded porous structure, a new generation porous implant model was applied for fixation plates. In this study, the optimum geometry of the plates used for diaphyseal transverse fractures in long bones were obtained as a functional graded porous plate model using a topology optimization approved based on the finite elements method. The porous plate was produced by additive manufacturing and tested statically. As a result of the test conducted, the conventional, optimum and porous model is compared with that of the finite element method in terms of their stiffness.

2019, 63 page

Keywords: Lattice implants, Topology optimization, Additive manufacturing, Finite element method, Functional graded materials

TEŞEKKÜR

Bu çalışmanın hazırlanmasında değerli vaktini, bilgilerini ve tecrubesini benimle paylaőarak yol gösteren danıőmanım Sayın Prof. Dr. İrfan KAYMAZ'a sonsuz teőekkürlerimi sunarım.

Çalıőmalarım boyunca teorik ve deneysel tecrübelerini benimle paylaőan değerli hocalarım Sayın Dr. Öğr. Üyesi İsmail Hakkı KORKMAZ'a, Sayın Dr. Öğr. Üyesi Tahir ŐSENSOY'a ve Sayın Arő. Gör. İlyas HACISALİHOğLU'na en içten teőekkürlerimi sunarım.

Tez çalışmasında kullanılan implantların temin edilmesinde yardımcı olan Sayın Dr. Öğr. Üyesi Halim KOVACI'ya ve TST Tıbbi Aletler San. Tic. Ltd. Őirketi'ne teőekkürlerimi sunarım.

Deneysel çalıőmalarım boyunca gerekli cihazların kullanımı için sağladığı olanaklar için Erzurum Teknik Üniversitesi Yüksek Teknoloji Araştırma Merkezi'ne teőekkürlerimi sunarım.

Hayatımın her döneminde bana destek olan çok kıymetli aile bireylerimin her birine ve niőanlım Semra TOTİK'e en içten dileklerle teőekkürlerimi sunarım.

Fahri MURAT

Temmuz 2019

İÇİNDEKİLER

	<u>Sayfa</u>
ÖZET	i
ABSTRACT	ii
TEŞEKKÜR	iii
İÇİNDEKİLER	iv
SİMGELER VE KISALTMALAR DİZİNİ	vi
ŞEKİLLER DİZİNİ	viii
ÇİZELGELER DİZİNİ	x
1. GİRİŞ	1
2. KAYNAK ÖZETLERİ	13
2.1. Kemik Yapısı ve Mekanik Özellikleri.....	13
2.2. Kemik Oluşumu ve Wolff Yasası.....	13
2.3. Sonlu Elemanlar Esaslı Topoloji Optimizasyon.....	15
2.4. Sonlu Elemanlar Tabanlı Optimizasyon Problemi.....	16
2.5. MATLAB ile Topoloji Optimizasyonu.....	19
2.5. ANSYS ile Sonlu Elemanlar Tabanlı Topoloji Optimizasyonu.....	20
2.6. Gözenekli İmplantlar.....	22
2.7. Gözenek Özelliklerinin Mekanik ve Biyolojik Olarak İncelenmesi.....	23
2.8. Homojen Yoğunluğa Sahip Gözenekli İmplant Uygulamaları.....	25
2.9. Fonksiyonel Kademelendirilmiş Gözenekli Yapılar.....	26
3. MATERYAL ve YÖNTEM	30
3.1. Kemik ve Plak Modellerinin CAD Tasarımı.....	31
3.2. Malzeme Özellikleri ve Kontak İlişkileri.....	32
3.3. Mesh Yapısı ve Sınır Şartları.....	32
3.4 Topoloji Optimizasyonu.....	34
3.5. Optimum Modelin Yeniden Oluşturulması ve Analizi.....	35
3.6. Fonksiyonel Kademelendirilmiş Gözenekli Plak.....	36
3.7. Gözenekli Plağın Eklemeli Üretim ile Elde Edilmesi.....	37
3.8. Kemik-Plak Sisteminin Hazırlanması ve Statik Basma Deneyi.....	40
4. ARAŞTIRMA BULGULARI ve TARTIŞMA	42
4.1. Sonlu Elemanlar Analiz Sonuçları.....	42
4.2. Deneysel Sonuçlar.....	45
4.3. Deneysel ve Sonlu Elemanlar Yönteminin Karşılaştırılması.....	48
5. SONUÇ ve ÖNERİLER	51
KAYNAKLAR	55



SİMGELER VE KISALTMALAR DİZİNİ

<u>Simgeler</u>	<u>Açıklama</u>
η_i	Pseudo yoğunluk katsayısı
\bar{V}	Hacim üst limit değeri
a	Hacim azalma oranı
dk	Dakika
F	Kuvvet vektörü
gr	Gram
K	Global rijitlik matrisi
K_e	Eleman rijitlik matrisi
mm^3	Milimetre küp
MPa	Megapaskal
N	Sonlu eleman sayısı
N	Newton
Nm	Newton metre
p	Ceza faktörü
p_i	Eleman yoğunluğu
IR^2	Birim Alan
\mathbf{R}^2	Belirleme katsayısı
IR^3	Birim Hacim
sn	Saniye
E_{ijkl}	Malzemeye Ait Elastik Özellikler
u	Yerdeğiştirme vektörü
u_c	Kompliyans
σ_{vM}	von Mises eşdeğer gerilmesi
$\bar{\sigma}$	Gerilme limit değeri
ν	Poisson oranı
v_i	Eleman hacmi
W	Watt
μm	Mikrometre
Ω	Referans bölge

Kısaltmalar

2B	İki Boyutlu
3B	Üç Boyutlu
BT	Bilgisayarlı Tomografi
CAD	Computer Aided Design
DICOM	Digital Imaging and Communications in Medicine
FGM	Functionally Graded Materials
HA	Hidroksiapatit
HU	Hounsfield
IFM	İnterfragmentary Motion
MMA	Moving Method of Asymptotes
OC	Optimality Criteria RVE Representative Volume Element
RP	Rapid Prototyping
SEA	Sonlu Elemanlar Analizi
SIMP	Solid Isotropic Material with Penalization
SLS	Selective Laser Sintering
SLM	Selective Laser Melting
SLE	Seçimli Lazer Ergitme
SMS	Selective Metal Powder Sintering
STL	Stereolithography

ŞEKİLLER DİZİNİ

Şekil 1. 1. Kemiğin katmanlı mikro ve nano yapısı (Rho et al. 1998).....	1
Şekil 1. 2. (a) Plak ve kemik arasındaki sıkı temas, (b) Kemikte kontak hasarını gösteren şeffaf plak, (c) Disulfine mavisi kullanılarak kemik ve plak ara yüzündeki kan akışı görüntüsü (Fernandez Dell'Oca et al. 2001).....	2
Şekil 1. 3. BT görüntülerinden 3D Slicer yazılımında elde edilen femur modeli (Murat vd. 2018)	4
Şekil 1. 4. Yapısal optimizasyon kategorileri (a) Boyut optimizasyonu, (b) Şekil, (c) Topoloji optimizasyonu. Sol kısımda bulunan geometriler başlangıç ve sağ kısımda bulunanlar optimum geometrilerdir (Bendsøe and Sigmund 2004).....	5
Şekil 1. 5. (a) Laser Metal Deposition, (b) Laser Beam Melting, (c) Electron Beam Melting (Herzog et al. 2016).....	8
Şekil 1. 6. Eklemeli üretim ile implant tasarımı ve üretimi (Wang et al. 2016)	10
Şekil 1. 7. Optimum plak topolojisi ve malzeme dağılımı (Gogarty 2014).....	10
Şekil 1. 8. Proksimal tibia kırıklarında sabitleme için kullanılan plaklar üzerinde yapılan topoloji optimizasyonu (Kutuk and Gov, 2013)	11
Şekil 2. 1. Proksimal femur kesiti üzerinde bulunan çekme ve bası gerilme çizgileri (sol) ve BT görüntüsü (sağ) (Parkinson and Fazzalari 2013).....	14
Şekil 2. 2. Tasarım bölgesi ve sınır şartları (Zheng 2007).....	15
Şekil 2. 3. Basit kiriş üzerinde topoloji optimizasyon probleminin akış şeması.....	18
Şekil 2. 4. Sabit mesnet ve doğrusal kuvvet altındaki kirişin MATLAB üzerinde optimize edilmiş malzeme düzeni.....	20
Şekil 2. 5. L biçimli kirişin sonlu elemanlar tabanlı topoloji optimizasyonu. a) Kiriş üzerinde gösterilen sınır şartları, b) Ön çalışmadan elde edilen optimum model, c) Gerilme kısıtlayıcı ile optimize edilmiş model (Yang et al. 2018a)	21
Şekil 2. 6. Gözenekli implant üretiminde kullanılan (a) Kiriş tabanlı (Li et al. 2014), (b) Yüzey tabanlı (Bobbert et al. 2017), (c) Topoloji optimizasyon tabanlı (Wang et al. 2016) birim kafes yapıları	24
Şekil 3. 1. Tez çalışması boyunca izlenen yolun akış şeması	30
Şekil 3. 2. Sabitleme plağı ve kortikal kemik vidasına ait teknik çizimler.....	31

Şekil 3. 3. Kemik-plak sistemine ait bilgisayar destekli tasarım modelin koronal düzlemdaki görünüşü	31
Şekil 3. 4. Model üzerine uygulanan mesh yapısının 3B kesit görüntüsü	33
Şekil 3. 5. SE analizi için sınır şartları	33
Şekil 3. 6. (a) Optimizasyon bölgesi, (b) Optimum plak geometrisi, (c) Yeniden modellenmiş optimum plak.....	34
Şekil 3. 7. (a) Optimum plak üzerinde gösterilen gözenek yoğunluk dağılımı, (b) hacim merkezli diyagonal kafes birim hücresi, (c) fonksiyonel kademelendirilmiş gözenekli plak modeli	36
Şekil 3. 8. Destek yapısı ve plağın (a) İzometrik, (b) Ön görünüşü.....	38
Şekil 3. 9. Gözenekli plağın eklemeli üretimi. (a) Üretim yapılırken, (b) üretim bittikten sonra (c) tabla üzerinde destek yapısı ile birlikte (d) destek yapısı çıkarılmış ve kumlama yapılmış plak modelleri.....	39
Şekil 3. 10. (a) Geleneksel, (b) optimum ve (c) gözenekli plak-kemik modelleri.....	40
Şekil 3. 11. Statik basma deney sistemi	41
Şekil 4. 1. (a) Geleneksel ve (b) Optimum plak üzerinde von Mises eşdeğer gerilme dağılımı (MPa)	42
Şekil 4. 2. Gözenekli plak modeli üzerinde von Mises gerilme dağılımı ve maksimum gerilme noktası	43
Şekil 4. 3. Deneysel ve SE sisteminin gösterimi.....	43
Şekil 4. 4. (a) Geleneksel, (b) Optimum ve (c) Gözenekli plakta oluşan kırık boşluğu aksenal deformasyon sonuçları (mm)	44
Şekil 4. 5. Gözenekli plak modeli boyunca yoğunluk değişimi.....	45
Şekil 4. 6. Plak modellerine ait basma deney sonucu ortalama kuvvet-yer değiştirme grafiği.....	46
Şekil 4. 7. Doğrusal bölgede deneysel kuvvet-yer değiştirme grafiği	46
Şekil 4. 8. Deney sonrası eğilen (a) Geleneksel, (b) Optimum, (c) Gözenekli plak modelleri ve (d) her üç modelin koronal düzlemden görüntüsü	47
Şekil 4. 9. Deneysel ve sonlu elemanlar modellerine ait kuvvet-yerdeğiştirme grafiği	48
Şekil 4. 10. Kuvvet-deformasyon grafiği ve ofset çizgisi.....	49
Şekil 4. 11. Plak modellerine ait SEA ve deneysel yöntemlerle elde edilen rijitlik sonuçları	50

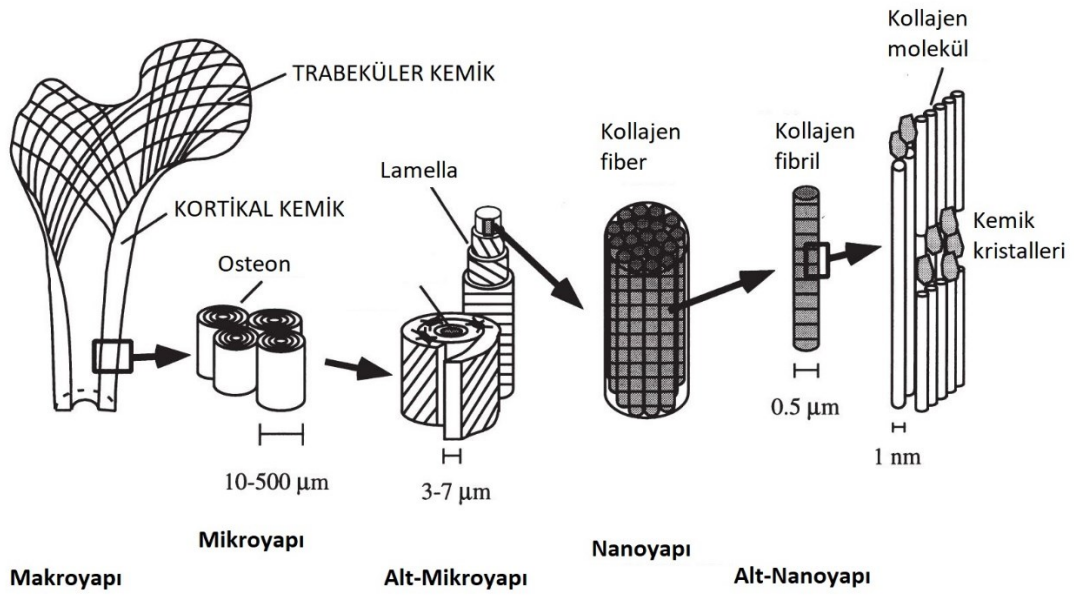
ÇİZELGELER DİZİNİ

Çizelge 3. 1. Plak, vida ve polyamid malzemeye ait mekanik özellikler (Bower, 2002; Duda et al., 2002)	32
Çizelge 3. 2. Modellerin mesh özellikleri	33
Çizelge 3. 3. Eklemeli üretim parametreleri	37
Çizelge 4. 1. Üç adet plak modeline ait ağırlık ve hacim değerleri	44
Çizelge 5.1. Plak modellerinin mekanik ve fiziksel olarak karşılaştırılması	53



1. GİRİŞ

Kemik çeşitli mekanik, biyolojik ve kimyasal fonksiyonları yerine getiren, makro ölçekte kortikal ve trabeküler, mikro ölçekte ise osteonlar ve bunların alt bileşenlerinden oluşan kompleks bir yapıdır (Şekil 1.1). Organize olmuş mikro ve nano yapıların oluşturduğu kemik dokusu, üzerindeki kaslar ve kemik bütünlüğünü sağlayan bağlar (ligament) ile vücuda hareket kazandırır (Rho et al. 1998).



Şekil 1. 1. Kemiğin katmanlı mikro ve nano yapısı (Rho et al. 1998)

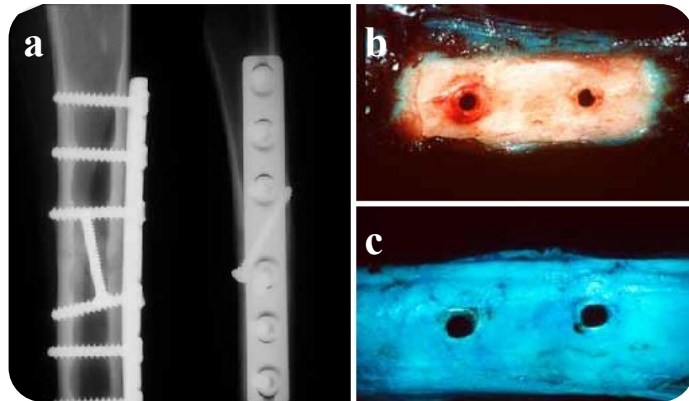
Günlük hayatta çeşitli nedenlerle vücut uzuvlarının maruz kaldığı yüksek enerjili darbeler, yumuşak ve sert dokuda önemli ölçüde hasara sebep olmaktadır. Vücutta bulunan kemikler üzerine gelen darbeler sonucunda kırık bölgeleri oluşur ve kırığın durumuna göre tedavi için genellikle implantasyon işlemi uygulanır. Bu işlemin uygun biçimde yapılmaması durumunda implant hasarı, kemiğin yanlış yerden kaynaması ve uzuv kaybı gibi durumlar yaşanabilmektedir (Mahiroğulları 2012).

Vücut alt ekstremitte bölgesinde yer alan femur (uyluk) kemiği shaft bölgesi kırıklarında kırık şekli, hasta yaşı ve kemik kalitesi gibi etmenler uygulanacak olan implantın türünü belirlemede en önemli parametrelerdir. Hasta için en ideal implant seçiminde bu parametreler dikkate alınarak uygulama gerçekleştirilmelidir. İmplantın vücutta kalma süresi de hasta yaşı ve bahsedilen durumların sonucunda ortaya

1. GİRİŞ

çıkmaktadır. Yapılan müdahalelerde genellikle kalıcı implant (göreceli stabilizasyon) tercih edilmesine rağmen vakanın türüne göre kalıcı implant uygulanır (Mahiroğulları 2012). Bu stabilizasyon seçeneklerini ve yaralanma sonucunda ortaya çıkan hasarın tedavi yöntemlerini biyomekanik olarak değerlendirmek daha başarılı klinik sonuçlar verecektir (Ma et al. 2010).

Boyca uzun kemik kırıklarının tedavisinde genel olarak intramedüller fiksasyon önerilmektedir ve buna bağlı olarak yeni tasarımlar sunulmuştur (Asl et al. 2014). Bununla birlikte, uzun kemiklerde intramedüller çap küçük kalır ve bu durum yetersiz stabiliteye bağlı kaynamama riski doğurur (Hanke et al. 2017). İntramedüller fiksasyona alternatif olarak plak ile sabitleme yöntemleri kullanılmaktadır. Kırılma bölgesinde dış kemik yüzeyine sıkıca sabitlenen plak, temas yüzeyinde nekroz bölgesi oluşturur (Şekil 1.2). Bozulmuş yada yok olmuş kan akışı, kırık bölgesinin bu noktada yeniden şekillenmesine izin vermez veya geciktirir (Fernandez Dell'Oca et al. 2001). Kemik yüzeyine tam temas eden plak, kan akışını bozarak doku oluşumunu engeller. Bu durum kilitli vida kullanılmasıyla elde edilen plağın kemikten çıkarılmasıyla telafi edilebilir. Fakat bu işlem stabiliteye zarar verip hasta için ameliyat sayısını artırmaktadır (Perren 2015). Bununla birlikte kemik-plak temasını azaltmak için sınırlı temaslı dinamik sıkıştırma plakları geliştirilmiştir (Gardner et al. 2004). Bu plaklar beklenen faydaları göstermede başarısız olmuş, kan akışını düzenlemede ve kemik nekrozundan kaçınmada ihmal edilebilir etkilere sahip olmuştur (Augat and von Rüden 2018).



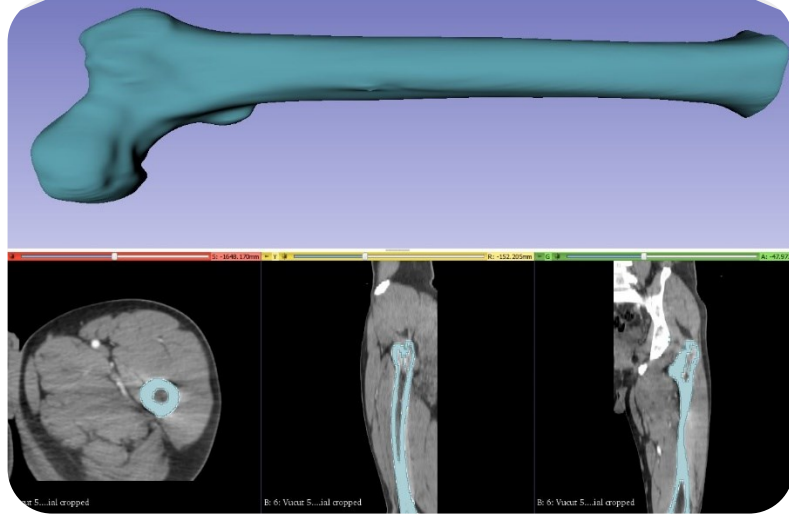
Şekil 1. 2. (a) Plak ve kemik arasındaki sıkı temas, (b) Kemikte kontak hasarını gösteren şeffaf plak, (c) Disulfine mavisi kullanılarak kemik ve plak ara yüzündeki kan akışı görüntüsü (Fernandez Dell'Oca et al. 2001).

1. GİRİŞ

Ortopedik travma durumlarında fiksasyon için genellikle titanyum/titanyum alaşımları ve paslanmaz çeliklerden üretilen plaklar kullanılmaktadır. Elastisite modülü yüksek olan bu malzemeler (ticari titanyum için 105 GPa, AISI 316L paslanmaz çelik için 193 GPa) kırık bölgesinde gerilme kalkanı etkisi oluşturarak kallus yapısının oluşumunu geciktirmektedir. Son yıllarda cerrahi aletler ve implantlar üzerinde hasta konforunu ve iyileşme hızını artırmaya yönelik çalışmalar hız kazanmış ve gerilme kalkanı etkisini ortadan kaldırmak için kompozit sabitleme plakları tasarlanmıştır (Chakladar et al. 2016).

Uygulanan cerrahi müdahaleler sonucunda hasta vücuduna yerleştirilen implantın güvenilirliği, hastadan hastaya değişen anatomik farklılık gibi nedenlerden dolayı oldukça büyük bir sorun oluşturmuştur ve implantlar, çoğunlukla gevşeme gibi sebeplerden dolayı hasara uğramıştır (Lum et al. 2018). Bu durum hastaya özel implant tasarımı ve analizinin gerekliliğini ortaya çıkarmıştır.

Kişiyi özel olarak üretilen implantlar, hastanın Bilgisayarlı Tomografi (BT) görüntülerinin ilgili yazılımlar vasıtasıyla üç boyutlu (3B) sanal modele dönüştürülmesi ve kemik dokusunun ayrımı (kortikal-trabeküler) yapılarak üzerine uygun biçimde implantın tasarlanması ile elde edilmektedir. Bu yöntemde hastaya ait BT görüntüleri ön (frontal) üst (transversal) ve yan (sagittal) düzlemlerde belirli kesitlerde alınarak Digital Imaging and Communications in Medicine (DICOM) uzantılı dosya halinde bilgisayar ortamına aktarılır. DICOM formatındaki görüntülerin işlenerek 3B modelin oluşturulması işlemi, birtakım yazılımlar kullanılarak elde edilmektedir. Bu yazılımlardan olan 3D Slicer ile BT görüntülerinden 3B model oluşturma işlemi Şekil 1.3'te gösterilmiştir. Görüntü işleme yazılımları aracılığı ile hastaya ait istenilen doku (kemik dokusu, yumuşak doku vb.) kesit görüntüleri üzerinde belirlenen Hounsfield (HU) skalasına göre elde edilmektedir. Belirlenen HU eşik değerleri ile her kesitteki maskeler işlenerek istenilen dokunun 3B modeli elde edilir (Korkmaz 2011).



Şekil 1. 3. BT görüntülerinden 3D Slicer yazılımında elde edilen femur modeli (Murat vd. 2018)

Model hazırlama işleminden sonra elde edilen dokunun mekanik özelliklerini hastaya özel olarak belirlemek için çalışmalar yapılmıştır. Kemiğe ait mekanik özellikleri elde etmek amacıyla geliştirilen yöntemlerde genel olarak ortalama HU değeri ile belirlenen yoğunluğa göre elastisite modülü, geliştirilen ampirik denklemler yardımıyla hesaplanabilir (Khan et al. 2014).

İlgili yazılımlar kullanılarak hastaya ait BT görüntülerinden elde edilen doku modeli bilgisayar ortamında gerekli implant oluşturma işlemleri ve sanal ameliyat için kullanılmaktadır. İşlemlerin sonucunda hasta için uygulanan implant yine bilgisayar ortamında sonlu elemanlar yöntemi ile analiz edilerek statik veya dinamik koşullar altındaki davranışı araştırılabilir (Kaymaz et al. 2011).

