

**T.C.  
İNÖNÜ ÜNİVERSİTESİ  
FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ**

**KALÇA PROTEZLERİNDE FONKSİYONEL DERECELENDİRİLMİŞ İSKELE  
YAPILARIN UYGULANMASI VE ÖZELLİKLERİNİN BELİRLENMESİ**

**YÜKSEK LİSANS TEZİ**

**Özgün Ceren AKBAY**

**Makine Mühendisliği Anabilim Dalı**

**Tez Danışmanı: Prof. Dr. İbrahim GEZER**

**ARALIK 2021**

**T.C.  
İNÖNÜ ÜNİVERSİTESİ  
FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ**

**KALÇA PROTEZLERİNDE FONKSİYONEL DERECELENDİRİLMİŞ İSKELE  
YAPILARIN UYGULANMASI VE ÖZELLİKLERİNİN BELİRLENMESİ**

**YÜKSEK LİSANS TEZİ**

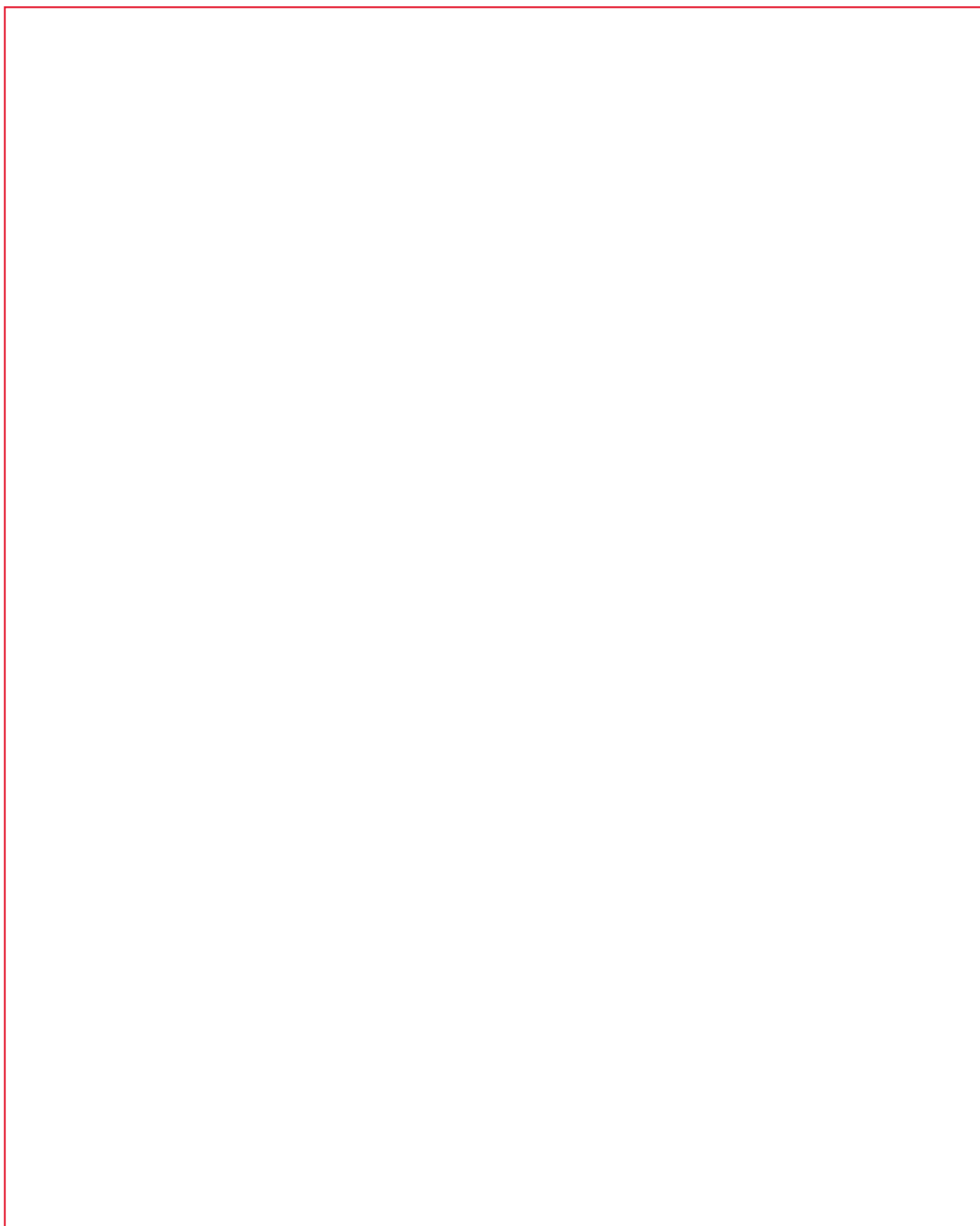
**Özgün Ceren AKBAY**

**36183618075**

**Makine Mühendisliği Anabilim Dalı**

**Tez Danışmanı: Prof. Dr. İbrahim GEZER**

**ARALIK 2021**



## TEŞEKKÜR

Yüksek lisans tez çalışmam boyunca ilgisini, bilgisini ve tecrübelerini her zaman aktaran, her türlü destek ve yardımda bulunan saygı değer danışmanım Prof.Dr İbrahim GEZER ve çok kıymetli hocam Doç.Dr. Erkan BAHÇE'ye;

FYL-2021-2400 nolu proje ile desteklerinden dolayı İnönü Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri Birimi'ne;

Yüksek lisans tezim sırasında akademik bilgilerini benimle paylaşarak her türlü yardımda bulunan değerli dostlarım Sarkis Boyacı, Cebrail Ölmez ve Ender Emir'e;

Şimdiye kadar olduğu gibi bu zorlu tez sürecimde de maddi ve manevi desteklerini her zaman hissettiğim, sıkıntılarıma ortak olan canım aileme;

Her zaman desteklerini hissettiğim ve yüzümü gülümseterek bu tez çalışmasının bitmesine yardımcı olan sevgili dostlarıma teşekkür ederim.

## ONUR SÖZÜ

Yüksek Lisans Tezi olarak sunduğum “**Kalça Protezlerinde Fonksiyonel Derecelendirilmiş İskele Yapıların Uygulanması ve Özelliklerinin Belirlenmesi**” başlıklı bu çalışmanın bilimsel, ahlak ve geleneklere aykırı düşecek bir yardıma başvurmaksızın tarafımdan yazıldığını ve yararlandığım bütün kaynakların hem metin içinde hem de kaynakçada yönetimine uygun biçimde gösterilenlerden oluştuğunu belirtir, bunu onurumla doğrularım.

Özgün Ceren Akbay



## İÇİNDEKİLER

TEŞEKKÜR.....	i
ONUR SÖZÜ .....	ii
İÇİNDEKİLER.....	iii
SEMBOLLER ve KISALTMALAR.....	v
ŞEKİLLER DİZİNİ.....	vi
ÇİZELGELER DİZİNİ.....	viii
ÖZET .....	ix
ABSTRACT .....	x
<b>1. GİRİŞ.....</b>	<b>1</b>
1.1 Konunun Literatürdeki Yeri.....	2
1.2 Tezin Literatürdeki Önemi ve Organizasyon Şeması .....	5
1.3 Tezde Bulunan Başlıkların Dağılım Planı .....	6
<b>2. GENEL BİLGİLER .....</b>	<b>7</b>
2.1 Kalça İmplantlarında Karşılaşılan Sorunlar.....	7
2.2 Kalça Protezi Çeşitleri .....	8
2.2.1 Total kalça protezi.....	8
2.2.2 Çimentolu kalça protezleri .....	9
2.2.3 Çimentosuz kalça protezi .....	9
2.3 Kalça Eklem Anatomisi .....	10
2.4 Kalça Eklemi Biyomekanigi .....	12
<b>3. EKLEMELİ İMALAT TEKNOLOJİLERİ .....</b>	<b>14</b>
3.1 Toz Yatak Prosesi ile Yapılan Eklemeli İmalat Teknolojileri.....	14
3.1.1 Elektron ışınla ergitme (EBM).....	15
3.1.2 Direkt metal lazer sintleme (DMLS) .....	16
3.1.3 Seçici lazer ergitme (SLM) .....	17
3.1.4 Bağlayıcı püskürtme (BP) .....	17
3.2 Yönlendirilmiş Enerjili Biriktirme veya Yığıma Prosesine Göre Eklemeli İmalat Teknolojileri.....	18
3.2.1 Lazerli toz püskürtme (LENS) .....	18
3.2.2 Direkt metal biriktirme (DMD).....	19
3.2.3 Elektron ışını eklemeli imalat (EBAM) .....	19
3.3 Eklemeli İmalat Teknolojilerinin Uygulama Alanları .....	20
3.4 Eklemeli İmalat Teknolojisinin Avantajları ve Dezavantajları .....	21
3.5 Biyomalzemeler .....	22
3.5.1 Metalik biyomalzemeler.....	23
3.5.2 Paslanmaz çelikler.....	23
3.5.3 CoCr alaşımları .....	23
3.5.4 Titanyum alaşımları .....	24
3.6 Eklemeli İmalatta Malzeme Muayene Yöntemleri .....	24
3.6.1 Tahribatsız muayene yöntemleri .....	25
3.6.2 Tahribatlı muayene yöntemleri .....	25
<b>4. İSKELE YAPILAR .....</b>	<b>26</b>
4.1 İskele Yapılarının Sahip Olması Gereken Özellikler.....	26