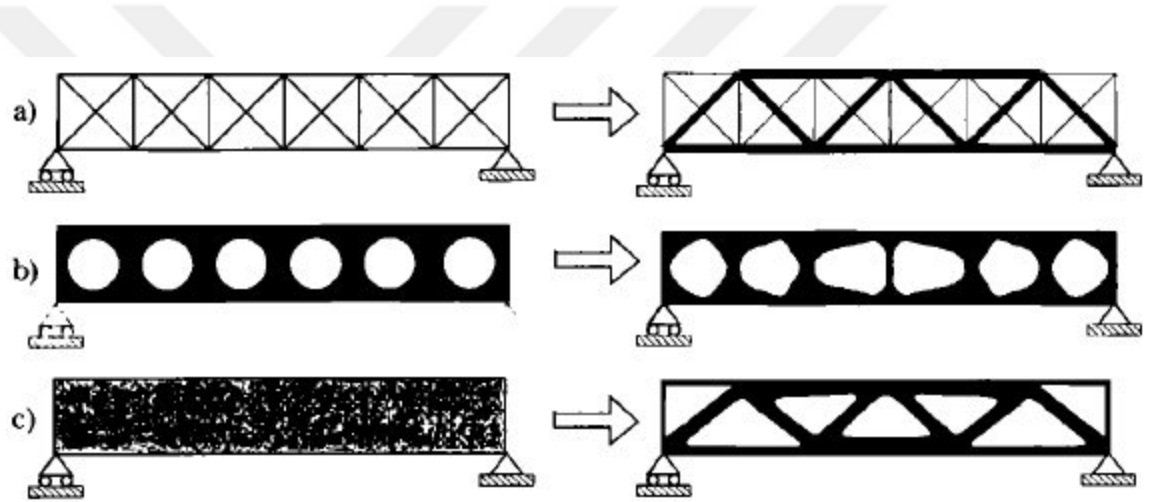
Analiz işlemleri genellikle Sonlu Elemanlar (SE) yöntemi ile gerçekleştirilmektedir. Bu yöntemin kullanılma sebeplerinden en önemlisi hastaya ait doku modeli üzerinde nümerik analiz işlemlerinin uygulanamamasıdır. Serbest formda elde edilen geometrik model sonlu elemanlara ayrılarak her bir eleman için işlem yapılır ve sonuç olarak bütün sistem analiz edilir (Korkmaz 2011).

Gerçekleştirilen analizlerden elde edilen sonuçlar doğrultusunda, daha uygun geometriye sahip bir tasarım için optimizasyon metotları uygulanmaktadır (Kiranyaz et al., 2014). Yaşam kalitesini ve zaman içerisindeki üretkenliği maksimize etmek amacıyla

1. GİRİŞ

da kullanılan optimizasyon yaklaşımları mühendislik anlamında optimum tasarım süreçleri veya yapısal geometriler için kullanılmaktadır (Kaymaz 2000).

Optimizasyon uygulaması tarihte ilk olarak matematik, astronomi ve müzik teorisinde önemli gelişmeler kaydeden Yunan filozofu Samos Pythagoras (MÖ 569) ile başlamıştır. Ardından gelen matematikçi ve filozoflar tarafından geliştirilerek günümüze kadar çeşitlenmiş ve her alanda alt dallara ayrılarak her bir yaklaşım için özel metotlar önerilmiştir (Augustyn et al. 2018). Mühendislik tasarımı anlamında optimizasyon; daha iyi, daha verimli ve daha ucuz sistemleri elde etme yöntemlerinden biridir. Optimum tasarım, geometrik form ve tasarım-üretim süreçlerini elde etme yöntemi olarak tanımlanır. Yapısal optimizasyon da bu yaklaşımlardan birisidir (Ravindran et al. 2006).



Şekil 1. 4. Yapısal optimizasyon kategorileri (a) Boyut optimizasyonu, (b) Şekil, (c) Topoloji optimizasyonu. Sol kısımda bulunan geometriler başlangıç ve sağ kısımda bulunanlar optimum geometrilerdir (Bendsøe and Sigmund 2004).

Yapısal bir tasarım problemi, tasarımın farklı yönlerini ele alan boyut, şekil ve topoloji optimizasyonu kategorilerine ayrılmaktadır (Şekil 1.4). Boyut optimizasyonu ile kafes sistemi üzerindeki elemanların optimum yerleşimi ve kalınlıkları belirlenebilir. Şekil optimizasyonunda yapı üzerinde bulunan boşlukların biçimsel uygunluğu veya boşluk sayısı optimum hale getirilir. Topoloji optimizasyonda ise başlangıçta verilen modelin tasarım kısıtlamaları ve hedef doğrultusunda optimum malzeme dağılımı serbest geometrik formlarda elde edilir. Yapısal optimizasyon seçenekleri arasında en avantajlı yöntem olarak kullanılan topoloji optimizasyonu, minimum ağırlık veya minimum hacimsel yoğunluk hedefi ile istenen modelin optimum formunu elde etmek için kullanılır (Bendsøe and Sigmund 2004).

1. GİRİŞ

Elastik yapıların topoloji optimizasyonu için birçok yöntem geliştirilmiştir. Bunlar ana başlıklar halinde:

- Malzeme dağılımı yöntemi (Material Distribution Method),
- Level set yöntemi (Level Set Method),
- Evrimsel algoritma (Evolutionary Algorithm),
- Malzeme bulut yöntemi (Material Cloud Method),
- Homojenleştirme yöntemi (Homogenization Method)'dir.

Bu yöntemler uygulanırken arka planda bir takım algoritma dizisi çalışmaktadır (Göv ve Kütük 2007).

Topoloji optimizasyonu, beraberinde uygulanan algoritmalar ile model üzerinde optimum malzeme dağılımını sunmaktadır. Optimizasyon sonucunda elde edilen geometri, serbest formda bulunan veya kafes yapılarına benzer kompleks geometrik şekiller olarak elde edilmektedir. Günlük hayatta ise topoloji optimizasyondan gelen parçaların kullanımı için uygun bir yöntemle üretilmesi gerekmektedir. Bu durumda geleneksel üretim yöntemleri (döküm, talaşlı imalat vb.) yetersiz kalmakta, optimum geometrinin üretimi için yeni yöntemlere ihtiyaç duyulmaktadır. Gözenekli yapılarda veya serbest formda bulunan geometrik modeller için eklemeli üretim yöntemleri son zamanlarda en uygun seçenek haline gelmiştir (Zhang et al. 2019).

Bilgisayar ortamında hazırlanan üç boyutlu parçaların çeşitli yöntemlerle katmanlar halinde üretilmesi, eklemeli üretim olarak adlandırılmaktadır. Başka bir deyişle eklemeli üretim, üç boyutlu model verilerinden parçalar üretme işlemidir (Frazier 2014). Bu yöntem mühendislik açısından katı fazdaki metalik, seramik ve polimer malzemelerin tabakalar halinde ve genel olarak serbest formda bulunan yapıların üretimi için kullanılmaktadır. Alüminyum alaşımları, titanyum-nikel süper alaşımları gibi mühendislik malzemelerinin yanı sıra seramik ve polimerlerinde kullanılabileceği bir yöntemdir (ASTM International 2003).

Eklemeli üretim ile başlangıçta mekanik özellikleri iyi parçalar tabakalar halinde üretilmiş ve bu üretim yöntemi seçimli metal toz sinterleme (Selective Metal Powder Sintering 'SMS') olarak adlandırılmıştır. Demir ve bakır tozlarının karışımı temel malzeme olarak kullanılmış, sonuç olarak demir-bakır toz karışımı üzerinde sinterleme

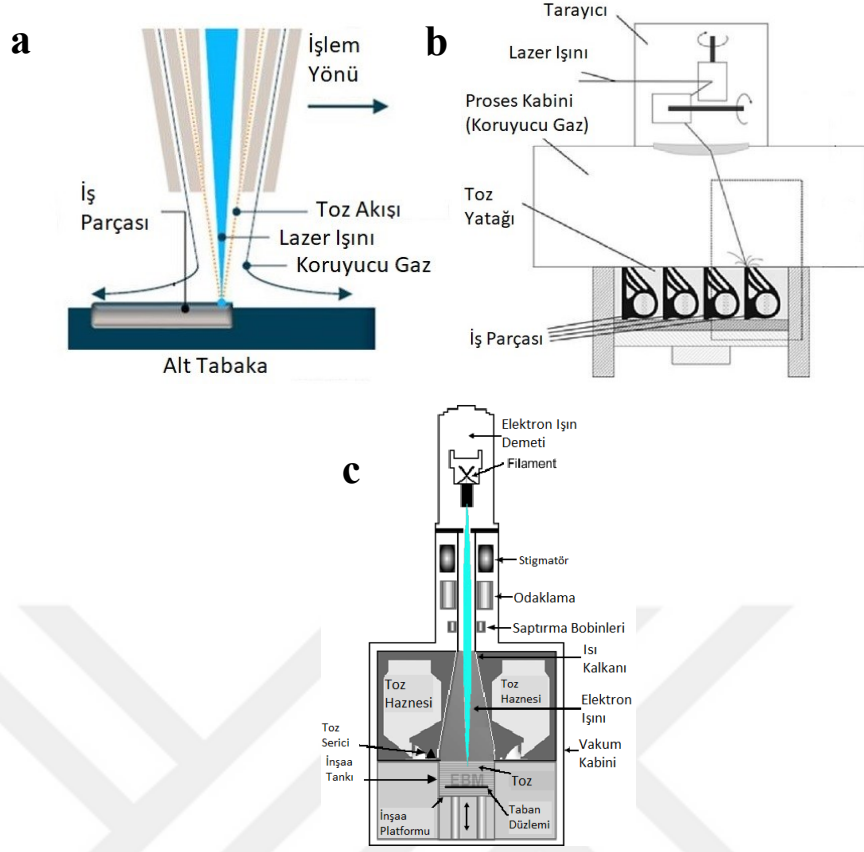
reaksiyonu gerçekleştirilerek istenilen sonuçlar elde edilmiştir (Van der Schueren and Kruth 1995).

Eklemeli üretim, geleneksel yöntemlere göre sahip olduğu oldukça önemli avantajların yanı sıra birtakım dezavantajlara da sahiptir. Bu dezavantajlar geçmiş yıllarda üretilen parçaların doğruluğu ve toleransları üzerine iken günümüzde maliyet ve zaman tasarrufu üzerine yoğunlaşmıştır (Herzog et al. 2016). Zaman ve maliyetin yanı sıra en büyük sorunlardan birisi de destek yapıları ve kalıntı gerilmelerden kaynaklanan problemlerdir. ‘Selective Laser Sintering/Melting’ (SLS/SLM) ile üretilmiş parçalar için yapılan çalışmada kalıntı gerilmelerin kaynağı araştırılmış, ilk olarak basit bir teorik model üzerinde sayısal analiz gerçekleştirilmiştir (Mercelis and Kruth 2006). Yapılan çalışmaların sonucunda SLS ve SLM proseslerinin ardından kalıntı gerilmeleri azaltmak için bazı öneriler sunulmuştur:

- Parça çıkarma işlemi kalıntı gerilmeleri önemli ölçüde azaltır.
- Katman sayısı arttıkça kalıntı gerilmelerin büyüklüğü artacaktır.
- Taban plakasının kalınlığını artırmak kalıntı gerilmeleri azaltır.
- Kullanılan malzemelerin (metal toz) akma gerilmesi ne kadar fazla ise artık gerilmeler de o kadar fazla olur (Mercelis and Kruth 2006).

Eklemeli üretim teknolojisi kullanılırken bütün parametreleri belirlemek ve en uygun yöntem ile üretimi gerçekleştirmek hem üretilen parçanın kalitesi açısından hem de zaman ve maliyet kazancı açısından oldukça önemlidir. Bahsedilen seçimi yapmak için işlenecek malzeme türü, teknoloji kullanılabilirliği, parçaların özellikleri ve servis gereksinimleri, post-proses gereksinimi, yüzey kalitesi ve parça doğruluğu gibi bazı prosedürler önerilmiştir (Gokuldoss et al. 2017).

1. GİRİŞ



Şekil 1. 5. (a) Laser Metal Deposition, (b) Laser Beam Melting, (c) Electron Beam Melting (Herzog et al. 2016)

Şekil 1.5’de lazer türüne ve toz mekanizmasına göre temel olarak sınıflandırılan eklemeli üretim yöntemleri, özellikle kompleks parçaların üretilebilirliği açısından başlıca sağlık alanında protez ve implant üretimi için kullanılmaktadır. Ortopedik rejeneratif tıpta en kritik konulardan biri olan implant modelinin kemiğin biyomekanik özellikleri ile benzerlik göstermemesi problemi eklemeli üretim teknikleri ile aşılmıştır. Böylece üretim açısından herhangi bir sınırlama olmaksızın istenilen her türlü geometrik formun üretimi mümkün kılınmıştır. Bu formlardan en önemlisi olan gözenekli yapılar, medikal alanda önemli gelişmelere yol açmıştır (Loh et al. 2018).

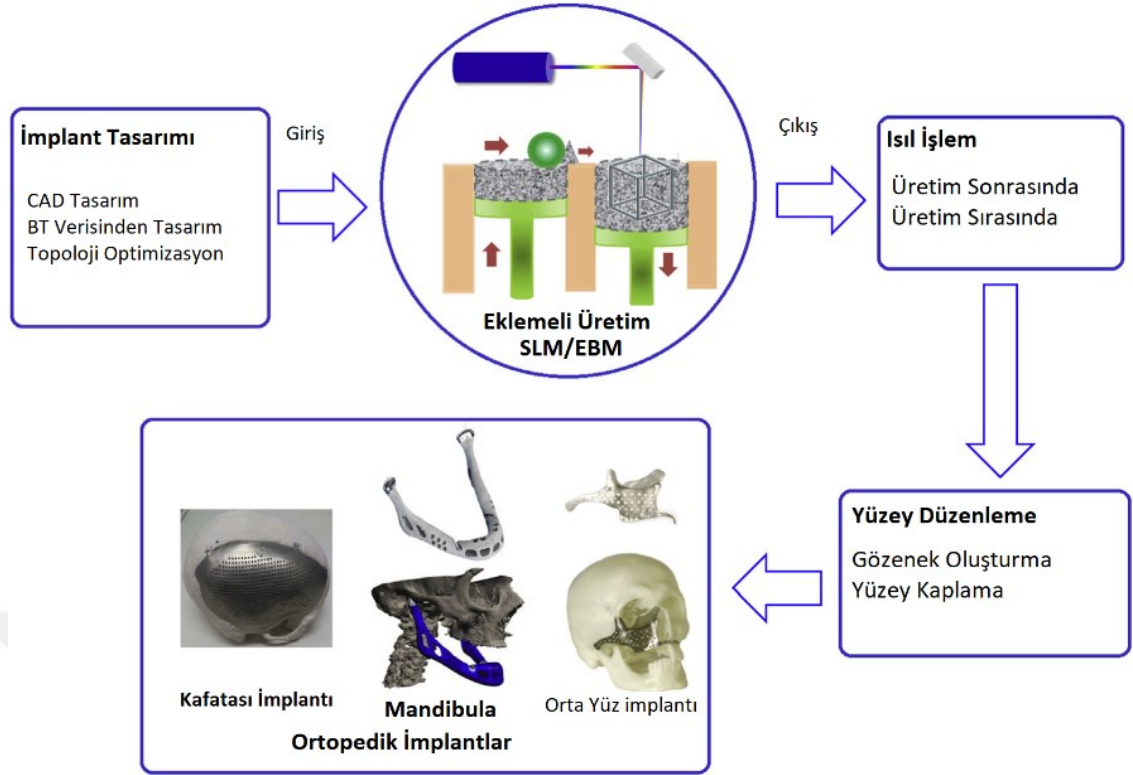
Kişiyeye özel mekanik performansa sahip implantlara yönelik artan talepleri karşılamak için gözenekli metallerin üretimi yıllar boyunca kapsamlı bir şekilde araştırılmıştır. Aynı zamanda gözenekli yapıların birim kafes hücrelerinin de istenilen özellikleri göstermesi için topoloji optimizasyon yöntemleri kullanılmıştır (Wang et al. 2016).

1. GİRİŞ

Gözenekli metallere, mekanik özelliklerin ve gözenek boyutunun kemik bölgesine göre ayarlanmasına izin vererek hasarlı kemiğin onarımı ve doku yenilenmesi (osseointegrasyon) için en ideal çözüm olmuştur (Wang et al. 2016). Tavşan kafatasında yapılan canlı deneylerinde cerrahi işlem sonrası gözenekliliğin fazla olduğu bölgelerde daha fazla doku gelişimi ve kemik oluşumu görülmüştür (Roy et al. 2003). %44 ve %88 gözeneklilik oranına sahip titanyum kaplı dental implantlar köpek mandibula ve femur kemiğine yerleştirilmiştir. Kontroller 2, 4 ve 14 hafta aralıklarla gerçekleştirilmiş olup gözenek yoğunluğunun yüksek olduğu bölgelerde daha fazla kemik oluştuğu görülmüştür (Story et al. 1998).

Gözenekli ve boşluklu implantların kişiye özel uygulamaları son yıllarda oldukça artmıştır. İmplant tasarımı için hastadan alınan BT görüntüleri işlenerek hasarlı bölgeye uygun ürün tasarlanmaktadır (Şekil 1.6). Yapılan bir çalışmada 83 yaşında kadın mandibulası çiğneme ve konuşma işlevini yerine getiremediği için hastaya özel çene modeli tasarlanarak üretilmiş ve implantasyonu gerçekleştirilmiştir (Anonymous 2011). Başka bir çalışmada orta yüz kısmında bulunan sağ sinüs kemiğin implant modeli tasarlanarak hastaya yerleştirilmiştir (Mertens et al. 2013). Kafatası yaralanması sonucu hastaneye başvuran 22 yaşında erkek hasta için BT görüntüleri kullanılarak elde edilen gözenekli kafatası implantı eklemeli üretim (Direct Metal Laser Sintering 'DMLS') ile üretilerek ameliyat ile hastaya yerleştirilmiştir (Jardini et al. 2014). Sonuç olarak gözenekli yapıların ve hastaya özel olarak kullanılan implantların üretimi eklemeli imalat yöntemlerinin kullanımı ile elde edilmiştir.

1. GİRİŞ



Şekil 1. 6. Eklemeli üretim ile implant tasarımı ve üretimi (Wang et al. 2016)

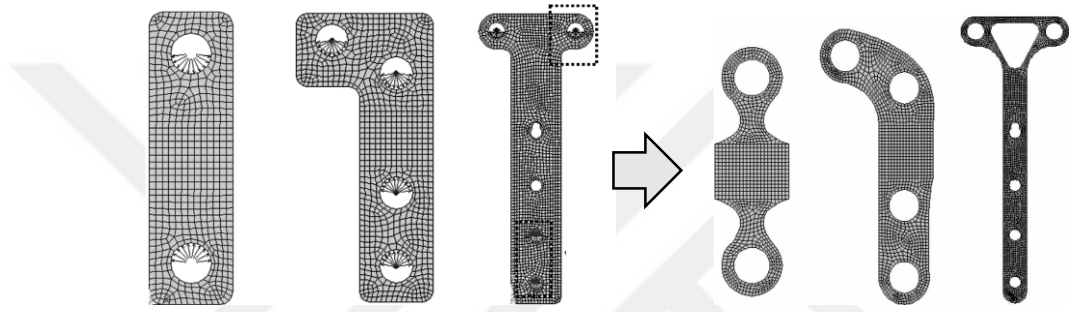
Gerçekleştirilen klinik uygulamalarda implant üzerindeki boşlukların belirlenmesi veya yapı geometrisinin sistem içerisindeki uygunluğunun maksimum olabilmesi için bir takım çalışmalar yapılmıştır (Al-Tamimi et al. 2017). Femur kemiği shaft kırıkları için uygulanan sabitleme plakları üzerinde yapılan çalışmada iki boyutta tasarlanan plak üzerine simetrik yük dağılımı ile topoloji optimizasyonu uygulanmıştır (Şekil 1.7). Sonuç olarak sabitleme plağının optimum geometrik formu iki boyutta elde edilmiştir (Gogarty 2014).

Tasarım	Optimal topoloji
(a) katı	
(b) $p = 3$	
(c) $p = 1.25$	
(d) $p = 1.1$	

Şekil 1. 7. Optimum plak topolojisi ve malzeme dağılımı (Gogarty 2014)

1. GİRİŞ

Proksimal tibia kırıkları için kullanılan plaklar üzerinde yapılan topoloji optimizasyon çalışması, sonlu elemanlar tabanlı eleman silme yöntemi ile gerçekleştirilmiştir (Şekil 1.8). Yapılan çalışmada fiksasyon plakları bilgisayar ortamında modellendikten sonra vida bölgelerinden yayılı yükler uygulanarak sonlu elemanlar yöntemi ile analiz edilmiştir. Ardından eleman silme metodu ile topoloji optimizasyon işlemi uygulanarak plak ağırlığı %50 oranında düşürülmüştür. Elde edilen yeni plak geometrileri tekrar analiz edilerek emniyetli olduğu kontrol edilerek kemik-plak sistemi üzerinde yapılan mekanik testler ile analiz sonuçları karşılaştırılmıştır (Kutuk and Gov 2013).



Şekil 1. 8. Proksimal tibia kırıklarında sabitleme için kullanılan plaklar üzerinde yapılan topoloji optimizasyonu (Kutuk and Gov, 2013)

Anatomik olarak vücutta kullanılacak optimum plağı tasarlamak önemli bir tartışma konusudur (Kozic et al. 2010; Schmutz et al. 2019). Bu konuda dikkate alınması gereken tasarım değişkenlerinin sayısı oldukça fazla olduğundan her bir değişkeni dikkate alarak optimum plak geometrisini modellemek mevcut bilgi işlem gücü ile oldukça zordur. Plak tasarımında en önemli konular arasında stabilizasyon ve biyorejenerasyona müsaade kabiliyeti sayılabilir (Petersik et al. 2018). Dolayısıyla hastaya implante edildikten sonra kırık kemiklerin birleşimini stabil bir biçimde sağlayıp doku oluşumuna ve kırığın kendini onarımına izin verebilecek optimum plak tasarımı hala en önemli tasarım sorunlarından biridir (Ramakrishna et al. 2004).

1. GİRİŞ

Bu tez çalışmasında sonlu elemanlar tabanlı topoloji optimizasyon yöntemi ile uzun boylu kemik kırıkları için kullanılan sabitleme plağının optimum geometrik formu elde edilmiştir. Gözenekli yapıların anatomik implantlar ile birleştirilmesi sonucu rijitliği ve ağırlığı azaltılmış, doku oluşum hızını artıran yeni nesil gözenekli implant tasarımı gerçekleştirilmiştir.

Spesifik olarak humerus diyafiz kırıkları için uygulanan sabitleme plakları üzerinde yapılan bu çalışma, genel anlamda vücutta bulunan uzun boylu kemik kırıkları için de uygulanabilir bir nitelik taşımaktadır. Elde edilen yeni plak tasarımı sonlu elemanlar yöntemi kullanılarak geleneksel modellerle de kıyaslanmıştır. Ayrıca eklemeli üretim yöntemi ile üretilen gözenekli yapıdaki plak modelleri mekanik olarak test edilerek Sonlu Elemanlar Analiz (SEA) sonuçları ile karşılaştırılmıştır.

2. KAYNAK ÖZETLERİ

2.1. Kemik Yapısı ve Mekanik Özellikleri

Kemik, anatomik bölgeye, kişinin yaşına ve sağlığına bağlı olarak değişen ve organik ve inorganik fazlardan oluşan bir kompozit malzemedir. Organik faz proteinden (%90 kollajen) oluşan lifli bir matristir. İnorganik faz ise kemik sertliğinden sorumlu olan kalsiyum ve fosfatı oluşturur. Her iki fazın kombinasyonu ile kemik, mukavemet özellikleri yüksek, anizotropik bir malzeme özelliği gösterir (Khurana 2009).