4.1.1 Gözeneklilik .....	26
4.1.2 Mekanik performans .....	27
4.1.3 Biyouyumluluk.....	27
4.2 İskele Üretim Teknikleri .....	27
4.2.1 Solvent döküm .....	28
4.2.2 Partikül liç .....	28
4.2.3 Polimer sünger çoğaltma yöntemi.....	29
4.2.4 Gaz köpük yöntemi .....	29
4.2.5 Faz ayırma .....	29
4.2.6 Dondurarak kurutma .....	29
4.2.7 Hızlı prototipleme .....	30
4.3 İskele Yapıların Sınıflandırılması ve Uygulama Alanları .....	30
4.4 İskele Yapıların Sınıflandırılması ve Uygulama Alanları .....	31
<b>5.MATERYAL VE YÖNTEM .....</b>	<b>34</b>
5.1 İskele Yapıların Tasarımı ve İmalatı.....	34
5.2 SEM ve EDX Analizi .....	42
5.3 DTA ve FTIR Analizi .....	43
5.4 Kimyasal Temizleme .....	45
5.5 Mekanik Test .....	45
5.6 Birim Hücreler İçin Sonlu Elemanlar Analizi .....	46
<b>6. DENEYSEL BULGULAR ve DEĞERLENDİRİLMESİ .....</b>	<b>48</b>
6.1 SEM Analiz Sonuçları .....	48
6.2 Gözenek Karakterizasyonu .....	50
6.3 EDX Analiz Sonuçları .....	52
6.4 Kimyasal Temizleme İşleminin Sonuçları.....	53
6.5 Mekanik Test Sonuçları .....	55
6.6 DTA ve FTIR Sonuçları.....	59
6.7 Sonlu Elemanlar Analizi Sonuçları.....	62
<b>7. SONUÇLAR VE ÖNERİLER.....</b>	<b>66</b>
<b>KAYNAKLAR.....</b>	<b>68</b>
<b>ÖZGEÇMİŞ .....</b>	<b>76</b>

## SEMBOLLER ve KISALTMALAR

$\mu\text{m}$	Mikrometre
2D	İki Boyutlu
3D	Üç Boyutlu
BDWN	Body Diagonal With Nodes
BP	Bağlayıcı Püskürtme
CAD	Bilgisayar Destekli Tasarım
CO <sub>2</sub>	Karbondioksit
D	Diamond
DM	Dode Medium
DMD	Direkt Metal Biriktirme
DMLS	Direkt Metal Lazer Sinterleme
DSC	Diferansiyel Taramalı Kalorimetre
DTA	Diferansiyel Termal Analiz
DTK	Dode Thick
DTN	Dode Thin
EBAM	Elektron Işını Eklemeli İmalat
EBM	Elektron Işınla Ergitme
EDX	Enerji Dağılımı X Işını
FEA	Sonlu Elemanlar Analizi
FTIR	Fouirer Transform Infrared Spektrofotometre
GPa	Gigapascal
KN	Kilonewton
LENS	Lazerli Toz Püskürtme
Mpa	Megapascal
N	Newton
OT	Octet Truss
RD	Rhombic Dodacahedron
ROD	Rhombi Octa Dense
SEM	Taramalı Elektron Mikroskobu
SLM	Seçici Lazer Ergitme
TOL	Trunch Octa Light



## ŞEKİLLER DİZİNİ

Şekil 1.1: Organizasyon Şeması.....	5
Şekil 2.1: Total Kalça Protezi .....	8
Şekil 2.2: Çimentolu Kalça Protezi çeşitleri .....	9
Şekil 2.3: Çimentosuz protez çeşitleri ve sınıflandırılması.....	10
Şekil 2.4: Kalça Eklemine Genel Yapısı .....	11
Şekil 2.5: Femur Anatomisi .....	12
Şekil 2.6: Kalça eklemine etki uygulayan kuvvetler.....	13
Şekil 3.1: Elektron ışını ile ergitme sistemi şematik gösterim.....	16
Şekil 3.2: DMLS teknolojisi şematik gösterim.....	16
Şekil 3.3: Seçici Lazer Ergitme şematik gösterim .....	17
Şekil 3.4: Bağlayıcı püskürtme sistemi şematik gösterim .....	18
Şekil 3.5: Lazerli toz püskürtme teknolojisi şematik gösterim .....	19
Şekil 3.6: Direkt metal biriktirme teknolojisi şematik gösterim .....	19
Şekil 3.7: Elektron ışını eklemeli imalat teknolojisi şematik gösterim .....	20
Şekil 3.8: Eklemeli imalat teknolojisinin çeşitli endüstrilerdeki kullanım oranları.....	21
Şekil 4.1: İdeal bir iskele tasarımının sahip olması gereken özellikler.....	31
Şekil 4.2: İskele Yapılarının Genel Sınıflandırması .....	32
Şekil 5.1: Materialise Magics bilgisayar destekli tasarım yazılımında tasarım üzerine birim hücre ekleme yöntemi örnek gösterimi .....	35
Şekil 5.2: İskele yapıların üretimine ait iş akışı .....	37
Şekil 5.3: Hibrit İskele Tasarımında Kullanılan Birim Hücreler .....	38
Şekil 5.4: Concept Laser Metal Yazıcı .....	41
Şekil 5.5: Üretilen ikili ve üçlü hibrit iskele modelleri ve kodlamaları .....	42
Şekil 5.6: Taramalı Elektron Mikroskopu ve incelenen hibrit iskele modelleri .....	43
Şekil 5.7: DTA Cihazı.....	44
Şekil 5.8: FTIR Cihazı .....	44
Şekil 5.9: Basma test cihazı ve örnek modelin test görüntüsü.....	46
Şekil 5.10: Alt ve üst yüzeyine plaka yerleştirilmiş örnek birim hücre modeli.....	47
Şekil 6.1: ROD+RD ikili hibrit iskele yapısına ait SEM Görüntüsü .....	48
Şekil 6.2: BDWN+DT+D üçlü hibrit iskele yapısına ait SEM Görüntüsü .....	49
Şekil 6.3: Tasarlanan ve üretilen birim hücre arasındaki örnek boyutsal farklılık .....	49
Şekil 6.4: Örnek bir birim hücrede oluşan üretime dair kusur .....	50
Şekil 6.5: Gözenek dağılımı ve boyutları.....	51
Şekil 6.6: İskeleler üzerinde bulunan elementlerin dağılımına ait haritalandırma.....	52
Şekil 6.7: a) ROD+RD modelinin kimyasal yıkama öncesi SEM görüntüsü b) ROD+RD modelinin kimyasal yıkama sonrası SEM görüntüsü .....	53
Şekil 6.8: a) ROD+RD modelinin birim hücrelerinin kimyasal yıkama öncesi SEM görüntüsü b) ROD+RD modelinin birim hücrelerinin kimyasal yıkama sonrası SEM görüntüsü .....	54
Şekil 6.9: İkili hibrit iskele modellere ait Gerilme-Birim Şekil Değişimi grafiği .....	55
Şekil 6.10: Üçlü hibrit iskele modellere ait Gerilme-Birim Şekil Değişimi grafiği .....	56
Şekil 6.11: İskele yapıların geçirdiği üç aşamalı deformasyon örnek gösterimi .....	57
Şekil 6.12: İskele yapılarda meydana gelen deformasyon türleri .....	58

<b>Şekil 6.13:</b> Diferansiyel termal analiz sisteminin şematik diyagramı.....	59
<b>Şekil 6.14:</b> İşlenmemiş CoCr tozuna ait DTA grafiği.....	60
<b>Şekil 6.15:</b> İşlenmiş CoCr alaşımına ait tozun DTA grafiği .....	60
<b>Şekil 6.16:</b> İşlenmiş ve işlenmemiş CoCr tozuna ait DSC termogramı .....	61
<b>Şekil 6.17:</b> İşlenmiş ve işlenmemiş CoCr tozuna ait FTIR Diyagramı.....	61
<b>Şekil 6.18:</b> Sonlu elemanlar analizi yapılan birim hücrelerde oluşan total deformasyon...	63
<b>Şekil 6.19:</b> Sonlu elemanlar analizi yapılan birim hücrelerde oluşan eşdeğer stress dağılımı.....	64



## ÇİZELGELER DİZİNİ

<b>Çizelge 3.1:</b> Eklemeli İmalat ile Üretimin Avantaj ve Dezavantajları.....	22
<b>Çizelge 3.2:</b> Metalik biyomalzemelerin özellikleri.....	24
<b>Çizelge 5.1:</b> CoCr tozuna ait kimyasal kompozisyon.....	36
<b>Çizelge 5.2:</b> İkili hibrit iskelelere ait kodlamalar.....	39
<b>Çizelge 5.3:</b> Üçlü hibrit iskelelere ait kodlamalar.....	40
<b>Çizelge 5.4:</b> İşleme Parametreleri.....	41
<b>Çizelge 5.5:</b> Hazırlanan çözeltilerdeki asitler ve kullanım oranları.....	45
<b>Çizelge 6.1:</b> İkili Hibrit İskele Modellere ait Porozite ve Maksimum Basma Dayanımları.....	56
<b>Çizelge 6.2:</b> Üçlü Hibrit İskele Modellere ait Porozite ve Maksimum Basma Dayanımları.....	57

## ÖZET

Yüksek Lisans Tezi

### **KALÇA PROTEZLERİNDE FONKSİYONEL DERECELENDİRİLMİŞ İSKELE YAPILARIN UYGULANMASI VE ÖZELLİKLERİNİN BELİRLENMESİ**

Özgün Ceren AKBAY

İnönü Üniversitesi  
Fen Bilimleri Enstitüsü  
Makine Mühendisliği Anabilim Dalı  
X+76 Sayfa  
2021

Danışman: Prof.Dr. İbrahim GEZER

Günümüzde gelişen eklemeli imalat teknolojisine bağlı olarak, geleneksel üretim yöntemlerinin dışında farklı tasarımlar oluşturularak kişiye özel, hafif ve biyoyumluluğu yüksek, insan kemiklerinin yapısına uygun gözenekli implantların üretilmesi mümkün hale gelmiştir. Kalça implantlarının elastik modülünün kemik dokusundan büyük olması mekanik uyumsuzluk ortaya çıkarmaktadır. Bu da implantlarda gevşeme, kırılma, deformasyon gibi problemlere sebep olmaktadır. Kalça eklem implantlarında oluşan problemleri minimize edebilmek ve implantın tutunma kabiliyetini arttırabilmek için imalat metodu değiştirilmiş ve yüksek gerilme gelen kısımlarda gözenekli yapı kullanılmıştır. Bu çalışmada 3D baskı yöntemiyle farklı gözenek yoğunluklarına ve farklı birim hücre modeline sahip ikili ve üçlü birim hücre modelli hibrit numuneler üretilmiş, CoCr alaşımının özelliklerine uygun olarak aksenal ve radyal yükler altında mekanik özellikleri incelenmiştir. İskele yapılarının gözeneklilik oranları, hücre modeli, hücre yoğunluğu, şekil geometrisi, baskı sonuçları karşılaştırılmıştır. İskele yapıların iç bölgelerinde oluşan toz yapışmalarını ve sarkmaları en aza indirmek için kimyasal temizleme yapılmış ve en iyi temizleme sonuçları hidroflorik asit kullanarak elde edilmiştir. Yapılan mekanik test sonucunda iskele yapılarda farklı porozite oranları ve birim hücreler kullanıldığı için hibrit yapılar birbirinden farklı mekanik özellikler göstermiştir. İkili hibrit iskele modellerde maksimum gerilme BDWN+TOL modeline ait olup 518.20 N olarak ölçülürken, üçlü hibrit iskele modellerde maksimum gerilme OT+BDWN+TOL modeline ait olup 475.25 N olarak ölçülmüştür.

**Anahtar Kelimeler:** Gözenekli yapı, Kalça İmplantı, Eklemeli İmalat, Basma Testi

## ABSTRACT

Master Thesis

### APPLICATION AND DETERMINATION OF FUNCTIONAL RATING SCAFFOLDINGS IN HIP PROSTHESIS

Özgün Ceren AKBAY

Inonu University  
Graduate School of Natural and Applied Sciences  
Department of Mechanical Engineering  
X+76 Pages  
2021

Supervisor: Professor Doctor İbrahim GEZER

Today, depending on the developing additive manufacturing technology, it has become possible to produce personalized, lightweight and highly biocompatible porous implants suitable for the structure of human bones by creating different designs apart from traditional production methods. The fact that the elastic modulus of hip implants is greater than that of bone tissue creates mechanical incompatibility. This causes problems such as loosening, breaking and deformation in implants. In order to minimize the problems in hip joint implants and to increase the adhesion ability of the implant, the manufacturing method was changed and a porous structure was used in the high stressed parts. In this study, hybrid samples with double and triple unit cell models with different pore densities and different unit cell models were produced by 3D printing method, and their mechanical properties were investigated in accordance with the properties of CoCr alloy under axial and radial loads. Porosity ratios, cell model, cell density, shape geometry, printing results of scaffold structures were compared. Chemical cleaning was carried out to minimize dust adhesion and sagging in the inner parts of the scaffolding structures, and the best cleaning results were obtained by using hydrofluoric acid. As a result of the mechanical test, hybrid structures showed different mechanical properties from each other because different porosity ratios and unit cells were used in the scaffold structures. In the double hybrid scaffold models, the maximum stress belongs to the BDWN+TOL model and is measured as 518.20 N, while in the triple hybrid scaffold models, the maximum stress belongs to the OT+BDWN+TOL model and is measured as 475.25 N.

**Keywords:** Porous structure, Hip Implant, Additive Manufacturing, Compression Test

## 1. GİRİŞ

CoCr alaşımları yüksek biyouyumluluk, yüksek korozyon direnci, düşük elastisite modülü ve hafiflik gibi özelliklerinden dolayı implantların üretiminde tercih edilmektedir. CoCr 90 Gpa kadar gerilmeye dayanırken, insan kemiğinin dayanımı 15-25 Gpa arasında değişmektedir [1]. Oluşan bu gerilme farkı implant ve kemik arasında biyomekanik uyumsuzluk meydana getirdiğinden implantlarda gevşeme, kırılma, implant deformasyonu gibi problemlerle karşılaşmaktadır. Bu tür problemler implant ömrünü etkilemektedir. Ayrıca insan yaş ortalamasının artmasına bağlı olarak uzun ömürlü implantların üretimine de ihtiyaç duyulmaktadır. Bu sorunların önüne geçmek amacıyla implantlarda geleneksel yöntemlerle üretilmeyen, karmaşık, insan kemiklerini taklit edebilen hücreli gözenekli iskele yapılar ivme kazanmaktadır. Gözenekli iskele yapılar şekil ve geometriyi kontrol etme özgürlüğü sunması, malzeme miktarını ve maliyeti azaltmasından dolayı tercih edilmektedir. Bunun yanı sıra, implanttan kemiğe geçen gerilme transferini azaltıp kemik dokusunun implanta entegresini hızlandırmakta ve uzun süreli kemik ile bağlantı halinde kalmasına izin vermektedir [2]. Kazalar, hastalıklar veya yaralanmalar sonucu meydana gelen kemik dokusu kayıplarının tedavisi amacıyla kullanılan implantlar, hücre işlevlerinin sürdürülmesini ve hücrelerin büyümesi için gerekli temas noktalarının meydana gelmesini sağlar [3]. Bu yüzden hasar görmüş doku veya organların onarımında, destekleyici bir yapı olarak implantlar yaygın olarak kullanılmaktadır. Geleneksel üretim teknikleri ile üretilen gözenekli implantlarda gözenek kontrolünün hassas bir şekilde gerçekleştirilmesi oldukça zordur. Geleneksel üretim metodları kullanılarak üretilen iskeleler, hücre göçü ve doku büyümesinde genellikle üniform olmayan doku oluşumlarına neden olmaktadır [3]. Ek olarak geleneksel üretim metodları, iskele yapılarda üretim sonucunda hatalı ve kafes yapılarının daha az örülü oluşması gibi üretim kusurlarına sebep olmaktadır. Bu üretim kusurlarını azaltmak ve doku mühendisliği uygulamalarında kullanmak için yeni ve alternatif bir üretim tekniği olan üç boyutlu üretim teknolojileri ön plana çıkmaktadır. Bu teknolojiler ile birlikte bilgisayar destekli tasarım programlarını kullanarak kişiye özel, hafif ve biyouyumlu kemik iskeleleri tasarlayıp üretmek mümkün hale gelmiştir. Tasarlanan iskele yapıları için Solid Works, CATIA, NX, Material Magics, Pro Engineer, 3D MAX gibi 3 boyutlu modelleme programları kullanılmaktadır. Eklemeli imalat yöntemlerinde