Makroskobik seviyede insan iskeleti uzun kemikler, düz kemikler ve küboid kemiklerden oluşur. Kemiğin yapısı temel olarak kortikal (sert) ve trabeküler (süngerimsi) olmak üzere iki farklı katmandan oluşur. Trabeküler kemik, büyüme ve kalsiyum regülasyonunda en aktif bileşendir ve mekanik olarak bası yüklemesi altında maksimum direnci gösterir. Yetişkin bireylerde kemiğin yaklaşık %80'i kortikal kemikten oluşur ve uzun kemiklerin shaft bölgelerinde yoğunluğu daha fazladır. Gözenekli yapıda bulunan trabeküler ise kemik ağırlığını önemli ölçüde azaltmaktadır. Kafatası ve iliak kemiklerinde nispeten daha az ve yassı biçimde kortikal katmanın içinde yer alan trabeküler kemik, mekanik şartlara elverişli bir düzenle daha az bir ağırlık yapısı sağlar (Gibson and Ashby 1997).

Açık hücreli, gözenekli ve köpük olarak tarif edilen trabeküler kemik, bu yapı ile kan damarları ve sinir ağ yapılına yardımcı olur. Kortikal ve trabeküler kemiğin biyolojik benzerlikleri oldukça fazladır. Bununla birlikte kortikal kemiğin anizotropik yapısı, hidroksiapatitin (HA) boyuna doğru hizalanmasından kaynaklanır. Bu durum dayanımı yüksek bir eksen oluşumunu sağlar (Khurana 2009).

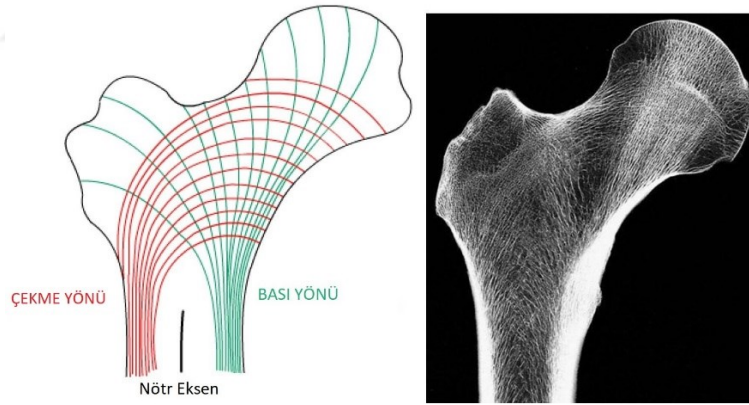
2.2. Kemik Oluşumu ve Wolff Yasası

İskelet sisteminin oluşmasından ve kemiklerin korunmasından iki farklı mekanizma sorumludur: intramembranöz ve endokondral kemik oluşumu. İntramembranöz kemik oluşumu, kafatası ve skapula gibi düz kemiklerin oluşturulduğu süreçtir. Endokondral kemik oluşumu ise uzun kemiklerin büyümesinden sorumlu

2. KAYNAK ÖZETLERİ

mekanizmadır. Bu mekanizmanın karakteristik süreci, kemik öncesi kırık oluşumudur. Kemik oluşumunda rol oynayan birincil hücreler osteoblastlar ve osteoklastlardır. Kemik hücreleri, stoplazmik uzantıların bir ağı ile yüksek oranda birbirine bağlıdır ve birlikte çok hücreli kemik birimini oluştururlar. Bu hücresel ağların sinyal iletimi ve kemiğin yeniden modellenmesi için önemli görevleri vardır. Sinyal alımı osteositte meydana gelir ve sinyal osteoblast tarafından iletilir (Galen et al. 2008).

Kemiklerin, üzerine etki eden kuvvetlere bağlı olarak büyüme gösterdiğini ifade eden Wolff yasası, yükleme şartları doğrultusunda kemik iç mimarisinin gerekli bölgelere doku ekleme veya çıkarma özelliğinden bahsetmiştir. Yürümenin ilk aşamalarında oluşmaya başlayan trabeküler çizgileri, yürüyüş sırasında oluşan eğilme ve basma kuvvetlerine karşı biyolojik olarak gelişmiştir (Şekil 2.1). Bu durum uzayda uzun zaman geçiren astronotlar üzerinde yapılan yoğunluk ölçümleri sonucu kemiklerindeki zayıflığı açıklamaktadır. Yine bu yasaya göre yaşlı bireylerde trabeküler kemik oldukça zayıftır ve hücre duvarlarının incelmelerinden dolayı yoğunluk azalır. Bu sebeple kırık riski artar ve iyileşme süreci yavaşlar (Shrivats et al. 2014).

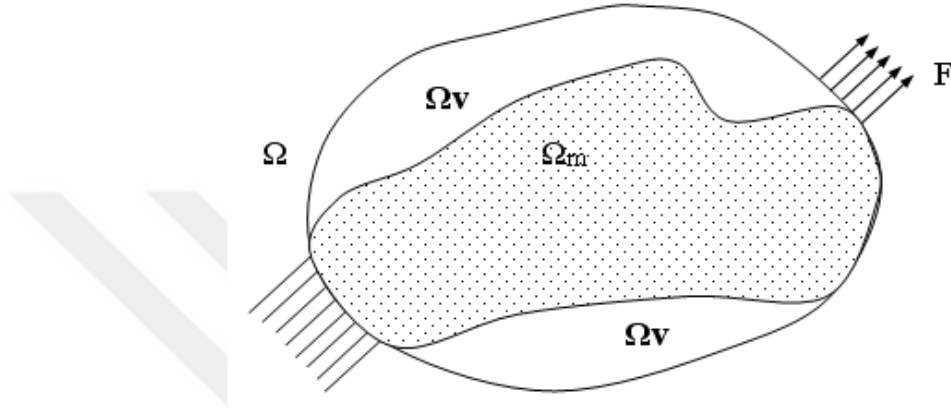


Şekil 2. 1. Proksimal femur kesiti üzerinde bulunan çekme ve bası gerilme çizgileri (sol) ve BT görüntüsü (sağ) (Parkinson and Fazzalari 2013)

Mekanik yükleme tipine bağlı olarak, mekanobiyolojik yanıt, kemik, kırık veya fibröz dokuya sinyal gönderilir. Dolayısıyla kemik gelişimi mekanik zorlanmanın olduğu yönde gerçekleşir. Kemik kırıklarında ve yaralanmalarında gönderilen sinyaller bir müddet kesilir ve doku rejenerasyonu yavaşlar. Kırık bölgesi stabilizasyonu bu süreci hızlandırmak için en önemli faktör olmuştur. Bu sebeple yapılan implant tasarımlarında bu faktörler de dikkate alınmalıdır (Gogarty 2014).

2.3. Sonlu Elemanlar Esaslı Topoloji Optimizasyon

Topoloji optimizasyon, başlangıçta belirlenmiş bir tasarım uzayı içerisinde belirli bir alan ya da hacimde bulunan malzemenin optimum dağılımını bulmaktadır. Topoloji optimizasyon algoritması, belirli sınır şartları altında malzeme hacmi veya kütlesinin minimize edilmesini hedeflemektedir (Zheng 2007).



Şekil 2. 2. Tasarım bölgesi ve sınır şartları (Zheng 2007)

Birim alan (\mathbb{R}^2) ya da birim hacim (\mathbb{R}^3) içerisinde bulunan Ω referans bölgesine sahip bir malzeme üzerinde sınır koşulları tanımlanmıştır. Minimum kompliance (compliance) yani maksimum global rijitlik fonksiyonunun genel tanımı ve elde edilen optimum malzeme dağılımı (Ω_m) 2 boyutlu (2B) olarak Şekil 2.2'de gösterilerek hacim kısıtlayıcı fonksiyon denklem 2.1'de ifade edilmiştir (Bendsøe and Sigmund 2004).

$$\int_{\Omega} x dv \leq \bar{V} \quad x(v)=0 \text{ ya da } 1, \quad \forall v \in \Omega \quad (2.1)$$

Denklem 2.1'de verilen \bar{V} , katı hacmin üst limit değeri ve $x(v)$, Ω alanı içinde bulunan v konumundaki yoğunluk dağılımıdır. Serbest formda bulunan geometrilerin analitik çözümleri çok zor olduğu için nümerik yöntemler ile genellikle yaklaşık sonuçlar elde edilir.

2.4. Sonlu Elemanlar Tabanlı Optimizasyon Problemi

Topoloji optimizasyonunun nümerik olarak hesaplanabilmesi için öncelikle tasarım alanı (Ω), N adet sonlu elemana bölünür. Ardından sonlu elemanların her birine x_i tasarım değişkeni tanımlaması yapılır. Tüm değişkenleri içeren tasarım değişkeni vektörü (x) tasarım bölgesindeki malzeme dağılımını ifade eder. Ardından N adet sonlu elemana bölünmüş optimizasyon problemi tanımlanır (Işık 2009).

Bu yöntemle yapılan topoloji optimizasyon uygulamaları nümerik olarak bazı kararsızlıklar içermektedir. Kararsızlıkları ortadan kaldırmak amacıyla rahatlatma (relaxion) ya da sınırlama (restriction) yöntemleri kullanılmaktadır. Rahatlatma metodu ile yapılan çözümlerde tasarım kümesi genişletilmektedir (Zheng 2007).

Topoloji optimizasyonu için kullanılan en genel yöntem, x_i hacimsel yoğunluk değeri için belirlenen tam sayı değişkenlerinin yerine sürekli değişkenler kullanarak belirli ceza ile (penalization) sonuçları 0 ve 1 değerlerine yönlendirmektir. Belirli bir tasarım uzayında bulunan optimizasyon problemi, rijitlik matrisi ve malzeme yoğunluğunun bir fonksiyonu olarak ifade edilen boyut belirleme problemine dönüşmektedir. Optimizasyon ise malzemenin bulunduğu ($x_i=1$) ya da bulunmadığı ($x_i=0$) tasarım uzayında ortaya çıkan boyutsal bir büyüklük olarak sonuçlanır. Topoloji optimizasyonu gerçekleştirmek için kullanılan bu malzeme modeline SIMP (Solid Isotropic Material with Penalization) metodu denir (Schramm and Zhou 2006).

Topoloji optimizasyonu için en popüler matematiksel yöntem olarak kullanılan SIMP, Bendsoe ve Kikuchi tarafından 1988 yılında önerilmiştir. Bu yöntem belirli sınır şartları, üretim kısıtlamaları ve performans gerekliliklerini dikkate olarak belirli bir tasarım uzayı içerisinde optimum malzeme dağılımını tahmin eder (Bendsøe and Kikuchi 1988).

2. KAYNAK ÖZETLERİ

SIMP modelinde malzemenin elastik özelliklerini belirleyen E_{ijkl} katsayısı ve malzeme hacmi denklem 2.2’de ifade edilmiştir.

$$E_{ijkl}(v) = x(v)^p E_{ijkl}^0, \quad p > 1 \quad (2.2)$$

$$V = \int_{\Omega} x(v) d\Omega$$

Denklem 2.2’de verilen Ω tasarım uzayını, $v \in \Omega$, $0 \leq x(v) \leq 1$ hacim yoğunluğunu, E_{ijkl}^0 izotropik malzemenin elastik özelliklerini belirleyen katsayısı, V malzeme hacmini ifade etmektedir. Ceza faktörü olan p katsayısının birden büyük seçilmesi durumunda optimum tasarım içerisinde hacimsel yoğunluk değeri 0 ile 1 arasında değişeceği için bu durum sınırlandırılarak x_i değeri 0 ya da 1 olarak belirlenir. Bunun için p katsayısının 3 ya da daha büyük bir değer olması beklenir ve optimizasyon işlemi sırasında gerçekleşen interpolasyon ile malzeme yoğunluğu siyah ve beyaz (0 ile 1) bölgelere daha kolay ayrılır (Bendsøe and Kikuchi 1988).

Elemanda malzeme elastisite modülünün azalması, elemanın rijitliğinin azalmasına sebep olur. SIMP yöntemine göre global rijitlik, aşağıdaki kurallara göre formüle edilir:

$$\sum_{e=1}^N [x_{min} + (1 - x_{min})x_e^p] K_e \quad (2.3)$$

Denklem 2.3’de belirtilen eleman rijitlik matrisi K_e , minimum göreceli yoğunluk x_{min} , eleman göreceli yoğunluğu x_e , kısıt (ceza) faktörü p ve tasarımdaki eleman sayısı N ’dir. Örneğin $x_e=0,5$ olarak belirlenen göreceli yoğunluğa, $p=3$ ceza faktörüne sahip ve $x_{min}=0,001$ minimum göreceli yoğunlukta bulunan malzeme için her bir elemanın global rijitlik değeri: $(0,001 + (1 - 0,001) \times 0,5^3) = 0,12587$ faktörüyle ölçeklendirilir. Burada elde edilen eleman faktörü 0 değerine daha yakın olduğu için yük taşımayan eleman olarak nitelendirilir ve ceza faktörü doğrultusunda (p katsayısı) beyaz renk değeri (0) atanır.

2. KAYNAK ÖZETLERİ

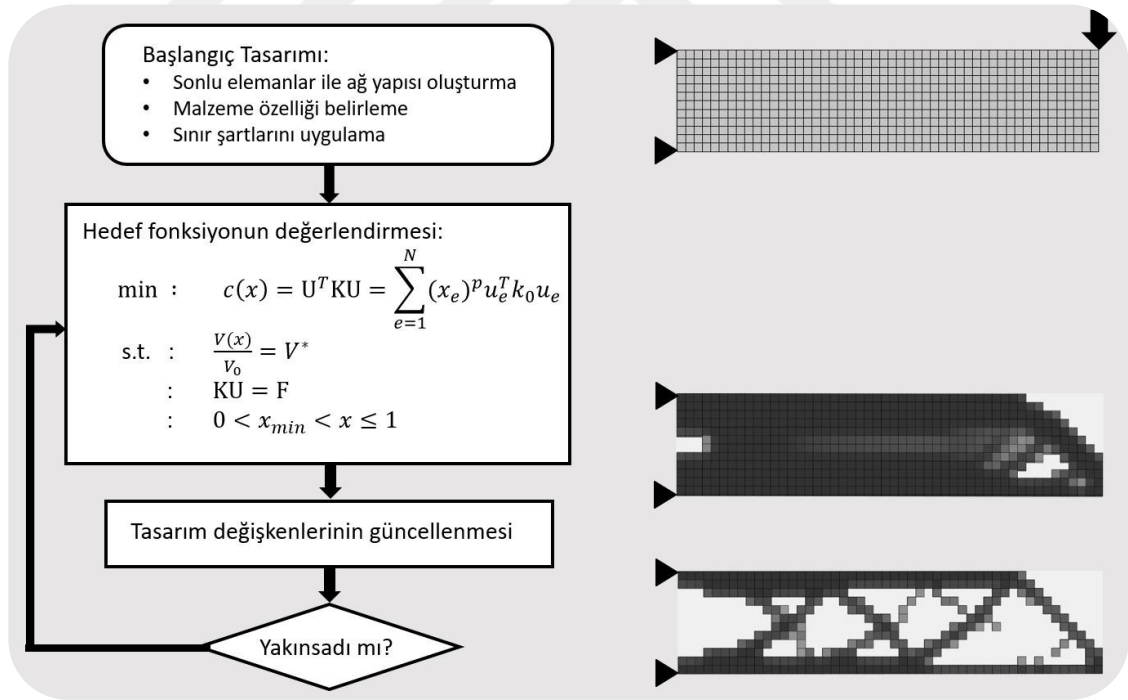
SIMP metodu ile yapılan topoloji optimizasyon için kullanılan en genel formül aşağıdaki gibi ifade edilmektedir:

min. $c(x)$

$$\text{s. t. : } V = \sum_{i=1}^n (p_i v_i) \leq \bar{V}$$

$$\eta \leq p_i \leq 1, \quad i=1, \dots, n \quad (2.4)$$

Burada $c(x)$ amaç fonksiyonunu temsil etmektedir. p_i ve v_i sırasıyla eleman yoğunluğu ve hacmini ifade eder. \bar{V} hedef hacmi, n toplam eleman sayısını ve η ise rijitlik matrisinin tanımsız olmasını engelleyen küçük bir sayıyı ifade eder. Tasarım uzayını dolu-boş forma sokmak için ara yoğunluklu elemanların etkinliği p katsayısı (ceza faktörü) ile azaltılarak dayanımı maksimum yapan minimum yoğunlukta yapısal geometriler elde edilmektedir.



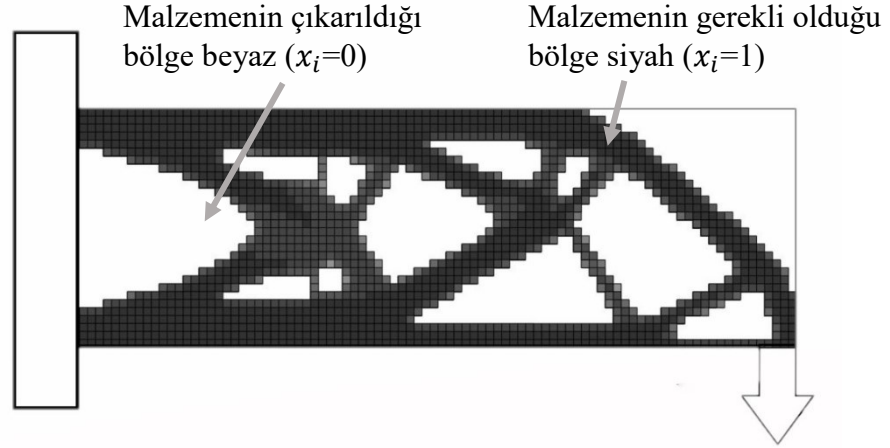
Şekil 2. 3. Basit kiriş üzerinde topoloji optimizasyon probleminin akış şeması

2.5. MATLAB ile Topoloji Optimizasyon

Literatürde MATLAB ile topoloji optimizasyonu oldukça yaygın olarak kullanılmıştır. Başlangıçta Sigmund tarafından statik olarak yüklü 2B yapıların topolojik optimizasyonu için 99 satırlık MATLAB kodu geliştirilmiştir (Sigmund 2001). Bu kod içerisinde bulunan 36 satır ana program için, 12 satır optimum kriter tabanlı çözüm için, 16 satır filtreleme ve 35 satır ise sonlu elemanlar için ayrılmıştır. Sunulan kodlar ile düzlemsel geometriler için çoklu yükleme durumları ve sabitlemeler ile kompleks sınır şartları altında ağ yapısı oluşturulan modelin optimum malzeme dağılımı belirlenmektedir. Amacı minimum kompliyans olan optimizasyon problemi denklem 2.5'te gösterilen biçimdeki gibi tanımlanabilir:

$$\begin{aligned} \min : c(x) &= \mathbf{U}^T \mathbf{K} \mathbf{U} = \sum_{e=1}^N (x)_e^p u_e^T k_0 u_e \\ \text{s. t. } \frac{V(x)}{V_0} &= V^* \\ \mathbf{K} \mathbf{U} &= \mathbf{F} \\ 0 < x_{min} &< x \leq 1 \end{aligned} \tag{2.5}$$

Burada U ve F sırasıyla global yer değiştirme ve kuvvet vektörleridir. K, global rijitlik matrisi, u_e^T ve k_0 sırasıyla tek bir elemanın yerdeğiştirme ve rijitlik matrisidir. Tasarım değişkenlerinin vektörü x ve minimum göreceli yoğunluk x_{min} 'dir. Verilen optimizasyon problemi optimum kriterler, sıralı lineer programlama veya asimptot taşıma yöntemleri gibi bir kaç farklı yaklaşım kullanılarak çözülebilir (Sigmund 2001).



Şekil 2. 4. Sabit mesnet ve doğrusal kuvvet altındaki kirişin MATLAB üzerinde optimize edilmiş malzeme düzeni

MATLAB üzerinde 2B yapıların topoloji optimizasyon çalışmalarından sonra 3B geometrik problemleri çözmek için 169 satırlık kod geliştirilmiştir (Liu and Tovar 2014). 2B ile benzer olarak sonlu elemanlar analizi, hassasiyet analizi, yoğunluk filtresi ve optimizasyon bölümlerinden oluşan kodlama ile genel olarak basit kiriş yapılarının istenilen boyutlarda ve sınır şartlarında topoloji optimizasyonu gerçekleştirilmektedir. Bu topoloji optimizasyon algoritmasında problem formülasyonu SIMP yöntemi ile yoğunluğa dayalı bir yaklaşımdan oluşur (Liu and Tovar 2014).

2.5. ANSYS ile Sonlu Elemanlar Tabanlı Topoloji Optimizasyonu

ANSYS (ANSYS Inc., Canonsburg, PA, USA) ile kullanılan SE tabanlı topoloji optimizasyon algoritması, malzeme hacmini azaltmak amacıyla kısıtlayıcılar altında yapısal kompiyansı minimize etmektedir. Yapısal kompiyansın en aza indirgenmesi, aslında rijitliğin maksimuma çıkarılması anlamına gelir. Arka planda çalışan algoritma ile optimizasyon problemi özel bir formda şekil optimizasyon problemine dönüştürülür. Böylece kısıtlayıcılar ile birlikte yapısal şekil değiştirme enerjisi azaltılır. Yapısal şekil değişim enerjisini azaltmak ise yapının rijitliğini artırmak anlamına gelmektedir (Li et al. 2017).

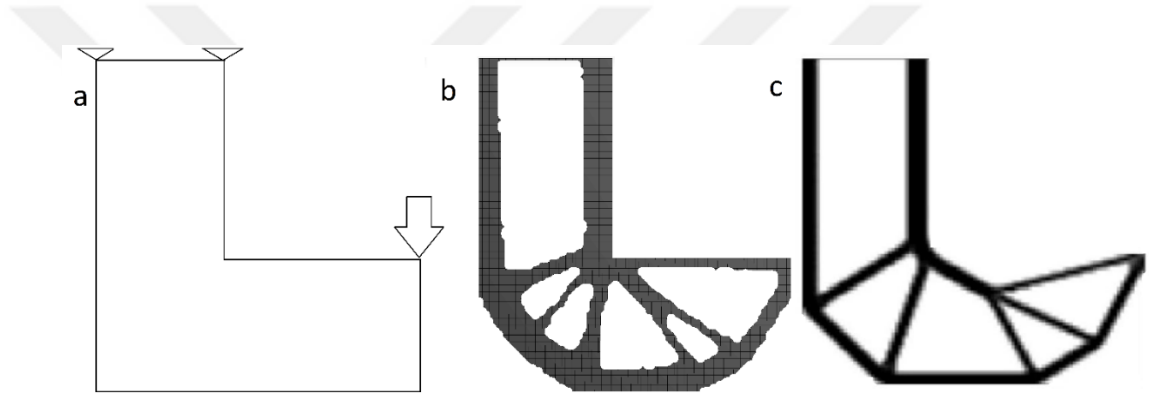
Optimizasyon işlemi sırasında arka planda her bir sonlu elemana tasarım değişkeni (i) ve Pseudo yoğunluk katsayısı (η_i) atanır. Pseudo yoğunluğu her birimin elastisite ($E_i = [E(\eta_i)]$) ve hacim tensörünü ($V = \sum_i \eta_i V_i$) etkiler. Doğrusal elastik

2. KAYNAK ÖZETLERİ

denklemden elastisite tensörü, gerilme-şekil değiştirme vektörüne eşittir ($[\sigma_i] = [E_i][\varepsilon_i]$). Bu durumda topoloji optimizasyonu aşağıdaki şekilde formüle edilir:

$$\begin{aligned} u_c &= \min F(\eta_i) \\ \text{s. t. } \int \eta_i d\Omega &\leq aV_2 \\ 0 &\leq \eta_i \leq 1 \end{aligned} \quad (2.6)$$

Burada u_c kompliyansı, η_i her birim elemandaki pseudo yoğunluğu, a hacim azalma oranını ve V_2 ise optimizasyondan önceki malzeme hacmini göstermektedir (Li et al. 2017).



Şekil 2. 5. L biçimli kirişin sonlu elemanlar tabanlı topoloji optimizasyonu. a) Kiriş üzerinde gösterilen sınır şartları, b) Ön çalışmadan elde edilen optimum model, c) Gerilme kısıtlayıcı ile optimize edilmiş model (Yang et al. 2018a)

Yang ve arkadaşları tarafından L biçimli kiriş modeli için gerilmenin kısıtlayıcı olarak eklendiği optimizasyon problemi bu tez kapsamında benzer şartlar altında yapılan ön çalışmada ANSYS yazılımı kullanılarak çözülmüştür. Gerçekleştirilen analiz sonucunda gerilme kısıtlayıcılı optimum model (Şekil 2.5-c) ile aynı hacimsel oranlarda, benzer optimum geometrik sonuçlar elde edilmiştir (Şekil 2.5-b). Bu sebeple tez çalışması boyunca gerçekleştirilecek olan analizlerde sonlu elemanlar yazılımı olarak ANSYS kullanılacaktır.