üretilecek gözenekli yapının bilgisayar destekli tasarım dosyasından üretime aktarılmasıyla gözenekli yapıların kemik doku mühendisliğinde kullanılması yaygınlaşmıştır [4]. Ancak bu gözenekli kafes yapısına sahip implantların üretilip tasarlanmasında karşılaşılan birtakım zorluklar vardır. Bunlardan en önemlisi, uygun kafes tasarımına ait değişkenlerin seçilmesidir. Kullanılan malzemenin yanı sıra belirlenen hücre modeli, hücre yoğunluğu ve şekil geometrisi mukavemeti belirlemede önemli rol oynamaktadır [5]. Bu yüzden tasarlanan üç boyutlu iskeleler üretilmeden bilgisayar destekli tasarım programları kullanarak hücresel birimler oluşturulur ve ardından bu birimler iskele haline getirilir. Böylelikle üretilen üç boyutlu iskelelerin mekanik özelliği üzerinde arzu edilen şekilde değişiklikler sağlanabilir.

### **1.1 Konunun Literatürdeki Yeri**

Eklemeli imalat yöntemleri karmaşık kafes yapılarının üretilmesinde tercih edilir ve geleneksel üretim yöntemlerine göre birçok avantaj sağlamaktadır. Bu yöntemler içinde Selective Laser Melting (SLM) yöntemi yüksek verimlilik, üretimde geçen zamandan tasarruf, atık madde miktarını en aza indirmesinden dolayı kullanılmaktadır. SLM işleme parametrelerinden lazer gücü, tarama yönü, lazer pozlama süresi üretilen modellerin mekanik özelliklerini önemli ölçüde etkilemektedir. Bir kafes yapısının mekanik özellikleri belirlenirken sadece malzemenin yoğunluğu değil aynı zamanda birim hücrenin geometrisi ve topolojisi de önem arz etmektedir. Hücre geometrisi kafes modelinin total mukavemetini, sertliğini, enerji sönümlene kabiliyetini etkilemektedir. Literatürde yapılan çalışmalar incelendiğinde; Wang vd. gözenekli iskelelerin karakteristik parametreleri ile mekanik özellikleri arasındaki ilişkiyi göstermek için matematiksel bir yöntem geliştirmişlerdir. Gözenekli iskeleleri 3D metal yazıcı ile üretilen mekanik özelliklerini değişken aksenal yükler altında test etmişlerdir. Bu testlerin sonuçlarına göre gözenekli yapıya sahip bir tasarımın biyomekanik performansı arttırdığı, gözenek çapı ve yoğunluğu değiştiğinde mekanik özelliklerinin değiştiği sonucuna varmışlardır [6]. Arabnejad vd. gözenekli kalça implantı yüzeyinde oluşan gerilmeleri ve değişimi gözlemlemek için in vitro deneyler yapmışlardır ve gözenekli yapının gerilmeyi %34 azalttığını belirlemişlerdir [7]. Ghahramanzadeh vd. katı modelleme programı kullanarak 35µm, 70µm, 105µm olmak üzere üç farklı gözenek çapına sahip kalça protezi tasarlamışlardır. Tasarlanan kalça protezini uyluk kemiğine monte ederek 1000N'luk aksenal kuvvet altında sonlu elemanlar analizi uygulamışlardır. Analiz sonucunda kalça protezinde 35µm gözenek çaplı yapılar

kullanıldığında oluşan gerilmelerin daha düşük değerlerde olduğu tespit edilmiştir. [8]. Limmahakhun vd. Kalça protezinin ömrünü arttırmak amacıyla değişik geometrilere gözenekli yapılar üretmişlerdir. İmplantın kemik ile temas noktalarındaki gerilmenin aksel ve radyal yönde etkilerini incelemişlerdir [9]. Mehboob vd. kalça protezini, kübik hacim merkezli geometriyi referans alarak gözenekli olarak modelleyip 3 boyutlu metal yazıcı ile üretmişlerdir. Üretilen gözenekli yapıları basma, bükülme ve burulma yükleri altında testlere tabi tutmuşlardır. Gözenek oranı %47,3 olan yapıların kemiğe en yakın mekanik özelliği gösterdiğini belirlemişlerdir [10]. Benzer şekilde Alkhatib vd. kalça protezini kübik hacim merkezli yapıyı referans alarak modellemişlerdir. Bu modeli 1200 N yük altında yürüme ve tırmanma durumları için karşılaştırmışlardır. İmplantlarda tırmanma yükleri maksimum gerilmelere, yürüme yükleri ise düşük gerilmelere neden olmuştur [11]. Bari vd. 3D teknolojisi ile sırasıyla %73,85, %60,53 ve %55,26 üç farklı yoğunlukta gözenekli Ti6Al4V iskeleleri üretilip 100 kN yük altında test etmişlerdir. Test sonucunda %73,85 gözeneklilik ve yaklaşık 900–1000 µm gözenek çapına sahip gözenekli iskelelerin kemik hücrelerinin büyümesinde daha iyi olduğunu belirlemişlerdir [12]. Hazlehurst vd. CoCrMo alaşımını kullanarak kare gözenekli iskeleyi femoral sapın tasarımına dahil etmişlerdir. İmplantı 600 Mpa basınç altında analiz ederek, gözenekli yapıda normal implanta oranla protez çevresinde gerilmenin azaldığı belirlenmiştir [13]. Soro vd. %60 ve %70 gözeneklilik seviyelerine sahip titanyum iskelelerinin mekanik özelliklerini basma yükleri altında sonlu elemanlar analizi ile incelemişlerdir. Analiz sonucunda gözenekli iskelelerin stres dağılımının gözenek şekline ve gözenek çapına bağlı olduğunun önemini vurgulamışlardır [14]. Zhao vd. Elmas, Gyriod, Ortogonal ve Küp kafes yapısına sahip 6x12 mm<sup>2</sup> boyutlarında farklı gözenekli titanyum numunesi tasarlamış ve 3 boyutlu metal yazıcı ile üretmişlerdir. Tasarlanan modeller ile üretilen modeller arasındaki boyut hassasiyetinin %2,73 den az olduğunu tespit etmişlerdir [15]. Zhang vd. elmas kristal kafes yapıda gözenekli kalça protezi üretilip sonlu elemanlar analizi ile incelemişlerdir. Gözenekli numunenin biyouyumluluk ve onarım etkisi in vivo deneylerle incelenmiş, gerilme altındaki zayıf noktaları optimize edilmiştir. In vivo deney sonuçlarına göre 2.ayda süngerimsi kemik sınırı,4.ayda yeni doku ve 6.ayda ise yeni kemik iliği oluşumu gözlemlenmiştir [16]. Bu çalışmanın benzer durumunu kristal kafes yapısını Octet truss ve Tetrahedron olarak Melancon vd. de incelemiştir. Deney sonucunda Octet truss yapısının kemik hücre çoğalması için en iyi yapı olduğunu belirlemişlerdir [17]. Choy vd. eklemeli imalat yönteminin karmaşık ve kişiye özel yapıları üretmek için iç iskeleyi kontrol edebilme ve geometrik özgürlük sağladığını belirtmişlerdir. Çalışmalarında Ti6Al4V



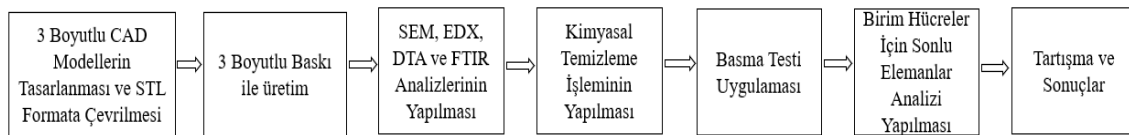
alaşımı kullanarak SLM yöntemi ile üretilen fonksiyonel dereceli iskele yapılarının mekanik özelliklerini incelemişlerdir [18]. Bartolomeua vd. geleneksel yöntemler ile üretimi zor olan karmaşık geometrilik iskelelerin, eklemeli imalat teknolojisinde meydana gelen gelişmeler ile üretiminin mümkün olduğunu belirtmişlerdir. Ti6Al4V alaşımı kullanarak, beş farklı boyutta tasarlanmış iskele yapısını SLM yöntemi ile üretmişlerdir. Üretilen yapıların hücre boyutuna bağlı olarak aşınma ve sürtünme performanslarını incelemişlerdir [19]. Čapek vd. gözenekli iskele yapılarının üretiminde geleneksel imalat yöntemlerini kullanmak zor olduğundan bu yapıların üretimi için SLM gibi hızlı prototipleme tekniğini kullanmışlardır. Çalışmalarında 316L paslanmaz çeliğini seçmişlerdir. SLM ve sıcak dövme ile hazırlanan iki 316L paslanmaz çelik iskele yapının mikro yapıları, hücre içi etkileşimleri ve mekanik özellikleri karşılaştırılmıştır. Elde edilen sonuçlar, SLM yönteminin çok gözenekli 316L paslanmaz çelik iskele yapılarının üretimi için uygun bir yöntem olduğunu doğrulamıştır [20]. Bael vd. Ti6Al4V alaşımı kullanarak farklı gözenek boyutlarına sahip iskele yapıları tasarlamışlardır. SLM yöntemi ile üretilen iskele yapılarının mekanik ve morfolojik özelliklerini incelemişlerdir. Tasarlanan ve üretilen iskele yapılarında SEM ve  $\mu$ -CT görüntülerinde gözenek boyutu değerleri arasında farklar görülmüştür. Çalışmalarında, SLM yöntemi ile üretilen Ti6Al4V iskele yapılarının, tasarlanmış değerlerden farklı olduğunu ancak SLM yöntemi kullanılarak sırasıyla  $372 \pm 12\mu\text{m}$  ve  $190 \pm 6\mu\text{m}$  en küçük gözenek ve giriş boyutu ile üretilebileceği sonucuna varmışlardır [21]. Sallica-Leva vd. Ti6Al4V alaşımı kullanarak üç farklı gözeneklilik seviyesine sahip iskele yapılarını, SLM yöntemi kullanarak iki farklı enerji girdisi ile üretmişlerdir. Üretimde kullanılan farklı enerjilerin mikro yapı ve mekanik özellikler üzerindeki etkisini araştırmışlardır. Üretilen iskele yapılarının elastisite modülünü, akma ve kopma basınç dayanımını basma testleri yaparak belirlemişlerdir. Yüksek enerji kullanarak üretilen iskele yapılarının daha ince dikme yapılarına, homojen gözeneklilik dağılımına ve daha yüksek mekanik özelliklere sahip olduğunu vurgulamışlardır [22]. Wang vd. eklemeli imalat teknolojisindeki gelişmelerin, son dönemlerde artan kişiye özel tasarıma sahip implant taleplerini karşılamak için önemli avantajlar sağladığını belirtmişlerdir. Aynı zamanda istenilen mekanik özelliklerde gözenekli iskelelerin iç yapısının tasarlanabilmesi için topoloji optimizasyon teknikleri geliştirmişlerdir [23].

Literatürde de görüldüğü üzere SLM yöntemi kullanılarak üretilen iskele yapılarda gözenek çapı, gözeneklilik yoğunluğu ve kristal kafes yapıları farklı olan gözenekli modeller kullanılarak bu yapıların, biyo uyumlulukları, mekanik özellikleri, yüzey

pürüzlülüğü gibi özellikleri incelenmiştir. Ek olarak yapılan çalışmalarda gözenek çapının kemik hücre büyümesine etkisi ve kemiğe aktarılan yük miktarının gözeneklilik yoğunluğu ile ilişkisi üzerine çalışmalar yapılmıştır. Bu tez çalışmasında literatürdeki çalışmalardan farklı olarak, yenilikçi ve özgün hibrit iskele tasarımları geliştirilerek, kalça implantı olabilecek CoCr alaşımı esaslı hibrit iskele yapılar SLM yöntemi kullanılarak üretilmiştir. Geliştirilen hibrit tasarımlara bağlı olarak iskele yapılarının mekanik özelliklerinin geliştirilmesi amaçlanmıştır.

## 1.2 Tezin Literatürdeki Önemi ve Organizasyon Şeması

Kalça eklemi uyluk kemiğinin yuvarlak başı ve leğen kemiğinin birleşmesinden oluşup insan vücudunda en büyük yüklere maruz kalan eklemdir [8]. Bu eklem kazalar, hastalıklar, yaşlılık, kemik erimesi vb. olumsuz durumlarda hasara uğrayabilmektedir. Hastaların günlük yaşamına devam edebilmesi ve yaşam kalitesini arttırmak için çeşitli kalça protezi uygulamaları geliştirilmiştir [8]. Gelişen eklemeli imalat teknolojisi ile birlikte kemik ve implant arasındaki bütünlüğü arttıran, kemik hücre gelişimine izin veren ve hastaların gereksinimine göre kişiye özel gözenekli implantlar üretilmeye başlanmıştır. Gerilmenin yüksek olduğu bölgelerde hafif ve implattan kemiğe aktarılan yük miktarını azaltan gözenekli iskele yapıların kullanılması ivme kazanmıştır. Bu tez çalışmasının amacı farklı hibrit iskele tasarımlarının mekanik özellikleri arasındaki ilişkiyi ortaya koymaktır. Mekanik özellikler ile gözeneklilik arasındaki ilişkiyi tanımlamak için hibrit tasarıma sahip gözenekli yapılar belirlendi. Uygulanabilirliğin doğrulanması ve belirlenmesi için seçilen gözenekli hibrit tasarıma sahip iskeleler SLM teknolojisi ile üretildi. Hibrit tasarımların mekanik özelliklerini değerlendirmek için aksel ve radyal yükleme altında incelendi. İmalat doğruluğunun değerlendirilmesi SEM ve mikroskobik gözlemlerle gerçekleştirildi, bu da SLM ile inşa edilmiş iskele yapılarının tasarlandığı gibi CAD modelleriyle örtüşüğünü göstermektedir. Bu tez çalışmasına ait organizasyon şeması Şekil 1.4’de verilmiştir.



Şekil 1.1: Organizasyon Şeması.

### **1.3 Tezde Bulunan Başlıkların Dağılım Planı**

Tez 7 bölüm olarak aşağıdaki şekilde düzenlenmiştir:

1.Bölümde tez çalışmasının amacı, organizasyon şeması verilmiş, kalça protezlerinde karşılaşılan problemlerden bahsedilmiş olup, çalışmanın amacı literatürlerle desteklenmiştir. 2.Bölümde kalça eklem anatomisi ve kalça eklem biyomekaniği hakkında genel bilgiler verilmiştir. 3.Bölümde eklemeli imalat teknolojileri kullanılarak yapılan üretim türleri, eklemeli imalatın uygulama alanları, eklemeli imalatın avantaj-dezavantajları ve malzeme muayene yöntemleri anlatılmıştır. 4.Bölümde iskele yapıların üretim yöntemleri anlatılmıştır. 5.Bölümde tez çalışması kapsamında yapılan deneyler verilmiştir. 6.Bölümde yapılan deneylerin sonuçları detaylı bir şekilde tartışılmıştır. Son olarak 7.Bölümde elde edilen sonuçlar ve önerilere yer verilmiştir.