ANSYS yazılımı içerisinde gerçekleştirilen topoloji optimizasyon işleminde hedef fonksiyon olarak minimum kompliyans, kısıtlayıcı olarak ise geometrik yüzeyler veya çıkarılması istenen parça yüzdesi değeri girilmektedir. Buna ek olarak gerilme kısıtlayıcısı, maksimum eşdeğer von Mises gerilmesinin değeri girdi olarak verilerek

belirlenmektedir. Gerilme kısıtlamalı optimizasyon yaklaşımları için temel anlamda iki adet formülasyon bulunmaktadır. Bunlardan ilki denklem 2.7’de ifade edildiği gibi gerilme kısıtlayıcı hacim azaltma işlemini içermektedir (Yang et al. 2018a).

$$\begin{aligned}
 \min \quad & V = \sum_{e=1}^N \rho_e V_e \\
 \text{s. t.} \quad & \mathbf{Ku} = \mathbf{f} \\
 & \sigma_{vM} \leq \bar{\sigma} \quad (e = 1, 2, \dots, N) \\
 & 0 \leq \rho_{min} \leq \rho_i \leq 1 \quad (i = 1, 2, \dots, N)
 \end{aligned} \tag{2.7}$$

Burada V yapısal hacim fonksiyonunu, V_e bir elemanın hacmini ve N ise eleman sayısını göstermektedir. σ_{vM} , her bir elemanın von Mises eşdeğer gerilme değerini, $\bar{\sigma}$ gerilme limit değerini, ρ_{min} tekillikten kaçınmak için en küçük pozitif tam sayı değerini ve ρ_i ise her bir elemana ait tasarım değişkenini ifade etmektedir. Denklem 2.8’de kullanılan formülasyonda ise minimum kompiyans hedef fonksiyon olarak seçilir. Kısıtlayıcı olarak hacim ve gerilme ifadeleri bulunur:

$$\begin{aligned}
 \min \quad & c = \frac{1}{2} \mathbf{f}^T \mathbf{u} \\
 \text{s. t.} \quad & \mathbf{Ku} = \mathbf{f} \\
 & V \leq \bar{V} \\
 & \sigma_{vM} \leq \bar{\sigma} \quad (e = 1, 2, \dots, N) \\
 & 0 \leq \rho_{min} \leq \rho_i \leq 1 \quad (i = 1, 2, \dots, N)
 \end{aligned} \tag{2.8}$$

Sonlu elemanlar tabanlı topoloji optimizasyonda gerilme kısıtlayıcısı altında minimum kompiyans ve hacim fonksiyonu ile işlem yapabilmek adına denklem 2.9 daha etkilidir (Yang et al. 2018a).

2.6. Gözenekli İmplantlar

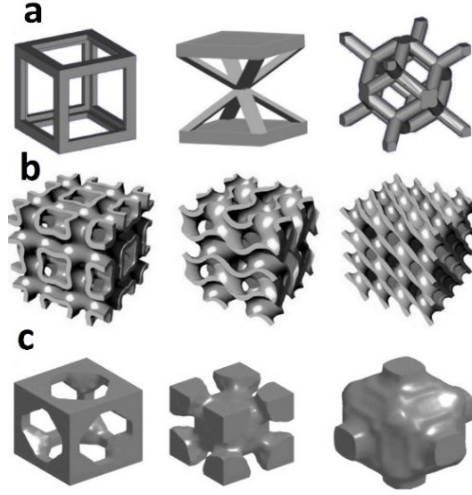
Vücutta kalıcı implantların osseointegrasyon özelliklerini iyileştirmek adına yüzey işlemleri uygulamak oldukça yaygın bir yöntemdir. Bu amaçla, gerçekleştirilen gözenekli kaplama sayesinde implantın stabilitesinin artırıldığı birçok çalışmada

raporlanmıştır (Harboe et al. 2014; Xia et al. 2018). İmplant yüzeyine uygulanan Hidroksiapatit (HA) veya hibrit bileşikleri, kemik doku ile kimyasal bağ oluşturarak kemik-protez ara yüzeyindeki biyoaktifliğin artmasını ve implantın sıyrılmaya/gevşemesine karşı direnç kazanmasını sağlar.

İmplant yüzeyinin gözenekli yapıda olması, biyolojik açıdan bir takım olumlu katkılar sağlamasına karşın, HA'nın gevrek yapısı mekanik açıdan dezavantaj oluşturur (Zhao et al. 2018). HA, aynı akma dayanımına sahip sünek malzemeler ile karşılaştırıldığında daha düşük birim şekil değişimi enerjisine sahip olduğundan ani yükler altında daha kolay hasara uğrar. Kullanılacak implantın gözenekli yapıda üretilmesi, HA kaplama prosesine duyulan gereksinimi ortadan kaldıracığından, bu teknikte hem bahsedilen olumsuz durum giderilmekte hem de implantın iç kısmında da kemik doku gelişebilmektedir. Bu açıdan, konunun derinlemesine incelenerek implantın iç yapısının da gözenekli olarak tasarlanması, kemik-implant kompleksindeki gerilme dağılımı ve ara yüzeydeki mikro hareketlerin azaltılması bakımından önem arz etmektedir.

2.7. Gözenek Özelliklerinin Mekanik ve Biyolojik Olarak İncelenmesi

Eklemeli üretimdeki gelişmeler, kemik dokusuna uygun özellikler ve akışkan geçirgenliği ile karakterize edilmiş periyodik hücresel kafes yapılarının imal edilebilirliğini sağlamıştır. Bu kafes yapıları hem mekanik hem de biyolojik özellik bakımından üç ana başlıktan oluşmaktadır; giriş tabanlı, yüzey tabanlı ve topoloji optimizasyon tabanlı birim kafes yapıları (Şekil 2.6).



Şekil 2. 6. Gözenekli implant üretiminde kullanılan (a) Kiriş tabanlı (Li et al. 2014), (b) Yüzey tabanlı (Bobbert et al. 2017), (c) Topoloji optimizasyon tabanlı (Wang et al. 2016) birim kafes yapıları

Liu ve arkadaşları yaptıkları çalışmada farklı hacim oranlarına sahip kafes yapılarının mekanik özelliklerini araştırmak ve geliştirmek amacıyla Ti6Al4V tozlarından seçimli lazer ergitme (SLE) ile elde edilen kristal kafes modellerini mekanik testlere tabi tutmuşlardır. Bunun sonucunda kafes içerisinde bulunan düğüm noktaları için optimum yüzey tasarımı gerçekleştirilmiştir (Liu et al. 2018). Ahmadi ve arkadaşları ise birim hücre tasarımı ve gözenekliliğin kafes yapıların mekanik özellikleri üzerindeki etkilerinin incelendikleri çalışmada, rijitlik ile gözeneklilik arasında ters orantı olduğu bildirmişlerdir (Ahmadi et al. 2015). Bir başka çalışmada ise kemik implant uygulamaları için elektron ışın ergitme ile %82-85 aralığında yüksek gözenekliliğe sahip titanyum alaşımı gyroid (Triply Periodic Minimal Surface-TPMS) kafesler üretilerek mekanik özellikleri değerlendirilmiştir. Basma testleri sonucunda ortaya çıkan deformasyon davranışları incelenmiş ve yüksek gözenekli gyroid yapının akma dayanımı 637 ile 1084 MPa arasında değişmiştir (Ataee et al. 2018). Birim kafes yapılarının mekanik olarak incelenmesi birim kafes doluluğunu ve yapısını kullanarak kemik-implant ara yüzeyinin rijitliğini belirlemek için önemlidir.

Mekanik olarak ideal ürünün elde edilmesi implant hasarlarını gidermek için yeterli olmayacaktır. Çünkü gözenekli implantın uzun dönem başarısı için kemik-implant ara yüzeyinin biyolojik sürecini de iyi anlamak gerekir. Gözeneklilik kemiği besleyecek biyolojik geçişe de izin vermelidir. Bu geçişi inceleyen Chang ve arkadaşları gözenekli

ortamda gerçekleşen besin ve oksijen nakli için kafes yapısının en ideal formunu elde etmeye yönelik optimizasyon çalışmaları yapmıştır. Bunun sonucunda birim hücre (Representative Volume Element 'RVE') olarak yeni bir model sunmuşlardır (Chang et al. 2013).

Eklemeli üretim ile elde edilen basit kübik, bal peteği ve gyroid birim kafesleri üzerinde yapılan deneylerde simüle edilmiş vücut sıvısı (hidrojel) kafes yapılarına takviye edilmiştir. Belirli bir süre içerisinde gerçekleşen deney sonucunda gyroid yapının bal peteğine göre %63, basit kübiğe göre %35 daha fazla hidrojel depoladığı bildirilmiştir (Hernandez et al. 2017). Bu durum gözeneklilik ve mekanik özellikler bakımından kemik yapılarına benzer özellikler gösteren basitleştirilmiş modellerin oluşturulması açısından elverişlidir (Giannitelli et al. 2014). Gözenek özelliklerinin mekanik davranışını incelemek üzere Yan ve arkadaşları tarafından yapılan çalışmada titanyum alaşımı kullanılarak SLE yöntemi ile 560-1600 µm ve 480-1450 µm aralığında gözenek büyüklüğüne sahip gyroid ve elmas yapılarının imalatı gerçekleştirilmiştir. %80-95 gözenekliliğe sahip gyroid model 0,12-1,25 GPa aralığında elastik modül özellikleri ile trabeküler kemiğe daha yakın sonuçlar vermiştir (Yan et al. 2015).

2.8. Homojen Yoğunluğa Sahip Gözenekli İmplant Uygulamaları

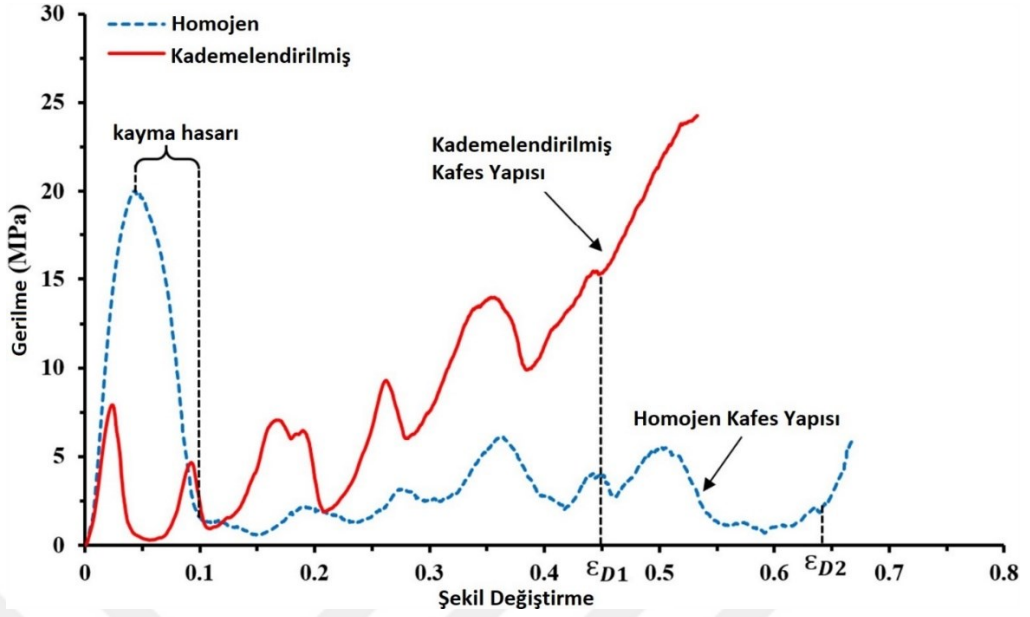
Gözenekli biyomalzemelerin, ortopedik ve dental implant uygulamalarında doku oluşumu için yüksek bir yüzey alanı sağlamaları, implant-kemik ara yüzünde kullanımlarını uygun hale getirmiştir (Levine 2008). Rahimizadeh ve arkadaşları tarafından yapılan çalışmada tibial diz protezinde minimal kemik rezorpsiyonunu sağlamak için tamamen gözenekli yapılar kullanılmıştır (Rahimizadeh et al. 2018). Doku oluşumunu hızlandırarak gerilme kalkanı etkisini ortadan kaldırmak amacıyla implantlar üzerine bir takım kafes yapıları yerleştirilmiştir. Spesifik olarak diz protezi ve femur bileşenleri üzerinde yapılan çalışmada, gözenekli yapılar implant malzemeler ile birleştirilmiş ve elektron ışın ırgıtme ile üretilerek uygulanabilirliği araştırılmıştır (Murr et al. 2012).

İmplant-kemik mekanik özelliklerinin uyumsuz olmasından kaynaklı en önemli sorunlardan biri olan aseptik gevşeme problemini ortadan kaldırmak için implant ile kemik temas bölgesine gözenekli yapılar yerleştirilmiş ve bu yapılar üretilerek statik deneyler sonucu dijital görüntü işleme ile mekanik uyumluluk test edilmiştir (Jetté et al. 2018).

Özellikle biyomekanik uygulamaları açısından sıklıkla kullanılan homojen gözenekli yapılar, her ne kadar doku oluşumunu destekleyerek gerilme kalkanı ve aseptik gevşeme gibi problemlerin etkisini azaltsa da kemik özelliklerini tamamen taklit etmekte yetersiz kalmıştır. Ayrıca mekanik olarak eğilme momenti altında çalışan bir implantta gerilme dağılımı her yerde uniform olmadığından, gerilme dağılımına uygun bölgesel yoğunlaşma gereklidir. Mekanik uyumluluk ve biyolojik rejenerasyonun optimum düzeyde elde edilmesi için yapı üzerindeki bölgesel yoğunluğun mekanobiyoloji açısından kademeli olarak değişmesi gerekmektedir.

2.9. Fonksiyonel Kademelendirilmiş Gözenekli Yapılar

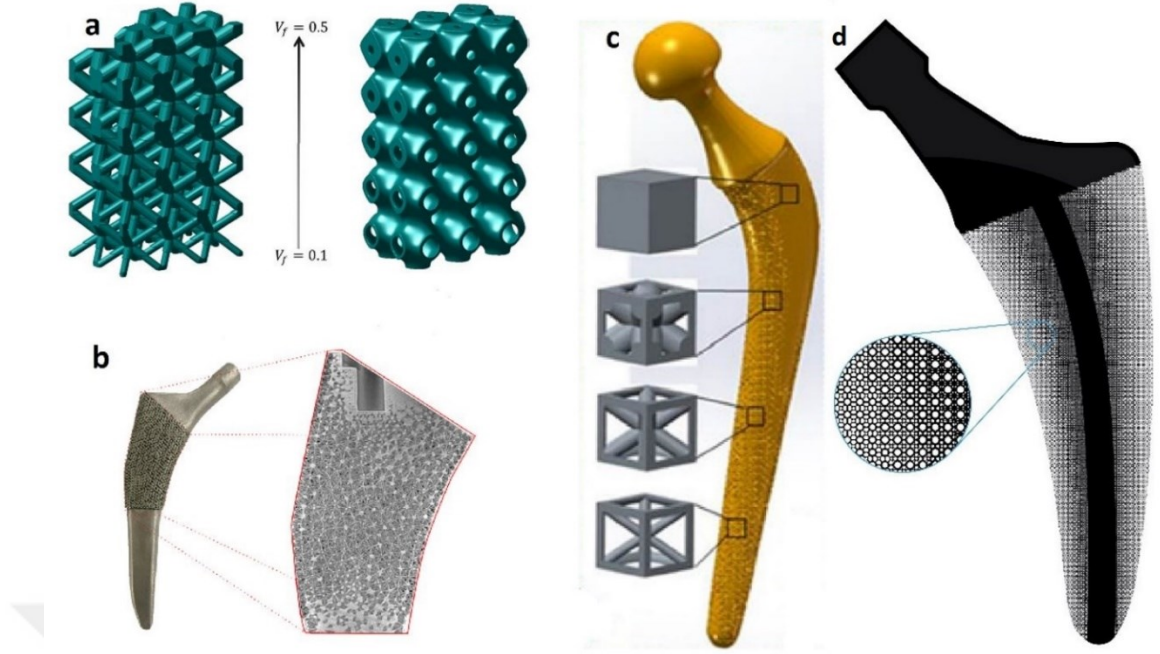
Son zamanlarda yapılan çalışmalar ile fonksiyonel kademelendirilmiş malzemelerin mekanik ve biyolojik özelliklerini geliştirmek için önemli adımlar atılmıştır (Zhang et al. 2019). Ayrıca yakın zamanda gerçekleştirilen çalışmada, homojen ve fonksiyonel kademelendirilmiş yapılar, hacim merkezli kafes yapısında SLE ile üretilerek mekanik davranışları incelenmiştir. Deneysel incelemeden elde edilen sonuçlara göre homojen yapılar 45° de kayma hasarına uğrarken (Şekil 2.7) bu durum kademeli yapılarda plato çöküşü şeklinde ortaya çıkmaktadır. Fonksiyonel kademelendirilmiş yapılarda homojen kademeye sahip kısımlar lokal olarak hasara uğramaktadır. Kademeler arasında yoğunluk farkı bulunduğu için ilk olarak düşük yoğunluğa sahip kısım hasara uğrar ve süreç daha yoğun kademenin hasarı şeklinde ilerler. Sonuçta, Şekil 2.7’de verilen grafikte dayanım artışı meydana gelir. Bu durum mekanik özelliklerin homojen yapılara kıyasla daha iyi sonuçlar verdiğini belirtmektedir (Al-Saedi et al. 2018).



Şekil 2. 7. Homojen ve fonksiyonel kademelendirilmiş kafes yapılarının basma testi sonucu elde edilen gerilme-şekil değiştirme grafiği (Al-Saedi et al. 2018)

Yapı üzerinde bulunan gözeneklerin Şekil 2.8-a'da gösterilen tasarım boyunca kademeli değişimi, yüklemenin implant boyunca değişmesinden dolayı değişken mekanik davranışa ve kemik dokusuna yakın rijitliğe sahip modeller için önemli bir avantajdır. Bu durum trabeküler kemik gibi doğal yapılarda bulunan değişken gözenek boyutlarının mekanik ve fizyolojik özelliklerini taklit edebilmek için kullanılmaktadır (Liu et al. 2017).

Ortopedik implant uygulamalarının, yüksek osseointegrasyon ve düşük gerilme kalkını oluşturması sebebiyle gözenekli olarak tasarımı gerçekleştirilen bir çalışmada yoğunluğun bölgesel olarak değiştiği implant için yeni bir yöntem sunulmaktadır (Şekil 2.8-c). Kafes elemanların giriş boyu ve çaplarının implant boyunca değiştiği ve kademeli yoğunluk değişiminin, sistemin mekanik özelliklerine göre düzenlendiği çalışmada uygulama kalça protezi üzerinde gerçekleştirilmiştir (Wang et al. 2017). Böylece düşük gözenekliliğe sahip bölgelerde yüksek mekanik stabilite sağlanırken, yüksek gözenekliliğe sahip bölgede kemik oluşumu desteklenir ve kemik-implant ara yüzeyindeki hasara sebep olacak relatif hareketler azalmış olur (Boccaccio et al. 2016).



Şekil 2.8. Fonksiyonel kademelendirilmiş gözenekli yapılar. (a) Kademeli yoğunluk değişimi gösteren gözenekli kiriş modeli (Panesar et al. 2018), (b) Eklemeli üretim ile üretilen heterojen yoğunluklu gözenekli kalça protezi (Arabnejad et al. 2017), (c) Hacim merkezli kafes yapısına sahip heterojen yoğunluklu kalça protezi (Wang et al. 2017) (d) Kademeli olarak tasarlanan gözenekli ortopedik kalça protezi (Garner et al. 2018)

Diş içerisinde bulunan anizotropik kristaller, çiğneme yüküne bağlı olarak yönlendirilir ve dişin öğütme yüzeyine yakın bölgelerde inorganik madde konsantrasyonu daha da artar. Buna bağlı olarak doğal biyolojik yapılardaki kademeler, fonksiyonlarını çevresel kısıtlamalar dahilinde verimli bir şekilde yerine getirmektedir (Studart 2013).

Böylece belirli yükler altında konuma bağlı olarak değişen mikro yapılarla yoğunluk değişimi gösteren hücresel gözenekli yapılar önemini artırmıştır (Panesar et al. 2018). Fonksiyonel kademelendirilmiş malzemeler (Functionally Graded Materials ‘FGM’) olarak değerlendirilen bu yapılar mükemmel makro ve mikro ölçekli performans sağlayan, yumuşak şekilde değişen mikroyapı topolojilerine ve fiziksel özelliklere sahiptir (Garner et al. 2018).

Doğal kemiğin iç yapısı fonksiyonel kademelendirilmiş hücresel bir yapıdadır. Dolayısıyla kemik bölgesinde kullanılacak implantın değişken yoğunluğa sahip olması gerekmektedir (Li et al. 2018; Schaedler and Carter 2016). Eklemeli üretim yöntemleri ile elde edilen fonksiyonel kademeli malzemeler kafes yapıları kullanılmadan katı yapıda üretilmiştir (Lima et al. 2017). Ayarlanabilir mekanik özelliklere sahip kalça protezi

çalışması ile fonksiyonel kademelendirilmiş gözenekli yapılar kemik yoğunluğuna bağlı olarak protez tasarımı ile birleştirilmiştir (Arabnejad et al. 2017; Dumas et al. 2017). Bu çalışma sonunda gerilme kalkanı etkisi %75 oranında azaltılmış olup tasarlanan model SLE yöntemi ile üretilmiştir (Şekil 2.8-b).

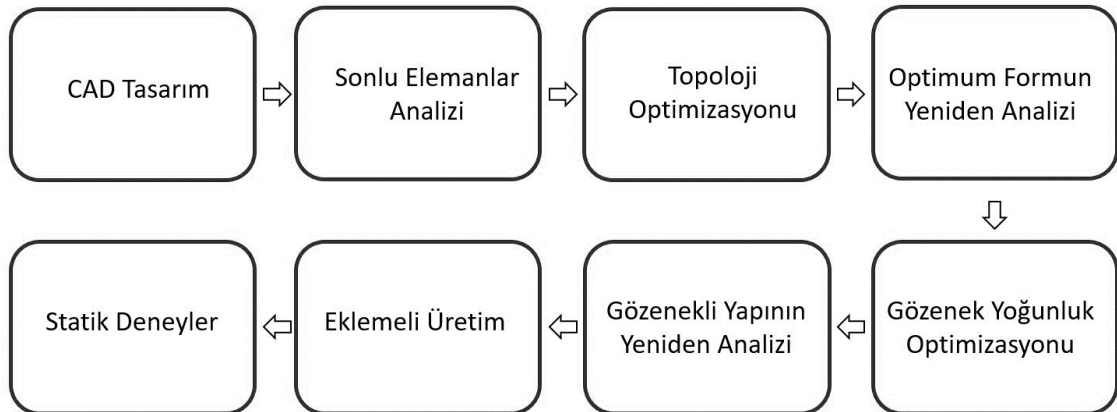
Bu tez kapsamında gerçekleştirilen çalışmanın literatür ile farkını ortaya koyan vurgular ve getirilen yenilikler aşağıdaki gibi sıralanabilir:

- Uygulanan çalışmalar genellikle kalça protezi üzerine yoğunlaşmış olup literatürde sabitleme plaklarının kademelendirilmiş gözenekli yapıda olması ile ilgili bir çalışma bulunmamaktadır.
- Ayrıca literatürde bulunan sadece sabitleme plağının sınır şartlarını dikkate alan çalışmaların aksine, kemik-plak sistemi üzerine etki eden sınır şartları altında sabitleme plağına ait optimum geometrik form, sonlu elemanlar tabanlı topolojik optimizasyon ile elde edilmiştir.
- Optimum formda bulunan bulk plak yapı içerisine, plağın zorlanma durumu dikkate alınarak fonksiyonel kademelendirilmiş gözenekli yapı yerleştirilmiştir.
- Gözenekli plakta oluşturulan kademeli yoğunluk değişimi, kemik-plak sistemi üzerine etki eden sınır şartlarının bir fonksiyonu olarak maksimum rijitliğe göre tasarlanmıştır.
- Eklemeli üretim ile elde edilen gözenekli model üzerinde gerçekleştirilen sonlu elemanlar analizi ve statik deneyler ile tasarlanan plak, mekanik açıdan geleneksel ve optimum modeller ile karşılaştırılmıştır.