## 2. GENEL BİLGİLER

### 2.1 Kalça İmplantlarında Karşılaşılan Sorunlar

Kalça protezi ameliyatlarında en sık karşılaşılan sorunlardan biri aseptik gevşemedir [24]. Kemiğe yerleştirilen implantın günlük hareketler sonrası zamanla kemik ile uyumsuz hale gelerek gevşemesi, yerinden çıkması, kırılması ve işlev göremez hale gelmesi gibi problemler hastaya ciddi zararlar vermektedir. Bundan dolayı kemiğe yerleştirilen implantların stabil kalmasını sağlamak ve bu sorunları önlemek önem arz etmektedir. Hastaya bağlı cinsiyet, genetik durumlar, hareket aktivitesi sıklığı, vücut kitle indeksi gibi faktörlerin yanı sıra kullanılan implantın hasta ile uyumlu olması gerekmektedir [24]. Tasarlanan implant parçaları ile kemik arasındaki sürtünme ve aşınmadan dolayı osteoliz gelişimi görülebilmektedir. Çözüm olarak implanta hidroksiapatit kaplama yapmak aşınmayı azaltacağından dolayı küçük parçaların ortaya çıkması engellenebilmektedir [25].

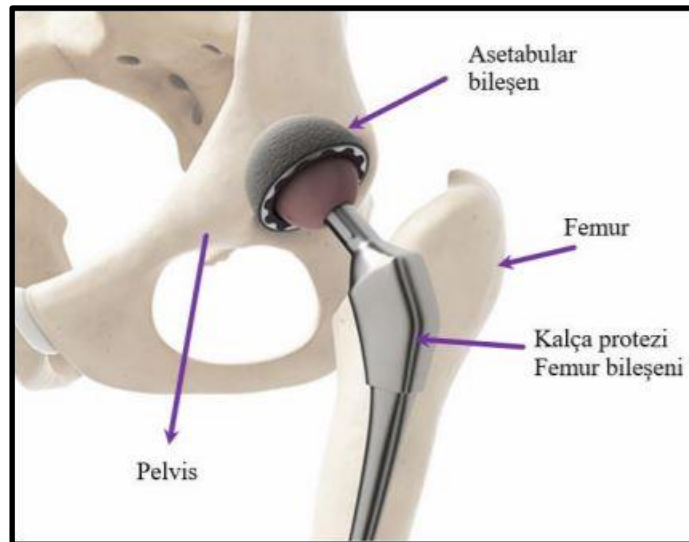
Kalça protezi kullanımında karşılaşılan başka bir sorun da çimentolu implantlarda çimento çatlaması ve kırılması gibi nedenlerle aşınma meydana gelmesidir. Aşınma sonucu oluşan partikülleri vücut yabancı cisim olarak algılar ve bu yabancı partikülleri atmak için vücut bağışıklık sistemini devreye sokmaktadır. Osteoklast (yıkım) hücreleri kemik stoğuna zarar verince de aseptik gevşeme ile sonuçlanan kemik erimesi (osteoliz) ortaya çıkmaktadır [24]. Öte yandan tasarlanan implant kemik ara yüzünde en az gerilme oluşturacak, gerilme yığılmalarına izin vermeyecek, implantı hasara uğratmayacak şekilde olmalıdır. Aksi takdirde stres kalkını denilen durum meydana gelir ve kemik erimesi, protez çevresinde sertlik değişimi gibi sorunlarla karşılaşılabilir [26]. Bazı durumlarda da implantlar vücut sıvısıyla temas ettiğinde korozyona uğrayabilmektedir ve implantların aşınmış yüzeyinde korozyondan kaynaklanan çukurlar gözlemlenebilir. Korozyon sonrası oluşan atıklar zararlı durumlar oluşturabilir ve vücut tarafından atılamayabilir. Kobalt alaşımı kullanılarak yapılan bir femur implantında, korozyondan kaynaklı yılda 100 nanometre doğrusal boyutta bir azalma meydana gelir ve implantın stabilizesini bozabilir [27]. Uzun süreli kullanılan implantlarda günlük hareket aktivitesinin sıklığına göre yorulma kırılmaları meydana geldiği gözlemlenmiştir [28]. Yapılan birçok deneysel çalışma sonucu, implantlarda oluşan mekanik hasarlarının çoğunun yorulma sonucu oluşan hasar kaynaklı

olduğu tespit edilmiştir. [29-30]. CoCr alaşımı ile yapılan femur stemlerinde genel olarak erken yorulma hasarları stem boynunda görülmektedir. Stem boyunda oluşan yorulma hasarının üretim sırasında biriken yüksek kalıntı gerilmelerinden ya da mikro yapısal kusurlardan kaynaklandığı yapılan çalışmalar sonucu belirlenmiştir [31]. Son yıllarda yapılan çalışmalar ve eklemli imalat teknolojisinin gelişmesiyle birlikte uzun ömürlü, kişiye özel, anti-bakteriyel, biyouyumlu, vücutta bulunan mevcut doğal dokuları yeniden yapılandırmaya yönelik implantların üretilebilirliği ivme kazanmıştır. Gelişen teknoloji ile birlikte metal implantlar için yapılan kaplamaların geliştirilmesinin yanı sıra özel olarak tasarlanmış iskele yapılar, fonksiyonel derecelendirilmiş hibrit tasarımlar veya biyo çözümler malzemeler gibi yeni nesil malzemelerin kullanımının artacağı görülmektedir [27].

## 2.2 Kalça Protezi Çeşitleri

### 2.2.1 Total kalça protezi

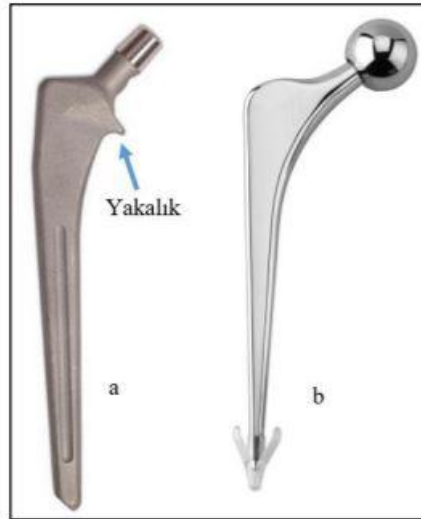
Total kalça protezi ameliyatları, tüm dünya çapında sıklıkla uygulanan, hastaların ağrılarını dindirip yaşam kalitesini arttıran ve implantasyon sonrası başarılı sonuçlar elde edilen ortopedik ameliyatlardan biridir. Kalça eklemine femur başı ve stem kısımlarının deforme olması durumunda total kalça protezi kullanılır. Malzeme olarak plastik, seramik ve metal alaşımlarından elde edilir. Kalça protezlerine ait birçok tasarım mevcuttur. Total kalça protezi yerleştirilen kalça eklemine genel görünüşü Şekil 2.1’de verilmiştir.



Şekil 2.1: Total Kalça Protezi [24].

### 2.2.2 Çimentolu kalça protezleri

Kalça protezleri çimentolu ve çimentosuz olmak üzere ikiye ayrılır. Çimentolu protezlerin yüzeyi daha pürüzsüz olup kemik çimentosu kullanılarak kemiğe sabitlenir. Kemik ile protez arasında çimento olduğundan çimentosuz protezlere göre daha küçük çaplı tasarlanıp üretilirler. Çapları küçük olan bu protezlerin kuvvet aktarımı çimentosuz protezlere göre daha yüksektir [24]. Kuvvet aktarımları yüksek olduğundan CoCr alaşımlarından ya da paslanmaz çelik gibi elastik modülü yüksek malzemelerden üretilmektedirler [32]. Çimentolu protezler yakalıklı ve yakalıksız olmak üzere iki çeşittir. Yakalıksız çimentolu protezlerin yüzeyleri parlak olduğundan yakalıklı çimentolu protezlere göre sürtünme daha az gerçekleşir. Sürtünme az gerçekleştiği için protez ile stem arasındaki kayma gerilmesi düşer ve bunun sonucunda protezde çökmeler meydana gelir. Yakalıklı protezlerde yük doğrudan kemiğe iletiildiğinden protezde çökmeler daha az meydana gelir. Yakalıklı ve yakalıksız protezlere ait genel görüntü Şekil 2.2’de verilmiştir.