3. MATERYAL ve YÖNTEM

Çalışmanın ana materyali olarak kullanılacak olan sabitleyici plak modeli, genel olarak vücutta bulunan uzun boylu kemik (femur, tibia, fibula, humerus) kırıkları için seçilmiştir. Spesifik olarak humerus diyafiz kırıkları için kullanılan 4 delikli kiltsiz sabitleme plağı, 3.5 mm çaplı kortikal kemik vidaları (TST Tıbbi Aletler San. ve Tic. Ltd. Şti., İstanbul, Türkiye) ve sentetik bir termoplastik olan polyamid (PA66) 20 mm çapında 200 mm uzunluğunda çubuklar malzeme bileşenlerini oluşturmaktadır. Polimer termoplastik çubukların kullanılma sebebi deneysel varyasyonları azaltarak sonuçları karşılaştırmalı olarak değerlendirmektir (Bottlang et al. 2009; Döbele et al. 2010; Uhl et al. 2008). Belirlenen malzeme geometrileri SolidWorks (SolidWorks Corp., MA, USA) yazılımında modellenerek sonlu elemanlar analizi ve topoloji optimizasyon için hazırlanmıştır. Analiz ve optimizasyon işlemleri ANSYS yazılımında gerçekleştirilmiştir. Teorik çalışmaların ardından üretim işlemi SLE ile Concept Laser MLab Cusing 100R (GE Additive, Lichtenfels, Deutschland) cihazında gerçekleştirilmiştir. Üretim işleminden sonra Instron-5982 (Instron Company, MA, Norwood, USA) elektromekanik statik test cihazıyla deneysel incelemeler yapılarak sonuçlar değerlendirilmiştir.

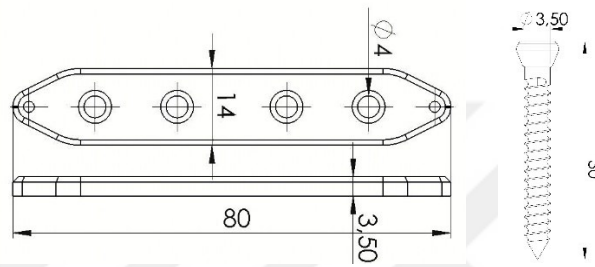
Tez çalışmasında kullanılan yöntemler; tasarım, analiz, üretim ve deneyler olmak üzere dört ana gruba ayrılmaktadır. Bu aşamalar alt başlıkları ile birlikte Şekil 3.1’de gösterilmiştir.



Şekil 3. 1. Tez çalışması boyunca izlenen yolun akış şeması

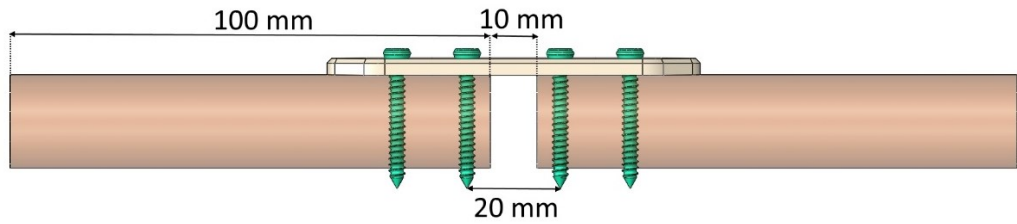
3.1. Kemik ve Plak Modellerinin CAD Tasarımı

Kullanılan plaklar 80 mm uzunluğunda 14 mm genişliğinde ve 3,5 mm kalınlığında humerus diyafiz kırığı için uygulanan sabitleme elemanlarıdır. AISI 316L paslanmaz çelikten imal edilen plaklar kiltsiz ve dört delikli olarak SolidWorks (2016, Edition) yazılımı aracılığıyla modellenmiştir. Plak fiksasyonu için kullanılan vidalar yine AISI 316L paslanmaz çelik malzemeden imal edilen 3,5 mm shaft çapına sahip 30 mm uzunluklu kortikal kemik vidalardır (Şekil 3.2).



Şekil 3. 2. Sabitleme plağı ve kortikal kemik vidasına ait teknik çizimler

Humerus kemiğini simüle etmesi açısından polyamid çubuklar kullanılmış, 200 mm uzunluğundaki çubuklar üzerine 10 mm osteotomi (kemik kesisi) boşluğu uygulanarak Şekil 3.3'te görüldüğü gibi plak ve vidalar ile sabitlenmiştir (Hoffmeier et al. 2011).



Şekil 3. 3. Kemik-plak sistemine ait bilgisayar destekli tasarım modelin koronal düzlemdeki görünüşü

Sabitleme işleminin ardından *.x_t uzantılı parasolid model dosyası sonlu elemanlar analizi için hazır hale gelmiştir.

3.2. Malzeme Özellikleri ve Kontak İlişkileri

Plak, vida ve polimer çubuklar arasında bulunan temas ilişkileri yapışık (bonded) kontak olarak modellenmiştir. Gerçekte bu durumda malzemeler arasındaki etkileşim sürtünme ilişkisi ile açıklanır. Fakat sonlu elemanlar yöntemi ile gerçekleştirilen sürtünmeli kontak ilişkili analiz uygulamalarında doğrusal olmayan çözüm yöntemleri kullanılmaktadır. Bu durum topoloji optimizasyon modülünün kullanımını engellemektedir. Bu sebeple analizler yapışık kontak kullanılarak doğrusal analiz yöntemi ile gerçekleştirilmiştir.

Sonlu elemanlar analizlerinde kullanılan malzeme özellikleri için lineer elastik izotropik kabulü yapılarak literatürden alınan değerler kullanılmıştır (Çizelge 3.1).

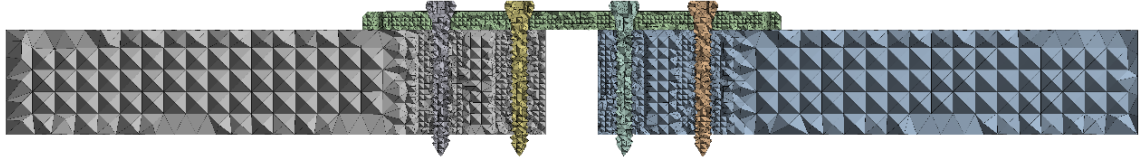
Çizelge 3. 1. Plak, vida ve polyamid malzemeye ait mekanik özellikler (Bower 2002; Duda et al. 2002)

	Elastisite Modülü (GPa)	Poisson Oranı (ν)
Plak ve Vida	193	0,30
Polyamid	3,3	0,33

3.3. Mesh Yapısı ve Sınır Şartları

Sonlu elemanlar analizi için kullanılan mesh, 10 düğümlü tetrahedral elemanlardan oluşmaktadır. U_x , U_y ve U_z üzerinde serbestlik derecesi bulunan mesh yapısı Solid 187 eleman biçiminden oluşmaktadır. Vida ve plak temas bölgelerinde 0,6 mm olan eleman boyutunun kenar uzunluk değeri kontak bölgelerinden uzaklaştıkça artmaktadır. Dolayısıyla mesh sayısı azaltılarak çözüm süresi kısaltılmış ve yapı üzerinde bulunan keskin uçlar ve süreksizlik oluşturan bölgelerde daha doğru sonuçlar elde edilmesi sağlanmıştır. Sonuç olarak model üzerinde bulunan mesh formu Şekil 3.4'te gösterilerek Çizelge 3.2'de mesh parametreleri tanımlanmıştır.

3. MATERYAL ve YÖNTEM

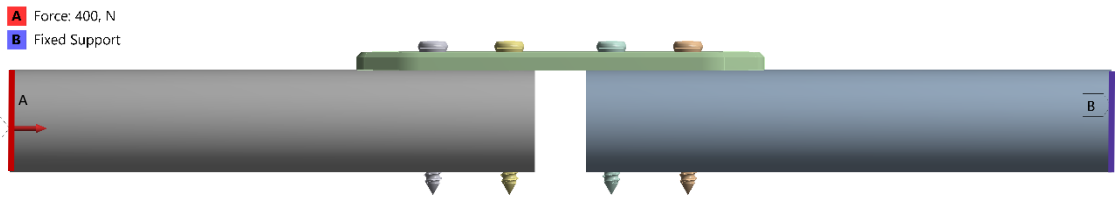


Şekil 3. 4. Model üzerine uygulanan mesh yapısının 3B kesit görüntüsü

Çizelge 3. 2. Modellerin mesh özellikleri

	Eleman Sayısı	Düğüm Sayısı	Skewness Değeri	Eleman Kalite Değeri
Geleneksel Model	370.531	542.515	0,28	0,78
Optimum Model	344.098	505.131	0,28	0,78
Gözenekli Model	1.736.660	2.583.350	0,29	0,78

Çalışma için kullanılan sınır şartları literatürden elde edilerek model üzerine uygulanmıştır. Sabitleme plağı için yükleme koşullarının oluşturduğu etkiler üzerine yapılan çalışmada tibia kemiği için proksimal bölgeden 400 N yük uygulanarak distal kısımdan sabitleme işlemi yapılmıştır (MacLeod et al. 2018). Ayrıca Hoffmeier ve ark. tarafından yapılan çalışmada paslanmaz çelik plak için yapılan statik basma deneyleri sonucunda elastik limit değeri 441 ile 393 N aralığında sonuçlanmıştır (Hoffmeier et al. 2011).



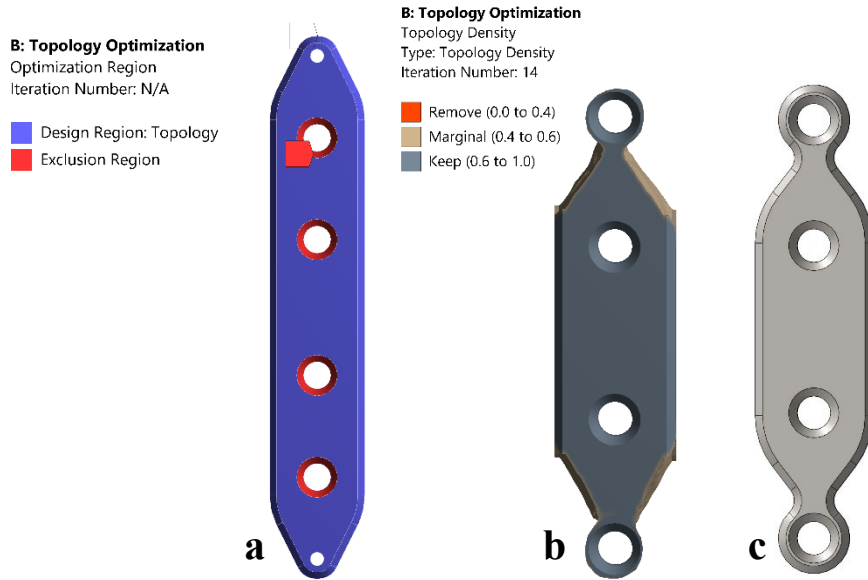
Şekil 3. 5. SE analizi için sınır şartları

Yapılan çalışmalara dayanarak uygulanan kuvvet 5 adımda verilmiş ve 0'dan başlayıp her adımda 100 N artırılmış ve nihai kuvvet eksenel yönde 400 N olmuştur (Şekil 3.5). Çözümün adım adım gerçekleştirilmesi, eksenel yönde gerçekleşen deformasyonun belirli aralıklarla elde edilmesini ve sonlu elemanlar yöntemi ile deneysel sonuçların

karşılaştırılmasını mümkün kılmıştır. Çalışmada kullanılan sonlu elemanlar modelinde, kontak ilişkileri ve malzeme özelliklerinden dolayı doğrusal (lineer) analiz ile çözüm yapılmıştır.

3.4 Topoloji Optimizasyonu

Sonlu elemanlar analizi sonucunda model, topoloji optimizasyon modülüne aktarılmıştır. Bu kısımda optimize edilmek istenen parça olarak plak geometrisi seçimi yapılmış ve optimizasyon bölgesi için vida deliklerinin dışında kalan bölge seçilmiştir (Şekil 3.6-a). Tasarım bölgesi içerisinde optimum malzeme dağılımını belirlemek için hedef fonksiyon olarak minimum kompliyans tanımlaması yapılmıştır. Kısıtlayıcı olarak ise malzeme hacminin ilk duruma oranla daha düşük olması istenerek gerilme kısıtlayıcısı eklenmiştir. Bu durumda geleneksel model üzerinde yapılan statik deney sonucu elde edilen maksimum von Mises gerilme değeri optimizasyon işleminde kısıtlayıcı olarak eklenerek model üzerinde bulunan maksimum gerilme gösteren bölgelerden malzeme çıkarılmaması istenmiştir.



Şekil 3. 6. (a) Optimizasyon bölgesi, (b) Optimum plak geometrisi, (c) Yeniden modellenmiş optimum plak

Topoloji optimizasyon işlemi 14 iterasyonda gerçekleştirilerek hedef ve kısıtlayıcılar dahilinde elde edilen optimum geometrik plak formu Şekil 3.6-b'de gösterilmiştir. Sonlu elemanlar tabanlı optimizasyon işlemi için ANSYS yazılımı kullanılmıştır. SIMP metodu ile çözüm gerçekleştirilmiş olup ceza faktörü (p) değeri 3 olarak alınmıştır. Bu durum elde edilecek optimum plak geometrisi üzerindeki malzeme dağılımının belirlenmesini hızlandırarak üretilebilirlik açısından daha gerçekçi sonuçlara yönlendirecektir (Bendsøe and Kikuchi 1988). Yazılım içerisinde kullanılan optimizasyon algoritması denklem 3.1'de verilmiştir.

$$\begin{aligned} u_c &= \min F(\eta_i) \\ \text{s.t. } V &\leq \bar{V} \\ \sigma_{vM} &\leq \bar{\sigma} (e = 1, 2, \dots, NE) \\ 0 &\leq \rho_{min} \leq \rho_i \leq 1 (i = 1, 2, \dots, N) \end{aligned} \quad (3.1)$$

Burada u_c kompliyansı ve V yapısal hacim fonksiyonunu ifade etmektedir. NE eleman sayısını, σ_{vM} her bir elemanın von Mises eşdeğer gerilme değerini ve $\bar{\sigma}$ gerilme limit değerini belirtmektedir. ρ_{min} tekillikten kaçınmak için en küçük pozitif tam sayı değerini ve ρ_i ise her bir elemana ait tasarım değişkenini ifade etmektedir. Formül, minimum kompliyans hedefi ile birlikte tasarım üzerinde minimum hacim ve gerilme kısıtlayıcılarını da içermektedir.

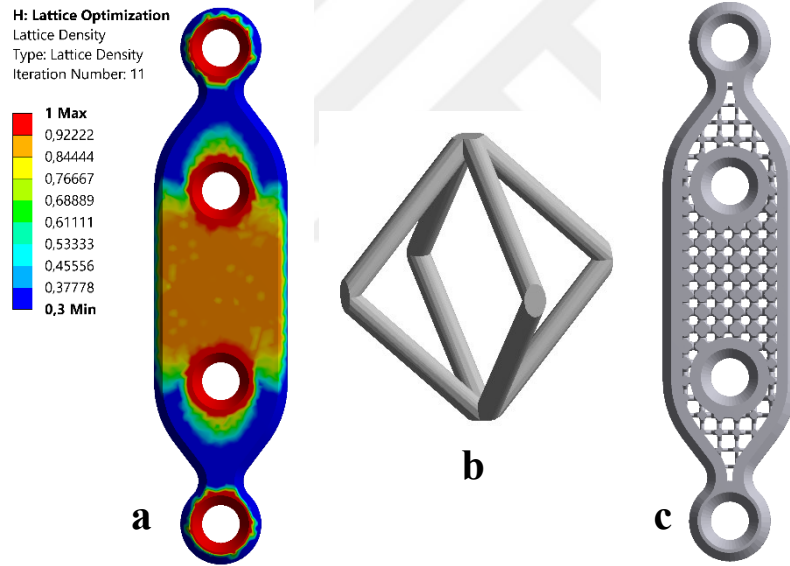
3.5. Optimum Modelin Yeniden Oluşturulması ve Analizi

Üretim kısıtlamaları sebebi ile optimizasyon sonucu elde edilen plak geometrisinin katı olarak yeniden modellenmesi gerekmektedir. *.STL uzantılı plak formu yeniden modellenerek (Şekil 3.6-c) CAD formunda çubuklar üzerine geleneksel model ile aynı konumda yerleştirilerek sonlu elemanlar analizi için hazır hale getirilmiştir.

Yeniden modellenen plak hacmi $1904,8 \text{ mm}^3$ ve kütlesi $15,239 \text{ gr}$ olarak geleneksel modele göre kütle ve hacimsel olarak %42,3'lük bir azalma gerçekleşmiştir.

3.6. Fonksiyonel Kademelendirilmiş Gözenekli Plak

Optimum plak modelinin geleneksel model ile aynı şartlar altında analizi sonucunda plak üzerinde oluşan gerilme dağılımı ve kırık boşluğunda meydana gelen aksel deformasyon miktarı belirlenmiştir. Bunun sonucunda plak içerisinde optimum yoğunluk dağılımını belirlemek için kemik-plak sistemi tekrar optimizasyon işlemine alınmıştır. Bu durumda gözenek yoğunluğunun sınır şartları altında plak üzerindeki yoğunluk değişimleri istenmiştir. Optimum plağın vida delikleri dışında kalan bölge üzerinde gerçekleştirilen optimizasyon işlemi heterojen yoğunluklu gözenek boyutlarının yerleşimi hakkında bir ön çözümelemedir. Buna bağlı olarak SpaceClaim (ANSYS Inc., Canonsburg, PA, USA) içerisine aktarılan plak geometrisi içerisine fonksiyonel kademelendirilmiş gözenekli form yerleştirilmiştir.



Şekil 3. 7. (a) Optimum plak üzerinde gösterilen gözenek yoğunluk dağılımı, (b) hacim merkezli diyagonal kafes birim hücresi, (c) fonksiyonel kademelendirilmiş gözenekli plak modeli

Plak yoğunluğu için gerçekleştirilen optimizasyon işleminde maksimum gözenek yoğunluğu 0,9 ve minimum gözenek yoğunluğu ise 0,3 olarak belirlenmiştir. Vida deliklerinde ve plak kenarlarında 1,2 mm ofset ile katı yapı oluşturularak kafes yapısının etrafı çevrilmiştir. Birim hücre olarak fonksiyonel kademe oluşturmak için kiriş tabanlı hacim merkezli diyagonal kafes yapısı kullanılmıştır (Şekil 3.7-b). Diyagonal yapılar,

eklemeli üretim için kafes içerisine destek gerektirmediğinden ve çapraz kafes kirişleri ile izotrop malzeme özelliklerine yakın özellikler gösterdiği için tercih edilmiştir.

Şekil 3.7-a'da verilen plak üzerindeki yoğunluk değişimi ile doğru orantılı olarak Şekil 3.7-b'de verilen diyagonal kafes modeli plak içerisine yerleştirilmiştir. Sonuç olarak elde edilen fonksiyonel kademelendirilmiş gözenekli plak modeli Şekil 3.7-c'de gösterilmiştir. Elde edilen yeni modelin ağırlığı 10,492 gr ve hacmi 1311,5 mm³'tür. Geleneksel modele göre %59,6'lık bir ağırlık kazancı sağlayan gözenekli plak modeli tekrar analiz edilmek üzere Ansys Workbench'e aktarılmıştır. Sınır şartı, malzeme özellikleri ve kontak durumu geleneksel model ile eşit şekilde uygulanarak sonlu elemanlar analizi gözenekli model için tekrarlanmıştır. Analizin ardından gözenekli plak geometri dosyası *.STL uzantılı olarak dışa aktarılmıştır.

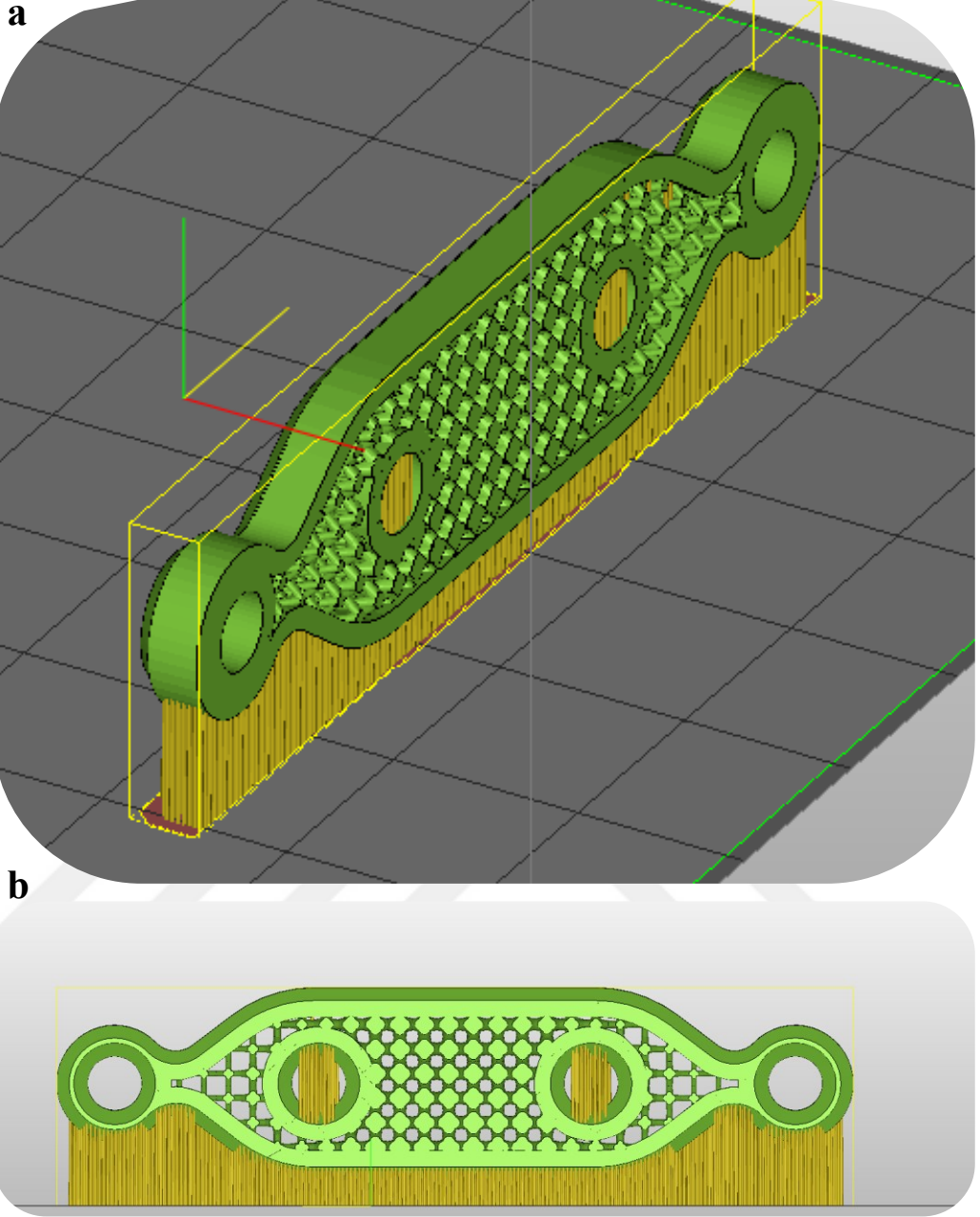
3.7. Gözenekli Plagın Eklemeli Üretim ile Elde Edilmesi

Deneysel çalışma için kullanılacak olan gözenekli plaklar SLE yöntemi ile Concept Laser cihazında üretilmiştir. Üretim için kullanılan AISI 316L paslanmaz çelik tozların partikül boyutu 10-45 µm aralığındadır. Numunelerin üretimi azot gazı atmosferinde ve sabit 25 µm katman kalınlığında gerçekleştirilmiştir. Üretim için kullanılan lazer parametreleri Çizelge 3.3'te verilmiştir.

Çizelge 3. 3. Eklemeli üretim parametreleri

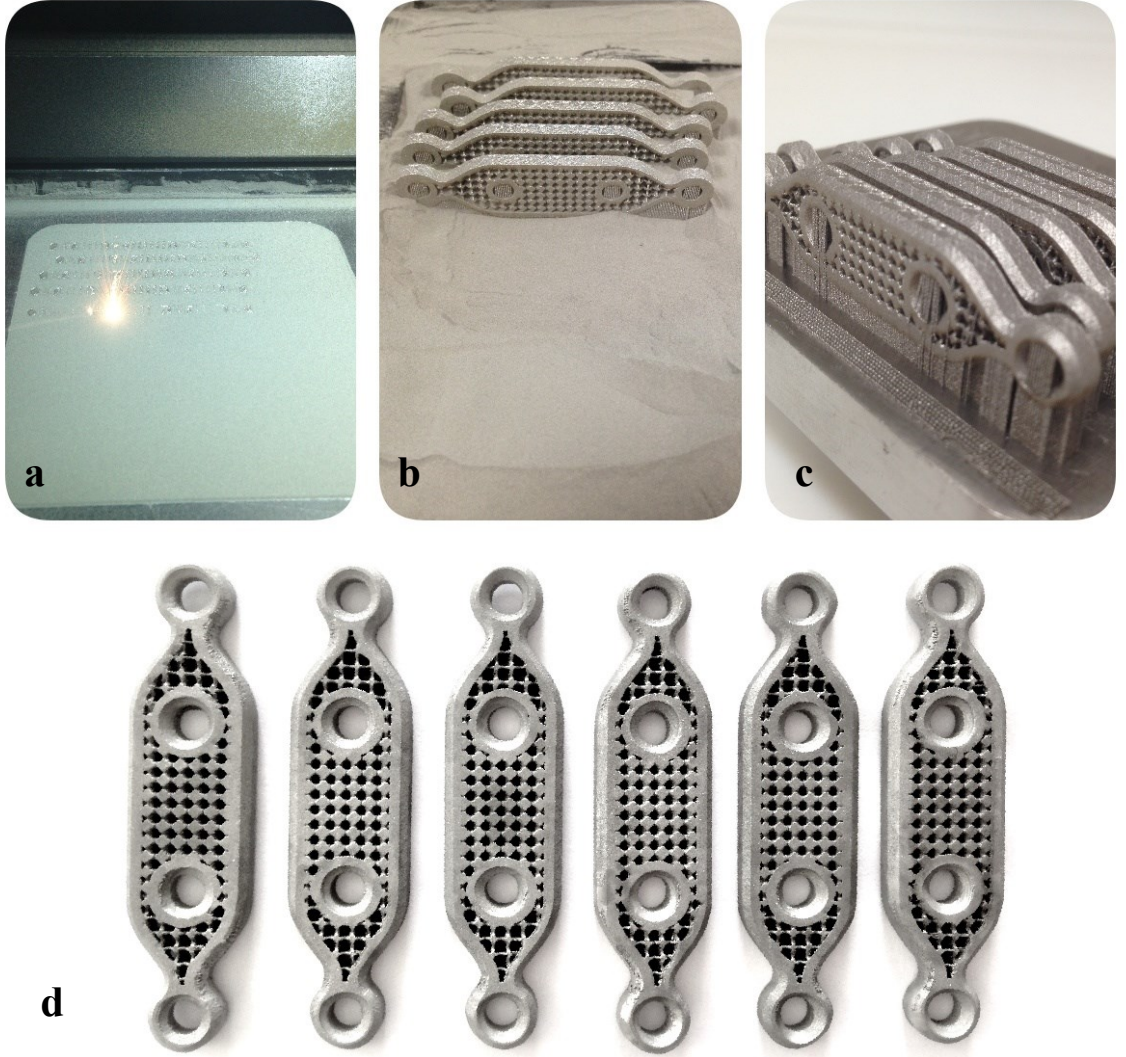
Lazer Gücü (W)	Tarama Hızı (mm/sn)	Yana Kayma Mesafesi (µm)	Katman Kalınlığı (µm)
90	1500	56	25

Autofab (Mlab, Marcam Engineering) yazılımı içerisine aktarılan gözenekli plak modeli yatay yönde tabla üzerine yerleştirilerek bir adet plak için destek yapısı oluşturulmuştur (Şekil 3.8). Uygulanan destek yapısı plak çeperlerinde parça ile temas eden noktada 0,1 mm, tabla ile temas noktasında 0,15 mm çaplı konik elemanlardan oluşmaktadır. Plak çeperlerinden iç kısma doğru parça ile temas eden bölge 0,2 mm, tabla ile temas bölgesi 0,25 mm'dir.



Şekil 3. 8. Destek yapısı ve plağın (a) İzometrik, (b) Ön görünüşü

Tabla üzerinde yerleşimi yapılan, destek yapısı oluşturulan ve bölümlendirme işlemi yapılan model, üretim için cihaza aktarılmıştır. Başlangıç olarak geometrik bozukluklar ve lazer parametreleri ile ilgili arıza riskine karşın bir adet plak üretilmiştir. Geometrik bozukluk ve parametre hatası ile karşılaşılmadığı için kalan 5 adet plak aynı yöntem ile aynı şartlar altında üretilmiştir.



Şekil 3. 9. Gözenekli plağın eklemeli üretimi. (a) Üretim yapılırken, (b) üretim bittikten sonra (c) tabla üzerinde destek yapısı ile birlikte (d) destek yapısı çıkarılmış ve kumlama yapılmış plak modelleri

Eklemeli üretim işleminin sonlanmasının ardından plaklar tabla ile birlikte çıkarılarak üzerinde bulunan metal tozlar temizlenmiştir (Şekil 3.9). Temizleme işleminin ardından tabladan sökülen plaklar üzerinde bulunan destek yapıları zımpara yardımı ile temizlenmiştir. Son olarak yüzey kalitesini iyileştirmek amacıyla alüminyum oksit (Al_2O_3) 60 μm tane boyutunda tozlar ile gözenekli plak modellerine kumlama işlemi yapılmıştır (Şekil 3.9-d).

3.8. Kemik-Plak Sisteminin Hazırlanması ve Statik Basma Deneyi

Basma deneyleri için kullanılan optimum plak geometrileri AISI 316L paslanmaz çelikten lazer kesim ile 6 adet üretilmiştir. Üretilen optimum modeller üzerinde yüzey işleme uygulanarak 45° ile 1 mm pah verilmiştir. 6 adet geleneksel plak modeli ve eklemeli üretim ile elde edilen 6 adet gözenekli plak 100 mm uzunluğunda polyamid çubuklara sabitlenmiştir. Sabitleme işlemi sırasında 10 mm kırık boşluğu verecek şekilde plak üzerinde bulunan delikler polimer çubuklar üzerinde işaretlenmiştir (Bottlang et al. 2009). Ardından 3 mm matkap ucu ile polimer çubuklara freze tezgahında aynı ekseninde delik delme işlemi uygulanmıştır. 3,5 mm çaplı kortikal kemik vidaları ile plaklar ve silindirik çubuklara 4 Nm tork ile sabitlenmiştir (Yang et al. 2018b).

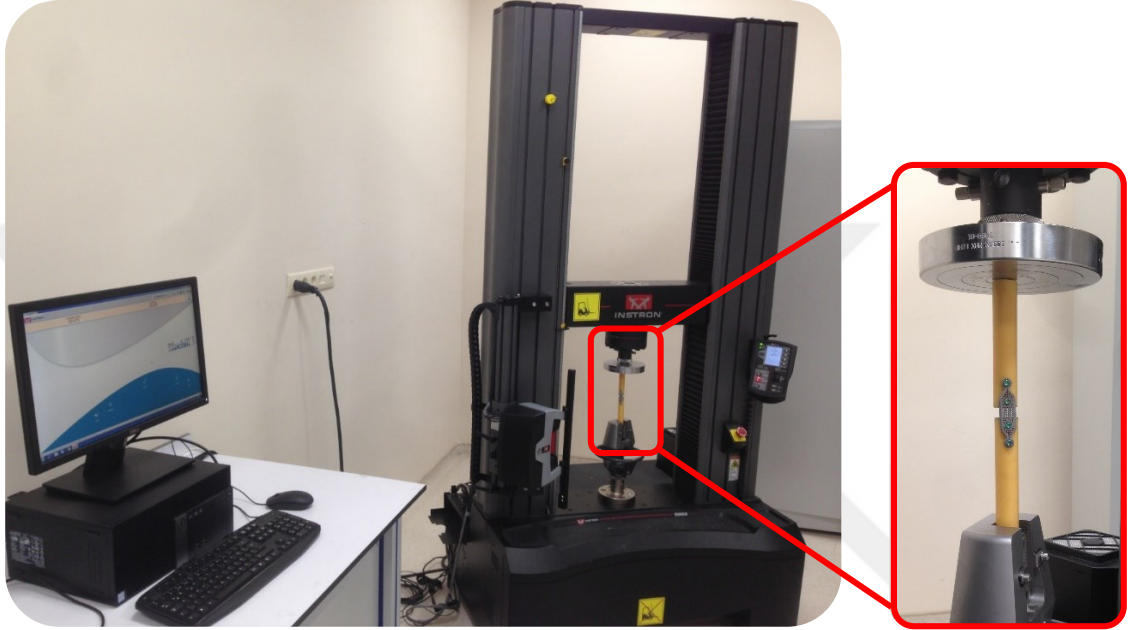


Şekil 3. 10. (a) Geleneksel, (b) optimum ve (c) gözenekli plak-kemik modelleri

Öncelikli olarak geleneksel, optimum ve gözenekli plakların her birinden Şekil 3.10'da gösterildiği gibi üç adet numune basma deneyleri için hazırlanmıştır.

3. MATERYAL ve YÖNTEM

Statik basma deneyleri Instron-5982 elektromekanik statik test cihazıyla gerçekleştirilmiştir (Şekil 3.11). Deformasyon hızı 2mm/dk olarak alınmıştır. Test cihazına bağlı video ekstansometre yardımı ile numuneler üzerinde işaretlenen noktaların yer değişimi incelenmiştir. Kırık boşluğunun hareketini temsil eden işaretleme karşılığında eksenel deformasyon ve kuvvet verileri istenmiştir. Elde edilen verilerden kuvvet-eksenel deformasyon grafikleri çizdirilerek rijitlik durumları karşılaştırılmıştır.



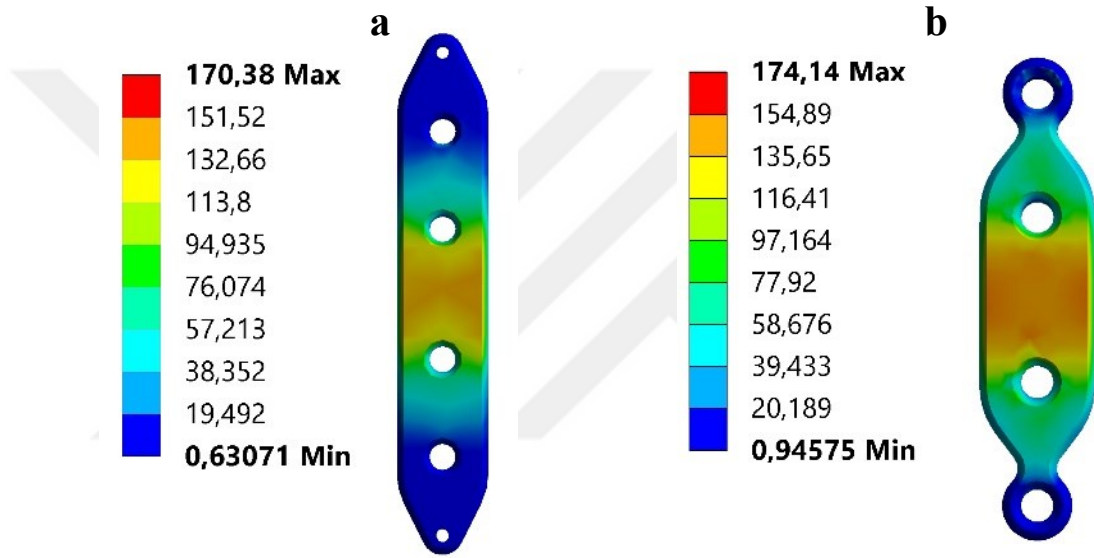
Şekil 3. 11. Statik basma deney sistemi

Elde edilen gözenekli plakların SLE ile üretimi, kumlama işlemi ve statik deneyler Erzurum Teknik Üniversitesi Yüksek Teknoloji ve Araştırma Merkezi'nde (YÜTAM) gerçekleştirilmiştir.

4. ARAŞTIRMA BULGULARI ve TARTIŞMA

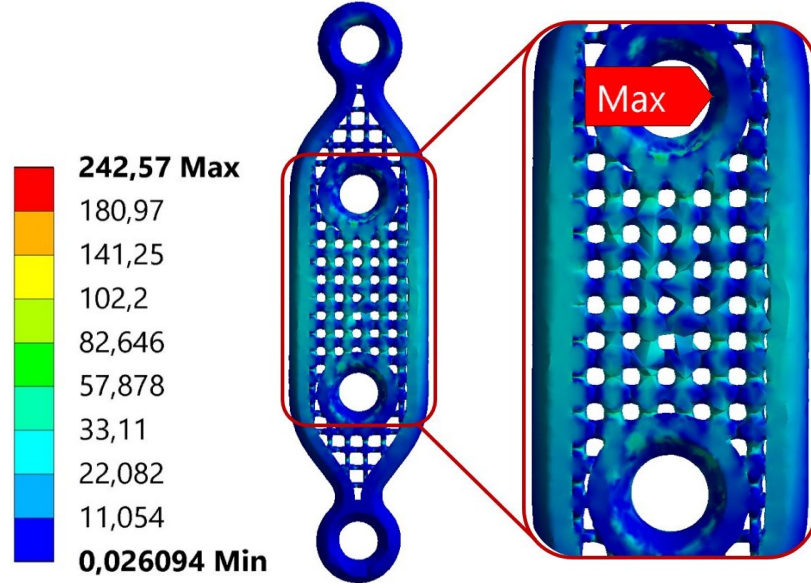
4.1. Sonlu Elemanlar Analiz Sonuçları

Tez çalışmasında kullanılan topoloji optimizasyonu, sonlu elemanlar tabanlı gerçekleştirilmiştir. Sınır şartları, malzeme özellikleri ve kontak ilişkileri üç adet plak modeli üzerine eşit biçimde uygulanmıştır. Bu durumda eşdeğer von Mises gerilme değerleri ve aksel boşluk deformasyon sonuçları elde edilmiştir. Optimum ve gözenekli yapı üzerindeki gerilme dağılımları birbirine oldukça yakındır (Şekil 4.1).



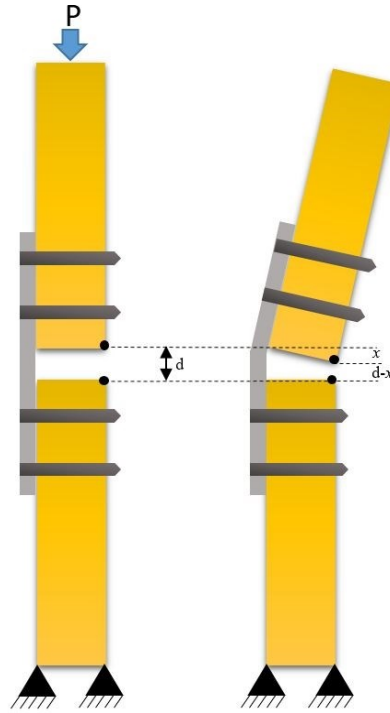
Şekil 4. 1. (a) Geleneksel ve (b) Optimum plak üzerinde von Mises eşdeğer gerilme dağılımı (MPa)

Gözenekli model üzerinde oluşan maksimum gerilme değeri, geleneksel ve optimum modele göre daha fazladır (Şekil 4.2). Bu durum, gözenekli plak üzerinde oluşan gerilme dağılımının plak rijitliğinin bir fonksiyonu olduğunu göstermektedir.



Şekil 4. 2. Gözenekli plak modeli üzerinde von Mises gerilme dağılımı ve maksimum gerilme noktası

Analiz sonucu üç adet plak modeli üzerinde oluşan fiziksel değişimler aksel yönde kırık boşluğunun kapanmasından oluşan hareketler olarak elde edilmiştir (Şekil 4.3). Kemik-plak sistemi üzerinden etki eden kuvvet oluşturduğu moment etkisi ile plağı eğmeye zorlamıştır. Kırık boşluk uçlarında işaretlenen noktalarındaki aksel yer değiştirme, plak rijitliğinin bir ölçüsü olarak değerlendirilmiştir.



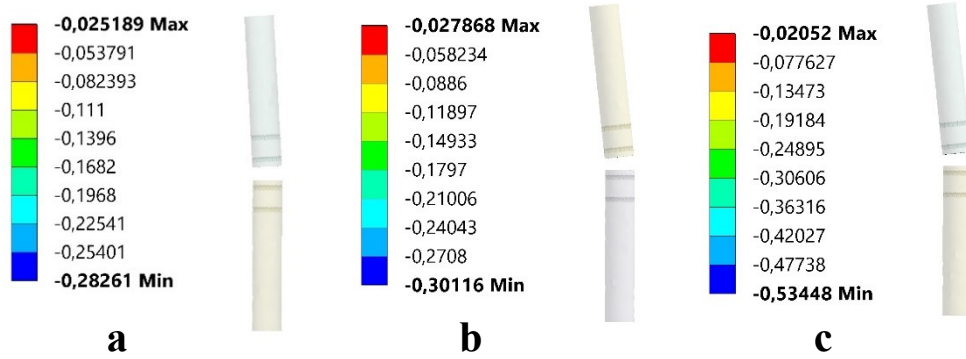
Şekil 4. 3. Deneysel ve SE sisteminin gösterimi

Çizelge 4. 1. Üç adet plak modeline ait ağırlık ve hacim değerleri

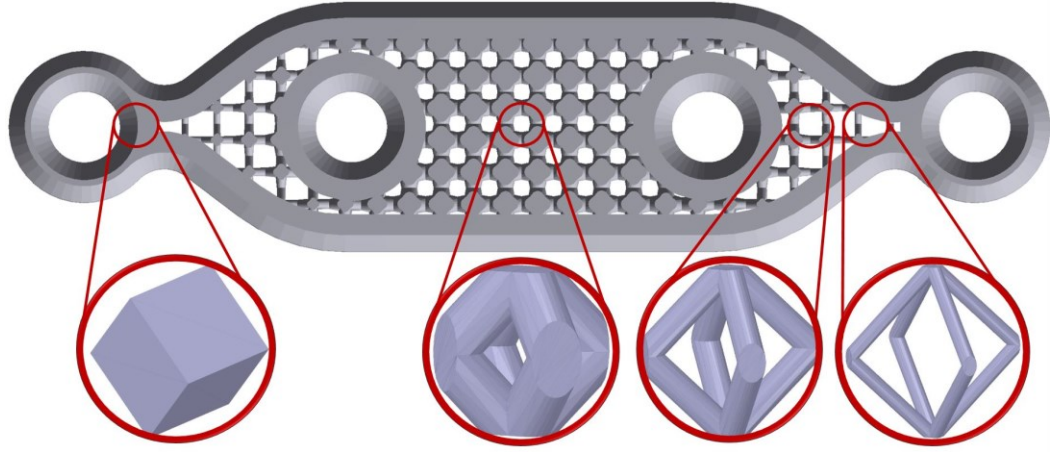
	Ağırlık (gr)	Hacim (mm ³)	Yüzde Değişim (%)
Geleneksel Plak	25,953	3244,2	100
Optimum Plak	15,293	1904,8	59
Gözenekli Plak	10,492	1311,5	40

Optimizasyon sonucu elde edilen plak modellerindeki fiziksel değişimler Çizelge 4.1’de verilmiştir. Elde edilen sonuçlara göre optimum geometride ağırlık, geleneksel geometriye göre %41 oranında azalmıştır. Gözenekli modelde ise optimum modele göre %31’lik bir azalma gerçekleşmiştir. Geleneksel modelden gözenekli modele kadar 15,461 gr ağırlık azaltılarak %59’luk bir ağırlık kazancı gerçekleştirilmiştir. Bu durum doğrusal olarak hacim değişimi için de geçerlidir.

Rijitlik değerleri göz önüne alınarak elde edilen sonuca göre maksimum deformasyon gözenekli plakta ortaya çıkarken geleneksel ve optimum modeller birbirine oldukça benzer davranış göstermektedir. Bu durumda geleneksel ve optimum model üzerinde oluşan maksimum aksel deformasyon değerleri sırasıyla 0,28 ve 0,30 mm, gözenekli model üzerinde ortaya çıkan deformasyon değeri ise 0,53 mm’dir (Şekil4. 3).



Şekil 4. 4. (a) Geleneksel, (b) Optimum ve (c) Gözenekli plakta oluşan kırık boşluğu aksel deformasyon sonuçları (mm)

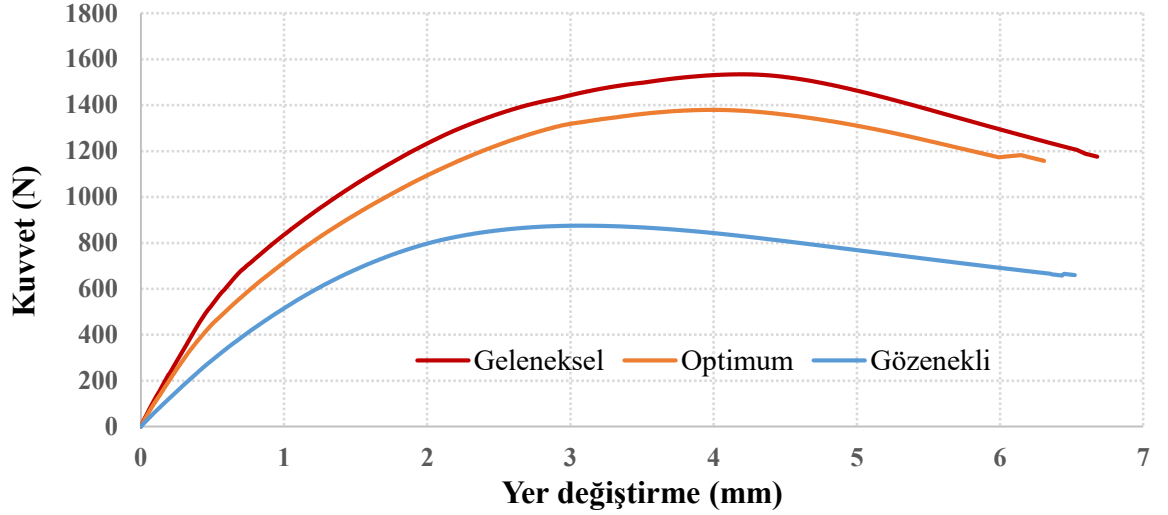


Şekil 4. 5. Gözenekli plak modeli boyunca yoğunluk değişimi

Yoğunluğu kademeli geçişlerle değişen gözenekli plak modelinin vida delikleri ve çevresine 1,2 mm kalınlıkta ofset verilerek iç kısma gözenekli yapı uygulanmıştır. Gözenekli bölgede yoğunluk değişimi uygulanan sınır şartlarının bir fonksiyonudur. Plak geometrisi boyunca yoğunluk değişimi Şekil 4.5'te verilmiştir. Buna göre gözenekli bölge üzerinde bulunan yoğunluk değeri en fazla orta kısımda, en düşük yoğunluk değeri ise uç bölgelerdedir. Bu durum uygulanan kuvvet sonucunda plak üzerinde bulunan gerilme dağılımı dikkate alınarak belirlenmiştir. Dolayısıyla gerilme değerinin kritik olduğu orta kısımlarda yoğunluk değeri fazla, orta kısımlara göre gerilmenin nispeten düşük olduğu uç bölgelerde yoğunluk değeri düşüktür. 0,3 ile 0,9 arasında değişen yoğunluk değerleri arasında kademeli geçişler bulunmaktadır.