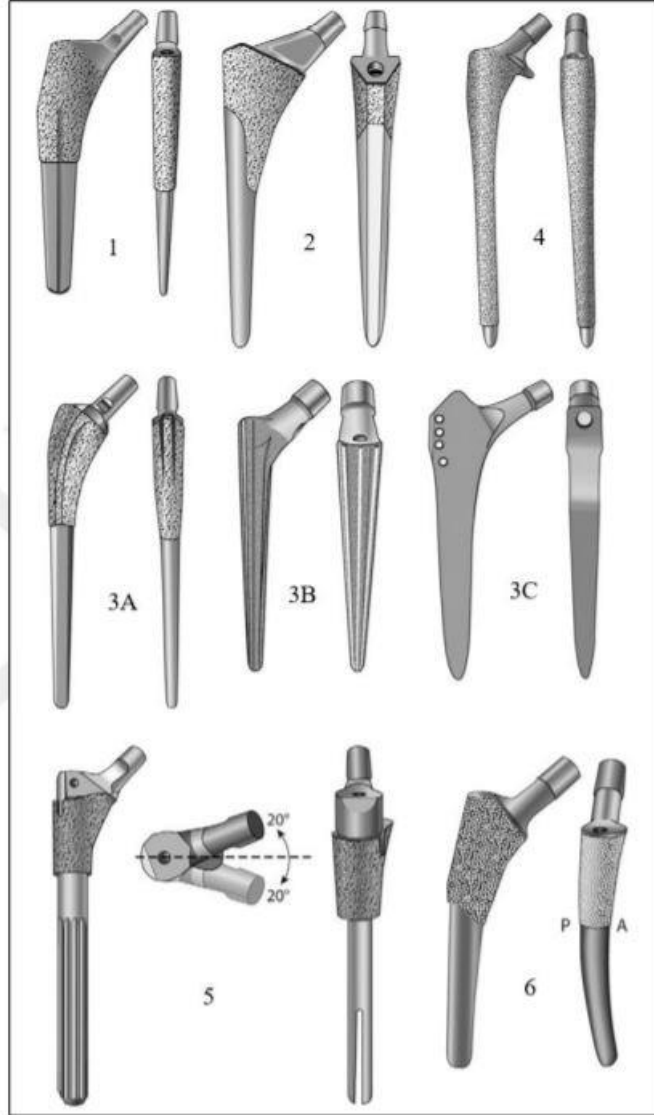


**Şekil 2.2:** Çimentolu Kalça Protezi çeşitleri a) Yakalıklı çimentolu protez b) Yakalıksız çimentolu protez [24].

### 2.2.3 Çimentosuz kalça protezi

Çimentosuz protezlerin yüzeyleri pürüzlü olup kemiğe sıkı geçme şeklinde yerleştirilmektedir. Literatürde yer alan çalışmalardan bazıları çimentolu protez kullanımını [33], bazı çalışmalar ise çimentosuz protezlerin uzun dönem boyunca kullanılmalrı sonucunda daha başarılı sonuçlar verdiğini vurgulamaktadır [34]. Çimentosuz protezler tasarlanırken protezin yüzey özellikleri dikkate alınmalıdır çünkü protez yüzeyi yeni hücre oluşumu için çok önemlidir. Yeni hücrelerin oluşması için

çimentosuz protezlerin gözenekleri 50 ile 400 mikron boyutunda olmalıdır [35]. Çimentosuz protezlerde titanyum alaşımları, alüminyum alaşımları veya kobalt krom alaşımları kullanılmaktadır. Çimentosuz protez çeşitleri Şekil 2.3’de verilmiştir.

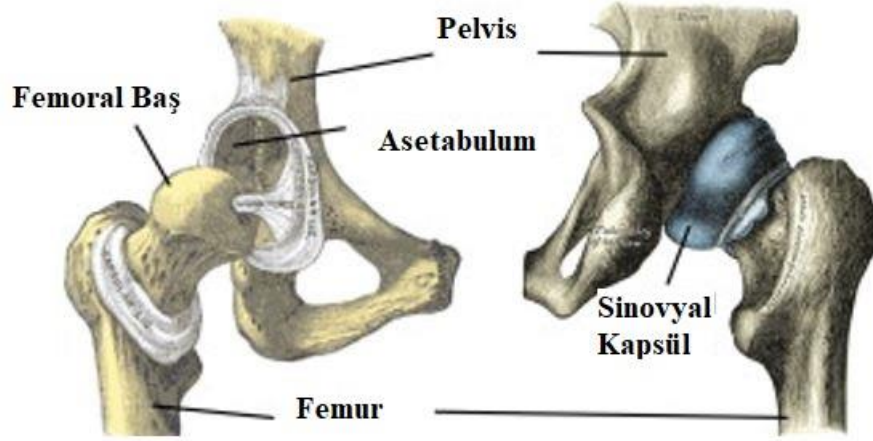


**Şekil 2.3:** Çimentosuz protez çeşitleri ve sınıflandırılması [24] 1) Tek kama 2) Çift kama 3A) yuvarlak ve konik 3B) yivli ve konik 3C) Dörtgen ve konik 4) tamamen kaplanmış ve yuvarlak 5) Modüler 6) anatomik

### 2.3 Kalça Eklem Anatomisi

Kalça eklemi, femur başı ile pelvisin asetabulumu arasındaki eklem noktası olan bir top yuva eklemidir. Asetabulum, pelvisin inferolateral tarafında yer alan fincan benzeri bir çöküntüdür. Boşluğu fibro-kıkırdaklı asetabular labrum varlığı ile derinleşir. Femur başı yarım küre şeklindedir ve asetabulumun iç bükeyliğine tamamen uyar. Hem asetabulum

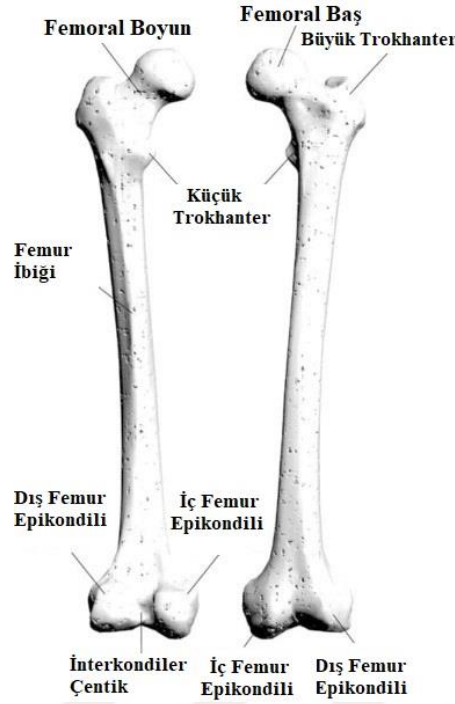
hem de femur başı, ağırlık taşıyan yerlerde daha kalın olan eklem kıkırdağı ile kaplıdır. Kalça ekleminin kapsülü proksimalde asetabulumun kenarına yapışır. Kalça ekleminin genel yapısı Şekil 2.4’de verilmiştir.



**Şekil 2.4:** Kalça Ekleminin Genel Yapısı [36].

Kalça ekleminin bir diğer bileşeni olan asetabulum eklemi, kalça ekleminde femur başını çevreleyen derin, fincan şeklindeki yapıdır. Asetabulumun pelvisin üç kemiğinin birleşiminden oluşur. Lunat yüzey, asetabulumun at nalı şeklindeki eklem üst yüzeyidir. Uyluk başından gelen yük leğen kemiğine asetabulum eklem vasıtasıyla iletilir. Yuva şeklindedir ve femur başını kapsar böylelikle mekanik olarak destek sağlar. Asetabulum eklemin az geliştiği zaman femur başı tam olarak kapanamaz ve kalça ekleminin hareket kabiliyeti kısıtlanır. Bu yüzden kalçada zorlanma ve deformasyonlar oluşabilir. Femur kalça ekleminin en uzun ve en güçlü kemiğidir. Üst ucu yuvarlak olup küre şeklinde bir eklem yüzü bulunmaktadır. Femur başı olarak adlandırılan bu küresel kısım femur kemiğine femur boynu kısmı ile bağlanır. Femur başı yük iletimini sağlar ve çeşitli yönlerde harekete izin verir. Aynı zamanda eklem stabilitesinin de korunmasını sağlar. Kalça eklemine gelen yükler femurun dış korteksi tarafından taşınır ama yük taşıma sırasında oluşan gerilmeler internal olarak iletilir. İmplantasyon sırasında kullanılan materyallerin elastik modülüsü arttıkça sertlikleri artar, esneklikleri azalır ve CoCr gibi sert stemler distalde yüksek strese yol açar. Bu yüzden CoCr elastik modülüsünün kemiğin elastik modülüsüne yakın, korozyona dirençli ve biyouyumluluğunun fazla olması nedeniyle çimentosuz stemlerde kullanılan materyal olarak tercih edilir. Çimentolu protez uygulamalarında ise daha ince stemler kullanılması nedeni ile sertliği daha yüksek olan CoCr alaşımları tercih edilmektedir. Femur Anatomisine ait görsel Şekil 2.5’de verilmiştir.