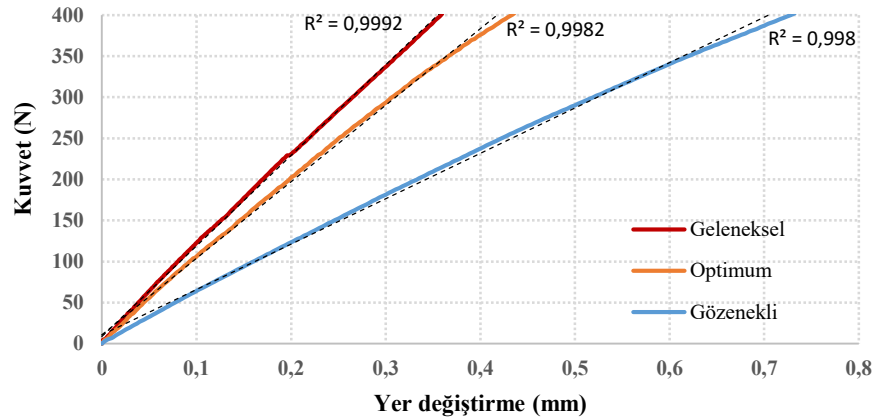
4.2. Deneysel Sonuçlar

Statik basma deneyleri geleneksel, optimum ve gözenekli model için üçer kez tekrarlanmıştır. Deney sonucunda, yükleme kuvveti ve buna karşılık işaretlenen noktaların aksel yöndeki deformasyonu alınmıştır. Elde edilen deneysel veriler ile kuvvete karşılık aksel deformasyon grafiği çizdirilmiş ve her üç denemenin ortalaması alınarak Şekil 4.5'te gösterilmiştir. Buna göre geleneksel model maksimum 1550 N yük taşıırken optimum model 1400 N ve gözenekli model 900 N yük taşıma kapasitesine ulaşmıştır. Her üç plak ta maksimum yüklenme ardından şekil değişimi hızlanarak 6-7 mm arasında aksel deformasyon ile işlem sonlandırılmıştır.

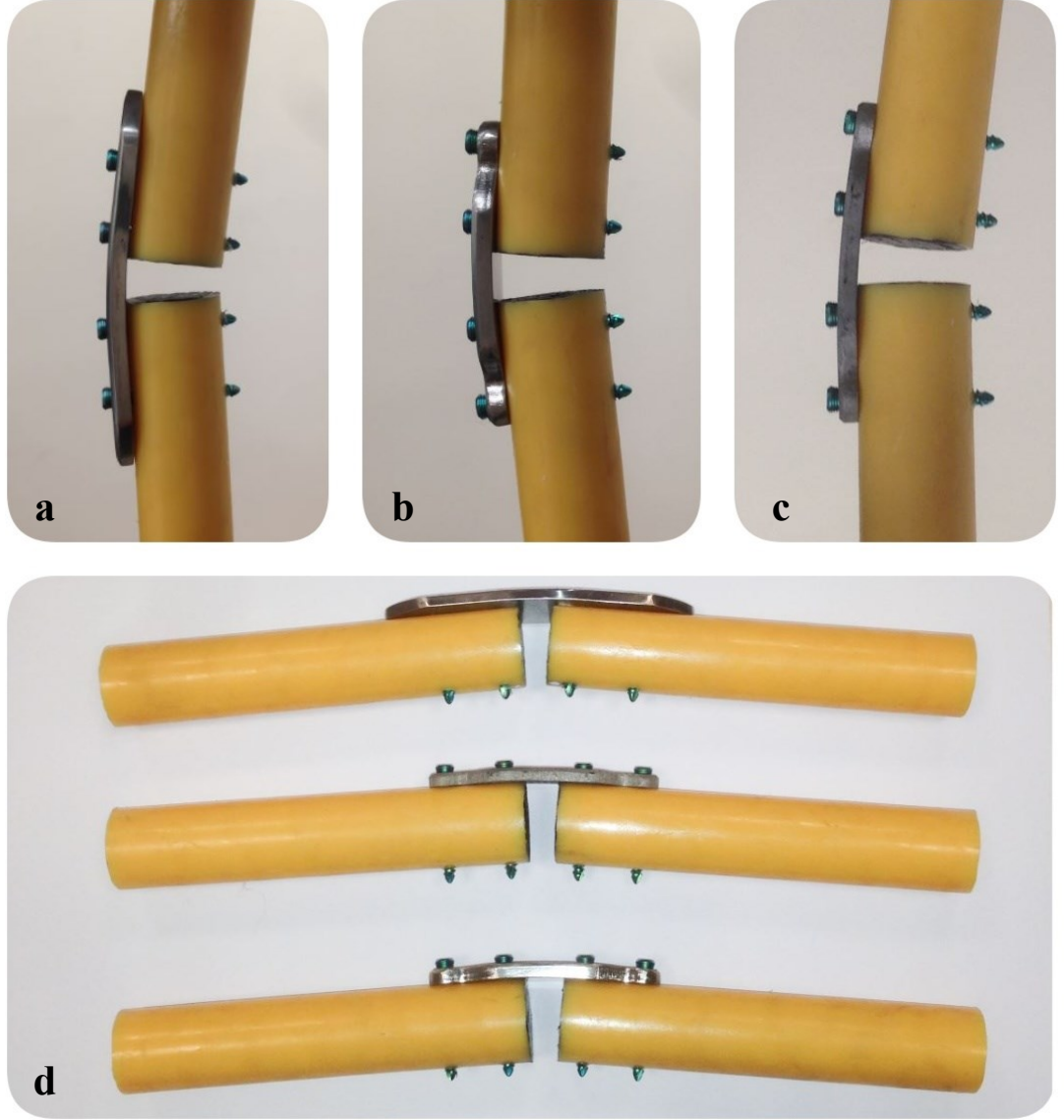


Şekil 4. 6. Plak modellerine ait basma deney sonucu ortalama kuvvet-yer değiştirme grafiği

Deneysel sonuçları SE analizi ile karşılaştırma yapabilmek için elastik bölgenin belirlenmesi gerekmektedir. Bu durumda ortalama kuvvet-yer değiştirme grafiğinde kuvvet ekseninde 400 N ile yer değiştirme ekseninde 0,8 mm dikkate alınmıştır. Bu bölgede üç plak modeli içinde plastik şekil değişiminin başlamadığı doğrusal bölge kabulü yapılarak maksimum 400 N yük taşıma için yeniden değerlendirme yapılmıştır. Doğrusal bölge olarak kabul edilen kısımda her üç model için de doğrusal formda eğri uydurulmuştur. Sonuç olarak eğrilerin R^2 değerleri 0,99 olduğundan uydurulan eğrilerin geçerli olduğu anlaşılmıştır (Şekil 4.6).



Şekil 4. 7. Doğrusal bölgede deneysel kuvvet-yer değiştirme grafiği

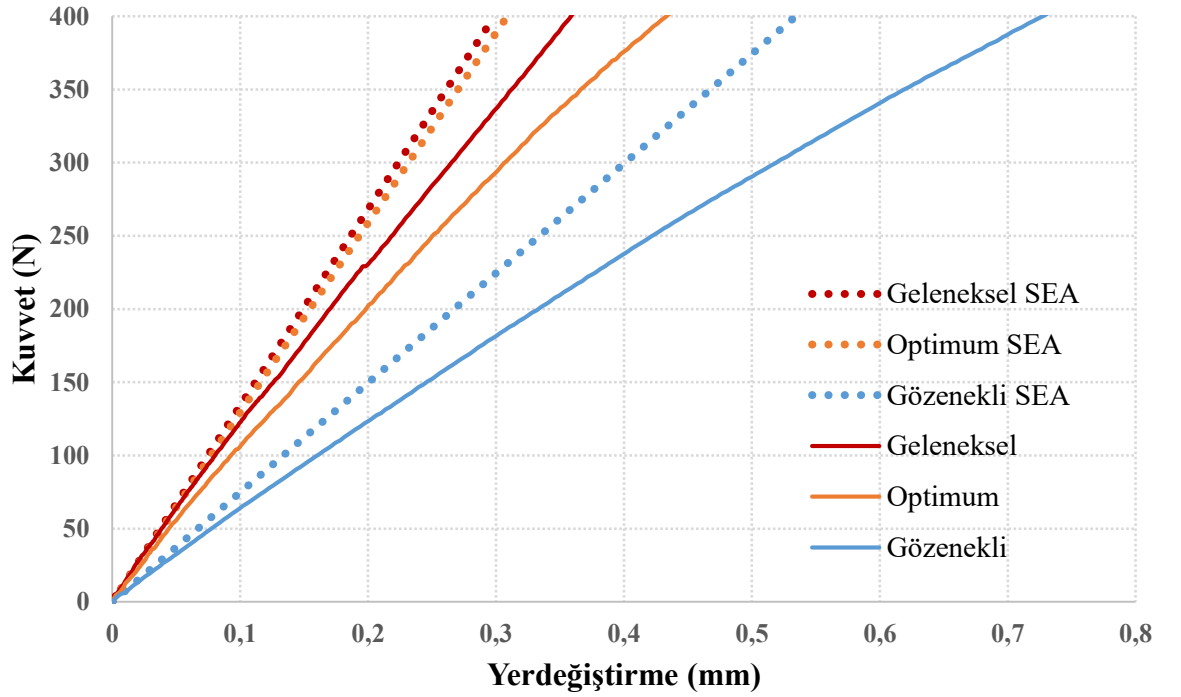


Şekil 4. 8. Deney sonrası eğilen (a) Geleneksel, (b) Optimum, (c) Gözenekli plak modelleri ve (d) her c modelin koronal düzlemden görüntüsü

Statik basma deneyleri sonucunda geleneksel, optimum ve gözenekli plak modellerinde oluşan eğilme durumu Şekil 4.8’de gösterilmiştir. Buna göre sistem üzerinde oluşan hasar, sünek bir davranış göstererek plak modellerinde kopma ya da kırılma Şeklinde sonuçlanmamıŐtır. Kırık boşluk deformasyonu her c durumda da 6-7 mm arasında iken deney sonlandırılmıştır.

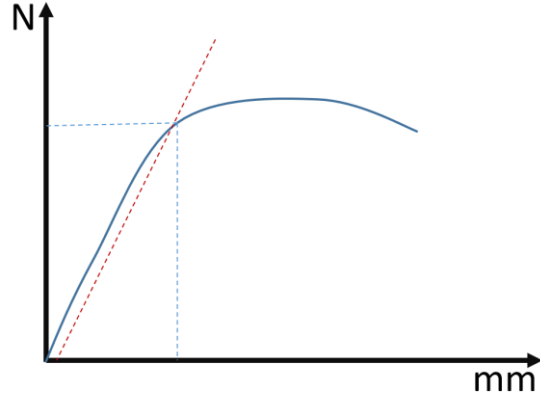
4.3. Deneysel ve Sonlu Elemanlar Yönteminin Karşılaştırılması

Deneysel olarak elde edilen veriler doğrusal analiz sonucu elde edilen sonlu elemanlar verileri ile karşılaştırılmıştır (Şekil 4.9). Buna göre bütün plak modelleri deneysel olarak 400 N yük altında zorlanırken elde edilen eksenel deformasyon değerleri sonlu elemanlar analizi ile elde edilen sonuçlar ile karşılaştırılmıştır. Bu durum geleneksel plak modelinde 0,35 mm eksenel yer değiştirme gösterirken sonlu elemanlar modelinde 0,3 mm'dir. Dolayısıyla geleneksel model dikkate alındığında deneysel sonuçlara göre SE analiz sonuçlarında ve %14'lük bir fark oluşmuştur. Aynı şekilde optimum model için oluşan hata payı %11 ve gözenekli model için hata payı %26'dır.



Şekil 4. 9. Deneysel ve sonlu elemanlar modellerine ait kuvvet-yerdeğiştirme grafiği

Rijitlik, kuvvet-deformasyon eğrisi olarak farklı metotlar ile tanımlanır. Literatürdeki çalışmalarda, eksenel rijitlik kavramı kuvvet ile ölçülmüştür (MacLeod et al. 2018). Bu çalışmada her üç model içinde rijitlik değeri, kemik-plak sistemi için maksimum doğrusal kuvvetin karşılığında oluşan yer değiştirme miktarına bölünmesi ile belirlenmiştir.

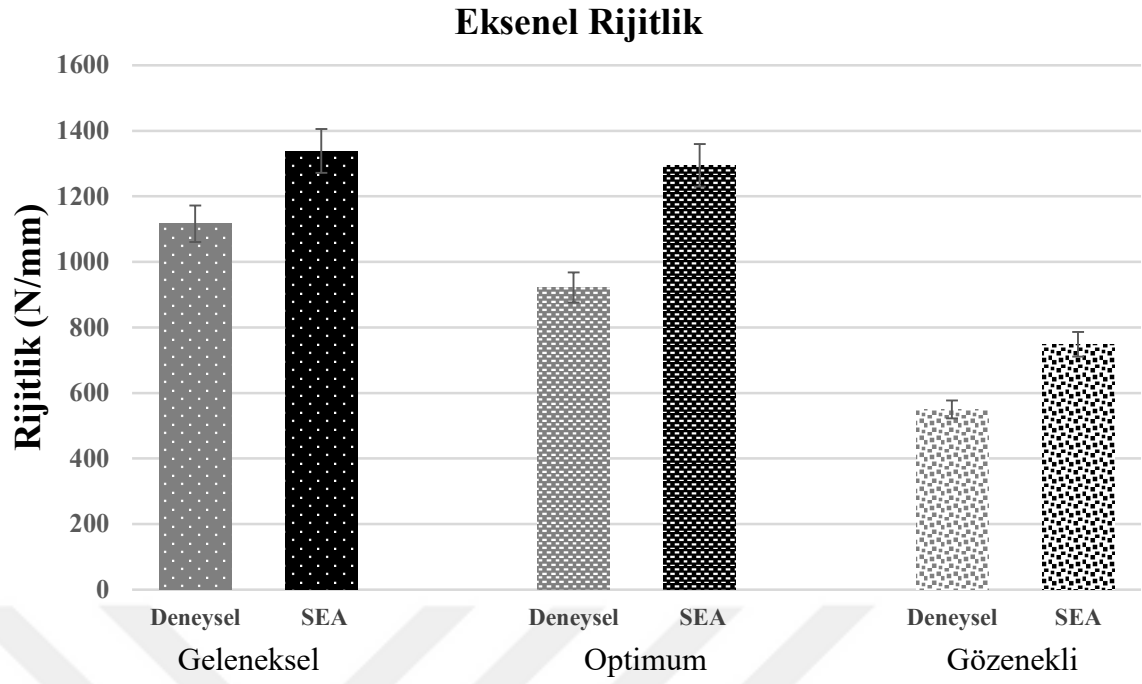


Şekil 4. 10. Kuvvet-deformasyon grafiği ve ofset çizgisi

Çalışma için kullanılan rijitlik değeri aşağıdaki gibi ifade edilmiştir.

$$\text{Rijitlik} = \frac{\text{maksimum doğrusal kuvvet (N)}}{\text{kuvvet değerine karşılık deformasyon (mm)}} \quad (3.2)$$

Uygulanan kuvvetin maksimum değere ulaştığı noktada bu değere karşılık deformasyon değerine bölünmesi ile rijitlik ifadesi elde edilmektedir. Üç adet plak modeli için SEA ve deneysel rijitlik sonuçları karşılaştırmalı olarak Şekil 4.11’de verilmiştir.



Şekil 4. 11. Plak modellerine ait SEA ve deneysel yöntemlerle elde edilen rijitlik sonuçları

Sonuçlara göre geleneksel modelin deneysel rijitlik değeri 1116 N/mm iken SEA ile elde edilen rijitlik değeri 1338 N/mm'dir. Bu durumda geleneksel plak için deneysel modele göre teorik modelden elde edilen sonuçlarda %16'lık bir fark bulunmaktadır. Aynı işlemler optimum plak için yapıldığı zaman fark %28 ve gözenekli plakta bu değer %26'dır.

5. SONUÇ ve ÖNERİLER

Yapılan bu çalışmada yeni nesil gözenekli implant uygulaması uzun boylu kemik kırıkları için kullanılan sabitleme plakları üzerinde topoloji optimizasyon yöntemi ile birleştirilerek gerçekleştirilmiştir. Sonlu elemanlar tabanlı topoloji optimizasyon çalışması ile elde edilen optimum plak formu yeniden modellenerek hacim merkezli diyagonal kafes yapısı ile birleştirilmiştir. Çalışma sonunda elde edilen kafes yapılı plak modeli seçici lazer ergitme (SLM) ile üretilerek statik olarak test edilmiştir.

Kırık kemik onarımını sağlamak için kullanılan sabitleme plakları, yüksek elastisite modülü sebebi ile kemik ile mekanobiyojik reaksiyonları başladığında gerilme kalkanı etkisi oluşturmaktadır. Bu etki kemik-plak sistemine gelen yükü sadece sabitleme plağının karşılaması sonucu erken hasar oluşumunu ve sonrasında da revizyon ameliyatlarını ortaya çıkarmaktadır. Dolayısıyla geleneksel plak modellerinin kemiğe yakın mekanik özellikler göstermesi gerekmektedir. Bu durum dikkate alınarak geleneksel model üzerinde uygulanan optimizasyon işlemi sonrası rijitliği azaltılmış optimum ve gözenekli plak modelleri elde edilmiştir. Sonlu elemanlar yöntemi ile yapılan analiz sonucunda kırık boşluğunda oluşan aksel deformasyon değerleri dikkate alındığı zaman optimum plak geometrisinin geleneksel model ile aralarında oldukça düşük bir fark olduğu görülmüştür (Şekil 4.6). Geleneksel modele göre ağırlığı ve rijitliği azaltılmış olan optimum model geçici implant uygulamaları için uygun bir seçenek olarak sunulmuştur.

Cerrahi müdahale sonrası vücuda yerleştirilen implantın iyileşmeyi hızlandırması için birçok parametre bulunmaktadır. Bunlardan birisi de minimal invaziv girişlerdir. Ameliyat sırasında implant yerleşimi için yumuşak doku üzerinde oluşturulan kesi miktarı azaldıkça biyolojik iyileşme süreci hız kazanmaktadır. Geleneksel modele göre hacim bakımından %41 daha düşük olan optimum model minimal invaziv girişler için daha avantajlı olacaktır.

İmplant uygulamaları hasta için her ne kadar bir tedavi yöntemi olsa da bu uygulamalar yanında bir takım biyolojik komplikasyonlara sebep olmaktadır. Kemik-plak temas yüzeyindeki basınç ile ortaya çıkan doku kaybı (nekroz) bunlardan birisidir.

Nekroz oluşumu, plak geometrisinin yüksek stabilizasyon sağlamak için kemiği sıkıca kavraması ile ortaya çıkan bir durumdur. Bu durumu ortadan kaldırmak için plak geometrisi üzerinde kemik ile kontak kurduğu bölgede noktasal temas elemanları oluşturmak gereklidir. Tez çalışmasında sunulan gözenekli plak modeli kemik yüzeyinde nekroz oluşumunu minimal seviyeye indirmek için önemli bir çözümdür.

Kemik-implant etkileşiminin kemikte oluşan kırığın şekline göre hasta için kalıcı olduğu durumlar ortaya çıkabilmektedir. Bu durumda biyolojik iyileşme sürecini hızlandırmak ve implant bölgesinde doku oluşumunu sağlamak üzere yeni nesil gözenekli implant uygulamaları gerçekleştirilmektedir (Arabnejad et al. 2017). Çalışmada elde edilen gözenekli plak modeli doku oluşumunu destekleyecek özelliklerde kafes yapısı ile oluşturulmuştur. Ayrıca model içerisine yerleştirilen kafes yapısı, kemik-implant sisteminin sınır şartları ile (kemik üzerine gelen yük) fonksiyonel olarak kademelendirilmiştir. Sonuçta gözenek yoğunluğu mekanik etkilere duyarlı olarak plak içerisinde heterojen olarak dağılmıştır.

Kemik hareketini tanımlayan interfragmenter hareket (interfragmentary motion 'IFM') kemik-plak sisteminin rijitliğine bağlıdır. Kırık kemik iyileşmesini desteklemek için IFM, toplam kırık boşluğunun % 10 ile % 40 aralığında olmalıdır (Claes et al. 1997). Yapılan deneyler sonucunda kemik-plak sistemi üzerine gelen yük 400 N iken gözenekli plak modelinde oluşan IFM hareketi 0,72 mm'dir. 10 mm kırık boşluğu oluşturulan sistemde toplam IFM değeri % 7,2 olarak gözenekli modelin 400-900 N aralığında yük taşıması kemik iyileşmesini destekleyecektir.

Eklemeli üretim yöntemlerinde en önemli sorunlardan birisi de yüksek maliyettir. Gözenekli plak modelinin üretildiği yöntem olan SLE ile AISI 316L paslanmaz çelik toz kullanılmış ve üretim azot gazı atmosferinde gerçekleştirilmiştir. Sarf giderleri ve makinenin çalışma süresinin de mali giderleri hesaplanacak olursa gözenekli plak modeli geleneksel modele göre daha maliyetli bir ürün olmuştur. Bu durum yeni nesil gözenekli implant üretimlerinin önünde önemli bir kısıtlama olarak görülmektedir. Eklemeli üretim alanında maliyet açısından, toz ve başlangıç sermayesi olan cihaz fiyatlarının azalması ile gözenekli malzeme modellerinin üretiminde/kullanımında artış gerçekleşecektir.

Çizelge 5.1. Plak modellerinin mekanik ve fiziksel olarak karşılaştırılması

	Geleneksel Plak	Optimum Plak (Yüzde Değişim)	Gözenekli Plak (Yüzde Değişim)
Ağırlık (gr)	25,953	15,293 (41)	10,492 (59)
Hacim (mm³)	3244,2	1904,8 (41)	1311,5 (59)
Deformasyon (SEA) (mm)	0,28	0,30	0,53
Deformasyon (Deneysel) (mm)	0,34	0,43	0,73
Gerilme (MPa)	170,38	174,14	242,57
Rijitlik (SEA) (N/mm)	1338	1294	748
Rijitlik (Deneysel) (N/mm)	1116	922	549

Geleneksel, optimum ve gözenekli plak modelleri Çizelge 5.1’de fiziksel ve mekanik açıdan karşılaştırılmıştır. Tablo üzerinde ağırlık ve hacim değişimleri geleneksel plak referans alınarak verilmiştir. Ayrıca deneysel ve solu elemanlar yöntemi ile yapılan analiz sonuçları gerilme, deformasyon ve rijitlik açısından karşılaştırılmıştır.

Ağırlığı ve hacmi, geleneksel ve optimum plağa göre oldukça düşük olan gözenekli plak modelinin mekanik davranışı da aynı şekilde diğer plaklara göre zayıftır. Gözenekli model üzerinde yoğunluk daha az olduğu için rijitlik değeri de azalmıştır. (Ahmadi et al. 2015). Tasarım gerçekleştirilirken geleneksel model referans alındığında, rijitliğin azaltılarak yeni bir modelin elde edileceği vurgulanmıştır. Dolayısıyla gelenekselden optimuma, optimumdan da gözenekli plak modeline geçiş sırasında rijitlik azalmıştır. Bu azalma stabilizasyon açısından olumsuz ve dinamik yüklerden oluşan hasar mekanizmalarına karşı daha zayıf davranış sergileyebilir.

Tez çalışmasında uygulanan sonlu elemanlar analizi statik olarak gerçekleştirilmiştir. Gelecekteki çalışmalarda bu analiz dinamik olarak simüle edilebilir ve deformasyon davranışı açısından daha doğru sonuçlar elde edilebilir. Ayrıca gözenekli plak için malzeme özellikleri anizotrop olarak tanımlanmalıdır. Kontak ilişkileri sürtünmeli kontak şeklinde modellenmelidir.

SE yöntemi ile statik analiz test edilen kemik-plak sistemi, karşılaştırma yapabilmek için statik olarak deneyi gerçekleştirilmiştir. Günlük hayatta vücutta bulunan iskelet dokusu dinamik etkilere maruz kalmaktadır. Dolayısıyla oluşturulan deneysel sistemin gelecekteki çalışmalarda dinamik etkiler altındaki davranışı incelenebilir.

Gözenekli kafes yapısı fonksiyonel olarak kademelendirilerek bölgesel olarak farklı yoğunluklarda elde edilmiştir. Bu durumun ortaya çıkardığı avantajları görebilmek adına homojen gözenekli kafes yapılı plak modeli test edilerek kademelendirilmiş yapı ile olan farkları tartışılabilir. Ayrıca hacim merkezli diyagonal kafes yapısına alternatif olarak diğer kafes yapıları da modellenerek üretilip test edilebilir, kafes yapıları için en ideal model kullanılabilir.

Deneysel sistemde polyamid malzeme silindirik çubuklar kullanılmıştır. Malzeme olarak poliüretan yapay kompozit kemikler kullanılabilir. Daha doğru sonuçlar elde edilmek istenirse kadavra kemikleri üzerine sabitlenen plaklar ile *in vitro* ortamda test gerçekleştirilebilir. Ayrıca test sayısının artırılması ve sınır şartlarının çeşitlendirilmesi, mekanik açıdan daha kullanışlı veriler elde edilmesini sağlar (MacLeod and Pankaj 2018).

Mekanik açıdan elde edilen sonuçların gözenekli plak modelinin ticarileşmesini sağlamak için yetersizdir. Bunun için plakların *in vivo* ortamda belirli süreler içinde test edilerek patolojik açıdan incelenmesi gerekmektedir. Biyolojik iyileşme süreci, doku oluşumu ve nekrozdan kaçınma gibi etkileri değerlendirerek gözenekli plakların cerrahi işlemlerde kullanım süreci hızlandırılmış olunacaktır.

KAYNAKLAR

- Ahmadi, S., Yavari, S., Wauthle, R., Pouran, B., Schrooten, J., Weinans, H., and Manufactured Open-Cell Porous Biomaterials Made from Six Different Space-Filling Unit Cells: The Mechanical and Morphological Properties. *Materials* 8, 1871–1896.
- Al-Saedi, D.S.J., Masood, S.H., Faizan-Ur-Rab, M., Alomarah, A., and Ponnusamy, P. (2018). Mechanical properties and energy absorption capability of functionally graded F2BCC lattice fabricated by SLM. *Materials & Design* 144, 32–44.
- Al-Tamimi, A.A., Peach, C., Fernandes, P.R., Cseke, A., and Bartolo, P.J.D.S. (2017). Topology Optimization to Reduce the Stress Shielding Effect for Orthopedic Applications. *Procedia CIRP* 65, 202–206.
- Anonymous, 2012. web sitesi: <https://www.xilloc.com/patients/stories/total-mandibular-implant/> Erişim tarihi: 17.07.2019
- Arabnejad, S., Johnston, B., Tanzer, M., and Pasini, D. (2017). Fully porous 3D printed titanium femoral stem to reduce stress-shielding following total hip arthroplasty: FULLY POROUS 3D PRINTED TITANIUM FEMORAL STEM. *Journal of Orthopaedic Research* 35, 1774–1783.
- Asl, H.G., Kovaci, H., Alsarar, A., Kaymaz, İ., Çelik, A., and Yildirim, Ö.S. (2014). Tibia Kırıklarında Kullanılan Kilitli ve Kilitli Plak Fiksasyon Sistemlerinin Sonlu Elemanlar Yöntemiyle İncelenmesi. *Süleyman Demirel Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü Dergisi* 167–174.
- ASTM International (2003). Standard Terminology for Additive Manufacturing – General Principles – Terminology.
- Ataee, A., Li, Y., Fraser, D., Song, G., and Wen, C. (2018). Anisotropic Ti-6Al-4V gyroid scaffolds manufactured by electron beam melting (EBM) for bone implant applications. *Materials & Design* 137, 345–354.
- Augat, P., and von Rüden, C. (2018). Evolution of fracture treatment with bone plates. *Injury* 49, S2–S7.
- Augustyn, A., Bauer, P., and Duignan, B. (2018). Pythagoras | Biography, Philosophy, & Facts | Britannica.com.
- Bendsøe, M.P., and Kikuchi, N. (1988). Generating optimal topologies in structural design using a homogenization method. *Computer Methods in Applied Mechanics and Engineering* 71, 197–224.
- Bendsøe, M.P., and Sigmund, O. (2004). Topology optimization: theory, methods, and applications (Berlin: Springer).
- Bobbert, F.S.L., Lietaert, K., Eftekhari, A.A., Pouran, B., Ahmadi, S.M., Weinans, H., and Zadpoor, A.A. (2017). Additively manufactured metallic porous biomaterials

based on minimal surfaces: A unique combination of topological, mechanical, and mass transport properties. *Acta Biomaterialia* 53, 572–584.

- Boccaccio, A., Uva, A.E., Fiorentino, M., Mori, G., and Monno, G. (2016). Geometry Design Optimization of Functionally Graded Scaffolds for Bone Tissue Engineering: A Mechanobiological Approach. *PLOS ONE* 11, e0146935.
- Bottlang, M., Doornink, J., Fitzpatrick, D.C., and Madey, S.M. (2009). Far Cortical Locking Can Reduce Stiffness of Locked Plating Constructs While Retaining Construct Strength: *The Journal of Bone and Joint Surgery-American Volume* 91, 1985–1994.
- Bower, D.I. (2002). *An Introduction to Polymer Physics*. Cambridge University Press, 468.
- Chakladar, N.D., Harper, L.T., and Parsons, A.J. (2016). Optimisation of composite bone plates for ulnar transverse fractures. *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials* 57, 334–346.
- Chang, C.-C., Zhou, S., and Li, Q. (2013). Optimization of Effective Diffusivity by Iso-surface Modeling. 10th World Congress on Structural and Multidisciplinary Optimization 6.
- Claes, L., Augat, P., Suger, G., and Wilke, H.-J. (1997). Influence of size and stability of the osteotomy gap on the success of fracture healing. *Journal of Orthopaedic Research* 15, 577–584.
- Döbele, S., Horn, C., Eichhorn, S., Buchholtz, A., Lenich, A., Burgkart, R., Nüssler, A.K., Lucke, M., Andermatt, D., Koch, R., et al. (2010). The dynamic locking screw (DLS) can increase interfragmentary motion on the near cortex of locked plating constructs by reducing the axial stiffness. *Langenbeck's Archives of Surgery* 395, 421–428.
- Duda, G.N., Mandruzzato, F., Heller, M., Kassi, J.-P., Khodadadyan, C., and Haas, N.P. (2002). Mechanical conditions in the internal stabilization of proximal tibial defects. *Clinical Biomechanics* 17, 64–72.
- Dumas, M., Terriault, P., and Brailovski, V. (2017). Modelling and characterization of a porosity graded lattice structure for additively manufactured biomaterials. *Materials & Design* 121, 383–392.
- Fernandez Dell'Oca, A.A., Tepic, S., Frigg, R., Meisser, A., Haas, N., and Perren, S.M. (2001). Treating Forearm Fractures Using an Internal Fixator: A Prospective Study. *Clinical Orthopaedics and Related Research* 389, 196–205.
- Frazier, W.E. (2014). Metal Additive Manufacturing: A Review. *Journal of Materials Engineering and Performance* 23, 1917–1928.
- Gaalen, S. van, Kruyt, M., Meijer, G., Mistry, A., Mikos, A., Beucken, J. van den, Jansen, J., Groot, K. de, Cancedda, R., Olivo, C., et al. (2008). Chapter 19 - Tissue engineering of bone. In *Tissue Engineering*, Burlington: Academic Press, pp. 559–610.

- Gardner, M.J., Helfet, D.L., and Lorich, D.G. (2004). Has locked plating completely replaced conventional plating? *American Journal of Orthopedics (Belle Mead, N.J.)* 33, 439–446.
- Garner, E., Kolken, H.M.A., Wang, C.C.L., Zadpoor, A.A., and Wu, J. (2018). Compatibility in Microstructural Optimization for Additive Manufacturing. 12.
- Giannitelli, S.M., Accoto, D., Trombetta, M., and Rainer, A. (2014). Current trends in the design of scaffolds for computer-aided tissue engineering. *Acta Biomaterialia* 10, 580–594.
- Gibson, L.J., and Ashby, M.F. (1997). *Cellular Solids: Structure and Properties* (Cambridge: Cambridge University Press).
- Gogarty, E. (2014). Hierarchical topology optimization for bone tissue scaffold. Master Thesis. McGill University.
- Gokuldoss, P.K., Kolla, S., and Eckert, J. (2017). Additive Manufacturing Processes: Selective Laser Melting, Electron Beam Melting and Binder Jetting—Selection Guidelines. *Materials* 10, 672.
- Göv, İ., and Kütük, M.A. (2007). Topoloji Optimizasyonunda Eleman Silme Metodunun Uygulanması. XV. Ulusal Mekanik Kongresi.
- Hanke, M.S., Keel, M.J., Todorski, I.A., and Bastian, J.D. (2017). The Reversed Less Invasive Stabilisation System-Distal Femur Technique: Application in an Adult Patient with Osteogenesis Imperfecta Sustaining a Femoral Fracture. *J Orthop Case Rep* 7, 71–75.
- Harboe, K., Gjerdet, N.R., Sudmann, E., Indrekvam, K., and Søreide, K. (2014). Assessment of retention force and bone apposition in two differently coated femoral stems after 6 months of loading in a goat model. *Journal of Orthopaedic Surgery and Research* 9.
- Hernandez, I., Kumar, A., and Joddar, B. (2017). A Bioactive Hydrogel and 3D Printed Polycaprolactone System for Bone Tissue Engineering. *Gels* 3, 26.
- Herzog, D., Seyda, V., Wycisk, E., and Emmelmann, C. (2016). Additive manufacturing of metals. *Acta Materialia* 117, 371–392.
- Hoffmeier, K.L., Hofmann, G.O., and Mückley, T. (2011). Choosing a proper working length can improve the lifespan of locked plates. *Clinical Biomechanics* 26, 405–409.
- Işık, E. (2009). Topoloji Optimizasyonu Çatallı Flanş Uygulaması. Yüksek lisans tezi, Dokuz Eylül Üniversitesi, Fen Bilimleri Enstitüsü, Makine Mühendisliği Anabilim Dalı, 104, İzmir.
- Jardini, A.L., Larosa, M.A., Filho, R.M., Zavaglia, C.A. de C., Bernardes, L.F., Lambert, C.S., Calderoni, D.R., and Kharmandayan, P. (2014). Cranial reconstruction: 3D biomodel and custom-built implant created using additive manufacturing. *Journal of Cranio-Maxillofacial Surgery* 42, 1877–1884.

- Jetté, B., Brailovski, V., Dumas, M., Simoneau, C., and Terriault, P. (2018). Femoral stem incorporating a diamond cubic lattice structure: Design, manufacture and testing. *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials* 77, 58–72.
- Kaymaz, I. 2000. An Adaptive Response Surface Method for Engineering Analysis. Doctoral Thesis, University of Bristol, 232.
- Kaymaz, I., Dagsuyu, I.M., and Buyukkurt, M.C. (2011). Developing a novel finite element model for patient-specific cranio-facial stress analysis and determining the effects of rapid maxillary expansion using the model. (*Journal of Biomechanics*), p. 1/21.
- Khan, S.N., Warkhedkar, R.M., and Shyam, A.K. (2014). Analysis of Hounsfield Unit of Human Bones for Strength Evaluation. *Procedia Materials Science* 6, 512–519.
- Khurana, J.S. (2009). *Bone Pathology* (Totowa, NJ: Humana Press).
- Kiranyaz, S., Ince, T., and Gabbouj, M. (2014). Optimization Techniques: An Overview. In *Multidimensional Particle Swarm Optimization for Machine Learning and Pattern Recognition*, (Berlin, Heidelberg: Springer Berlin Heidelberg), pp. 13–44.
- Korkmaz, İ.H. 2011. Kişiyeye Özel Bilgisayarlı Tomografi Görüntüleriyle Diz Protezinin Modellenmesi ve Sonlu Elemanlar Analizi İle Değerlendirilmesi. Yüksek Lisans Tezi, Atatürk Üniversitesi, Fen Bilimleri Enstitüsü, Makine Mühendisliği, 85.
- Kozic, N., Weber, S., Büchler, P., Lutz, C., Reimers, N., González Ballester, M.Á., and Reyes, M. (2010). Optimisation of orthopaedic implant design using statistical shape space analysis based on level sets. *Medical Image Analysis* 14, 265–275.
- Kutuk, M.A., and Gov, I. (2013). Application of Topology Optimization to the Tibial Osteotomy Fixation Plates. *Applied Bionics and Biomechanics* 10, 125–133.
- Levine, B. (2008). A New Era in Porous Metals: Applications in Orthopaedics. *Advanced Engineering Materials* 10, 788–792.
- Li, D., Liao, W., Dai, N., Dong, G., Tang, Y., and Xie, Y.M. (2018). Optimal design and modeling of gyroid-based functionally graded cellular structures for additive manufacturing. *Computer-Aided Design* 104, 87–99.
- Li, S.J., Xu, Q.S., Wang, Z., Hou, W.T., Hao, Y.L., Yang, R., and Murr, L.E. (2014). Influence of cell shape on mechanical properties of Ti–6Al–4V meshes fabricated by electron beam melting method. *Acta Biomaterialia* 10, 4537–4547.
- Li, X., Zhao, L., and Liu, Z. (2017). Topological Optimization of Continuum Structure based on ANSYS. *MATEC Web of Conferences* 95, 07020.
- Lima, D.D., Mantri, S.A., Mikler, C.V., Contieri, R., Yannetta, C.J., Campo, K.N., Lopes, E.S., Styles, M.J., Borkar, T., Caram, R., et al. (2017). Laser additive processing of a functionally graded internal fracture fixation plate. *Materials & Design* 130, 8–15.

- Liu, K., and Tovar, A. (2014). An efficient 3D topology optimization code written in Matlab. *Structural and Multidisciplinary Optimization* 50, 1175–1196.
- Liu, F., Zhang, D., Zhang, P., Zhao, M., and Jafar, S. (2018). Mechanical Properties of Optimized Diamond Lattice Structure for Bone Scaffolds Fabricated via Selective Laser Melting. *Materials* 11, 374.
- Liu, Z., Meyers, M.A., Zhang, Z., and Ritchie, R.O. (2017). Functional gradients and heterogeneities in biological materials: Design principles, functions, and bioinspired applications. *Progress in Materials Science* 88, 467–498.
- Loh, G.H., Pei, E., Harrison, D., and Monzón, M.D. (2018). An overview of functionally graded additive manufacturing. *Additive Manufacturing* 23, 34–44.
- Lum, Z.C., Shieh, A.K., and Dorr, L.D. (2018). Why total knees fail-A modern perspective review. *World J Orthop* 9, 60–64.
- Ma, C.H., Tu, Y.K., Yu, S.W., Yen, C.Y., Yeh, J.H., and Wu, C.H. (2010). Reverse LISS plates for unstable proximal femoral fractures. *Injury* 41, 827–833.
- MacLeod, A.R., and Pankaj, P. (2018). Pre-operative planning for fracture fixation using locking plates: device configuration and other considerations. *Injury* 49, S12–S18.
- MacLeod, A., Simpson, A.H.R.W., and Pankaj, P. 2018. Experimental and numerical investigation into the influence of loading conditions in biomechanical testing of locking plate fracture fixation devices. *Bone & Joint Research* 7, 111–120.
- Mahiroğulları, M. 2012. Minimally invasive surgery and the use of locking plate in the management of proximal femur fractures. *Türk Ortopedi ve Travmatoloji Birliği Derneği Dergisi* 11, 49–54.
- Mercelis, P., and Kruth, J. 2006. Residual stresses in selective laser sintering and selective laser melting. *Rapid Prototyping Journal* 12, 254–265.
- Mertens, C., Löwenheim, H., and Hoffmann, J. (2013). Image data based reconstruction of the midface using a patient-specific implant in combination with a vascularized osteomyocutaneous scapular flap. *Journal of Cranio-Maxillofacial Surgery* 41, 219–225.
- Murat, F., Kaymaz, İ., and Korkmaz, İ.H. (2018). Designing Attaching Plates With Lowered Rigidity By Using Finite Elements Based Topology Optimization Method. *International 9th Biomechanics Congress* 4.
- Murr, L.E., Gaytan, S.M., Martinez, E., Medina, F., and Wicker, R.B. (2012). Next Generation Orthopaedic Implants by Additive Manufacturing Using Electron Beam Melting. *International Journal of Biomaterials* 2012, 1–14.
- Panesar, A., Abdi, M., Hickman, D., and Ashcroft, I. (2018). Strategies for functionally graded lattice structures derived using topology optimisation for Additive Manufacturing. *Additive Manufacturing* 19, 81–94.

- Parkinson, I.H., and Fazzalari, N.L. (2013). Characterisation of Trabecular Bone Structure. In *Skeletal Aging and Osteoporosis*, M.J. Silva, ed. (Berlin, Heidelberg: Springer Berlin Heidelberg), pp. 31–51.
- Perren, S.M. (2015). Fracture healing: fracture healing understood as the result of a fascinating cascade of physical and biological interactions. Part II. *Acta Chirurgiae Orthopaedicae et Traumatologiae Cechoslovaca* 82, 13–21.
- Petersik, A., Homeier, A., Hoare, S.G., von Oldenburg, G., Gottschling, H., Schröder, M., and Burgkart, R. (2018). A numeric approach for anatomic plate design. *Injury* 49, S96–S101.
- Rahimizadeh, A., Nourmohammadi, Z., Arabnejad, S., Tanzer, M., and Pasini, D. (2018). Porous architected biomaterial for a tibial-knee implant with minimum bone resorption and bone-implant interface micromotion. *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials* 78, 465–479.
- Ramakrishna, K., Sridhar, I., Sivashanker, S., Khong, K.S., and Ghista, D.N. (2004). Design of Fracture Fixation Plate for Necessary and Sufficient Bone Stress Shielding. *JSME International Journal Series C* 47, 1086–1094.
- Ravindran, A., Ragsdell, K.M., and Reklaitis, G.V. (2006). *Engineering optimization: methods and applications* (Hoboken, NJ: Wiley).
- Rho, J.-Y., Kuhn-Spearing, L., and Zioupos, P. (1998). Mechanical properties and the hierarchical structure of bone. *Medical Engineering & Physics* 20, 92–102.
- Roy, T.D., Simon, J.L., Ricci, J.L., Rekow, E.D., Thompson, V.P., and Parsons, J.R. (2003). Performance of degradable composite bone repair products made via three-dimensional fabrication techniques. *Journal of Biomedical Materials Research* 66A, 283–291.
- Schaedler, T.A., and Carter, W.B. (2016). Architected Cellular Materials. *Annual Review of Materials Research* 46, 187–210.
- Schmutz, B., Rathnayaka, K., and Albrecht, T. (2019). Anatomical fitting of a plate shape directly derived from a 3D statistical bone model of the tibia. *Journal of Clinical Orthopaedics and Trauma*.
- Schramm, U., and Zhou, M. (2006). *Recent Developments in the Commercial Implementation of Topology Optimization* (Springer).
- Shrivats, A.R., McDermott, M.C., and Hollinger, J.O. (2014). Bone tissue engineering: state of the union. *Drug Discovery Today* 19, 781–786.
- Sigmund, O. (2001). A 99 line topology optimization code written in Matlab. *Structural and Multidisciplinary Optimization* 21, 120–127.
- Story, B.J., Wagner, W.R., Gaisser, D.M., Cook, S.D., and Rust-Dawicki, A.M. (1998). In vivo performance of a modified CSTi dental implant coating. *Int J Oral Maxillofac Implants* 13, 749–757.

- Studart, A.R. (2013). Biological and Bioinspired Composites with Spatially Tunable Heterogeneous Architectures. *Advanced Functional Materials* 23, 4423–4436.
- Uhl, J.M., Seguin, B., Kapatkin, A.S., Schulz, K.S., Garcia, T.C., and Stover, S.M. (2008). Mechanical Comparison of 3.5 mm Broad Dynamic Compression Plate, Broad Limited-Contact Dynamic Compression Plate, and Narrow Locking Compression Plate Systems Using Interfragmentary Gap Models. *Veterinary Surgery* 37, 663–673.
- Van der Schueren, B., and Kruth, J.P. (1995). Powder deposition in selective metal powder sintering. *Rapid Prototyping Journal* 1, 23–31.
- Wang, L., Kang, J., Sun, C., Li, D., Cao, Y., and Jin, Z. (2017). Mapping porous microstructures to yield desired mechanical properties for application in 3D printed bone scaffolds and orthopaedic implants. *Materials & Design* 133, 62–68.
- Wang, X., Xu, S., Zhou, S., Xu, W., Leary, M., Choong, P., Qian, M., Brandt, M., and Xie, Y.M. (2016). Topological design and additive manufacturing of porous metals for bone scaffolds and orthopaedic implants: A review. *Biomaterials* 83, 127–141.
- Xia, L., Xie, Y., Fang, B., Wang, X., and Lin, K. (2018). In situ modulation of crystallinity and nano-structures to enhance the stability and osseointegration of hydroxyapatite coatings on Ti-6Al-4V implants. *Chemical Engineering Journal* 347, 711–720.
- Yan, C., Hao, L., Hussein, A., and Young, P. (2015). Ti-6Al-4V triply periodic minimal surface structures for bone implants fabricated via selective laser melting. *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials* 51, 61–73.
- Yang, D., Liu, H., Zhang, W., and Li, S. (2018a). Stress-constrained topology optimization based on maximum stress measures. *Computers & Structures* 198, 23–39.
- Yang, J.C.-S., Lin, K.-P., Wei, H.-W., Chen, W.-C., Chiang, C.-C., Chang, M.-C., Tsai, C.-L., and Lin, K.-J. (2018b). Importance of a moderate plate-to-bone distance for the functioning of the far cortical locking system. *Medical Engineering & Physics* 56, 48–53.
- Zhang, X.-Y., Fang, G., Leeflang, S., Zadpoor, A.A., and Zhou, J. (2019). Topological design, permeability and mechanical behavior of additively manufactured functionally graded porous metallic biomaterials. *Acta Biomaterialia* 84, 437–452.
- Zhao, X., Wang, X., Xin, H., Zhang, L., Yang, J., and Jiang, G. (2018). Controllable preparation of SiC coating protecting carbon fiber from oxidation damage during sintering process and SiC coated carbon fiber reinforced hydroxyapatite composites. *Applied Surface Science* 450, 265–273.
- Zheng, B. (2007). *Topology Optimization Considering Design Dependent Loadings* (Rutgers The State University of New Jersey - New Brunswick).

ÖZGEÇMİŞ

Kişisel Bilgiler

Adı-Soyadı : Fahri MURAT
Uyruğu : T.C
Doğum Tarihi ve Yeri : 03.12.1993 / Erzurum
Medeni Hali : Bekar
Telefon : +90 5398274735
e-mail : fahri.murat@erzurum.edu.tr

Eğitim

Derece	Üniversite	Mezuniyet Yılı
Yüksek Lisans	Erzurum Teknik Üniversitesi	2019
Lisans	Erzurum Teknik Üniversitesi	2017
Lise	Erzurum Lisesi	2011

Çalıştığı Kurum/Kurumlar ve Yıl

Yayınlar (SCI, SCI-Expanded) (Yayın yılları dikkate alınmalıdır)*

Hakemli Dergiler (Yayın yılları dikkate alınmalıdır)

1. **Murat Fahri**, Korkmaz İsmail Hakkı, Şensoy Abdullah Tahir, Kaymaz İrfan (2019). Eklemeli Üretim İle Elde Edilen Fonksiyonel Kademelendirilmiş Gözenekli İmplantlar, Gazi Üniversitesi Fen Bilimleri Dergisi Part C: Tasarım ve Teknoloji (Kabul:27.06.2019)

Ulusal Kongre Sunum

1. Şensoy Abdullah Tahir, Kaymaz İrfan, Ertaş Ümit, Korkmaz İsmail Hakkı, Yıldız Fatih, **Murat Fahri** (2018). Comparative Stability Assessment of In-vitro Operated Mandibles via Numerical and Experimental Models. 1. INTERNATIONAL TECHNOLOGICAL SCIENCES AND DESIGN SYMPOSIUM (Özet Bildiri/Sözlü Sunum)(Yayın No:4399720)

Uluslararası Kongre Sunum

1. **Murat Fahri**, Kaymaz İrfan, Korkmaz İsmail Hakkı (2018). Designing Attaching Plates With Lowered Rigidity By Using Finite Elements Based Topology Optimization Method. International 9th Biomechanics Congress (Tam Metin Bildiri/Sözlü Sunum)(Yayın No:4377122)

2. Şensoy Abdullah Tahir, Kaymaz İrfan, Ertaş Ümit, Korkmaz İsmail Hakkı, **Murat Fahri** (2018). Stability Assessment of Different Osteotomy Lines for Mandibular Distraction Osteogenesis Using In-vitro Operated Mandibles. 9th International Biomechanics Congress (Tam Metin Bildiri/Sözlü Sunum)(Yayın No:4399669)