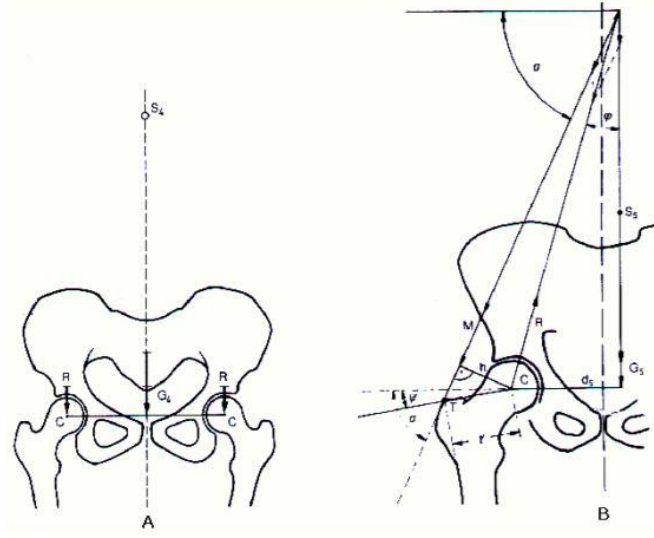
Şekil 2.5: Femur Anatomisi [37].

## 2.4 Kalça Eklemi Biyomekaniği

Kalça eklemi, vücudun en hareketli ve en büyük eklemidir. Ancak kalça ekleminde bulunan femur başı asetabulum içerisinde tam kapanma sağladığından diğer eklemlere göre daha stabildir. Kalça eklemi yüklenme esnasında oluşan kuvvetleri eklem yüzeyleri aracılığı ile ileten hareket yeteneğine sahiptir. Kalça eklemi vücut ağırlığı ve kalça abduktörleri arasında kaldıraç görevi yapar. Böylelikle vücut ağırlığı ve kalça abduktörleri arasında bir denge durumu sağlanır. Femoral baş-boyun offset'i, femurbaşı ve femur boynunun en üst kısımları arasındaki mesafedir [38]. Bu mesafe tam hareket açıklığına izin verecek düzeyde olmalıdır. Asetabulumun öne doğru dönmesi, femur başı ile normal ilişkisinin devamı ve sıkışma durumunun oluşmaması için önem arz etmektedir [39]. Asetabuler anteversiyon, asetabulumun öne doğru yönelen halidir ve değeri 20 derecedir [40]. Kalça eklemi vücudun günlük hareketleri esnasında statik ve dinamik kuvvetlere maruz kalır [41]. Femur başına binen statik kuvvet vücut ağırlığından büyüktür ve kuvvet büyüdükçe aşınma da artmaktadır [42].

Abdüktör + kas kuvveti kalçayı etkileyen kuvvettir. Bu iki kuvvetin vektörel bileşkesi alınarak kalçaya etki eden asıl kuvvet vektörü bulunur. Vücut ağırlık merkezinden geçen eksen ile bu bileşke kuvvet arasında yaklaşık olarak 16 derecelik bir açı bulunur [43]. Şekil 2.6' daki gibi femoral baş üzerine etkileyen kuvvet, abduktör çekme kuvveti x mesafe (A) +

vücut ağırlığı x mesafe (B). Buna göre femoral baş üzerindeki statik kuvvetler vücut ağırlığından fazladır.



**Şekil 2.6:** Kalça eklemine etki uygulayan kuvvetler A: Çift ayak basarken B: Yürümenin temas fazında [42].

### 3. EKLEMELİ İMALAT TEKNOLOJİLERİ

3 boyutlu baskı, hızlı prototipleme ya da serbest formlu üretim adları da verilen Eklemeli İmalat Teknolojisi; malzemelerin üst üste katmanlar şeklinde birleştirilerek 3 boyutlu nesnelere yapmak için kullanılan üretim yöntemidir. 3 boyutlu yazıcılar olarak da bilinen eklemeli imalat sadece küçük modeller değil aynı zamanda metalden karmaşık parçalar üretmek için de kullanılan bir üretim metodudur. Eklemeli imalat yöntemleri, geleneksel imalat yöntemleri ile üretimi zor olan karmaşık geometriye sahip yapıların verimli bir şekilde imal edilmesine olanak sağlar. Buna ek olarak istenilen geometride ve mekanik özellikte malzemenin üretilmesi, düşük maliyet, zaman tasarrufu, atık maddeyi en aza indirme ve yüksek kalite sağlama gibi özellikleriyle geleneksel imalat yöntemlerine göre üstünlüğe sahiptir. Eklemeli imalat sistemleri, kullanılan enerji kaynağına göre veya malzeme birleştirilme yöntemine göre sınıflandırılır. En yaygın olan sınıflandırma iki ana kategoride yapılmaktadır.

1. Toz yatak prosesi,
2. Yönlendirilmiş enerjili biriktirme veya yığılma prosesi.

Her süreç CAD modelleme veya tersine mühendislik yoluyla üretilen ürün fikrinin sayısallaştırılmasıyla başlar. Önce tasarımın 3D modeli oluşturulur ve üretim yapılacak platforma aktarılmadan önce bilgisayar destekli yazılımlar aracılığıyla çok ince dilimlere bölünür. Toz malzeme genellikle aşağıdan yukarıya ardışık katmanlar halinde serilerek malzeme işlenir. Metal eklemeli imalat işlemlerinde, seçilen malzeme çok ince bir toz tabakası halinde üretim platformu üzerine dağıtılır. Yüksek güçlü lazerler daha sonra tozu eritir, malzemenin yüzeyini hızlı bir şekilde tarar, böylece tozu 3D model verilerine göre kaynaştırır. Bu işlem, nihai bileşen tamamlanıncaya kadar katman katman tekrarlanır. Çok az malzeme israfı vardır, alet gerektirmez ve parça teslim süreleri kısadır.

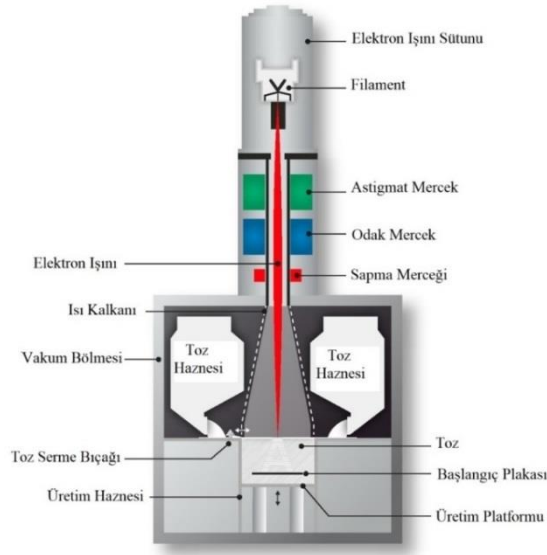
#### 3.1 Toz Yatak Prosesi ile Yapılan Eklemeli İmalat Teknolojileri

Toz yatak eklemeli imalat sistemleri, bir plaka üzerine bir katman toz yayarak yapılan toz yığılma metodudur. Üretim alanı; kullanılan metal tozunun oksidasyonunu önlemek için

argon veya neon gibi bir soy gaz ile doldurulan ve vakum altında çalışan kapalı bir kabindir. Bu kabinin içerisinde metal tozu haznesi ve tozu sermeye yarayan bir sistem bulunmaktadır. Bu sistemlerde toz malzemeyi eritmek veya sinterlemek için elektron ışınları ya da lazer kullanılmaktadır. Kullanılan ışınların çapı genellikle 20 ile 200 µm aralığındadır ve 20-80 µm aralığındaki tozlar imalat platformuna serildikten sonra üretilmek istenen üç boyutlu tasarım taranarak ilk katman oluşturulur [44]. İlk katman üretildikten sonra imalat platformu bir katman kalınlığı kadar aşağıya indirilir ve ilk katmanın üzerine yeni toz tabakasını serilir. Bu işlem üretilmek istenen üç boyutlu cisim elde edilinceye kadar tekrarlanır [44]. Toz yatak prosesi ile yapılan eklemeli imalat yöntemlerinden yaygın olanları; Elektron ışınla ergitme (EBM), Direkt metal lazer sinterleme (DMLS), Seçici lazer ergitme (SLM), Seçici lazer sinterleme (SLS), Bağlayıcı püskürtmedir (BJT).

### **3.1.1 Elektron ışınla ergitme (EBM)**

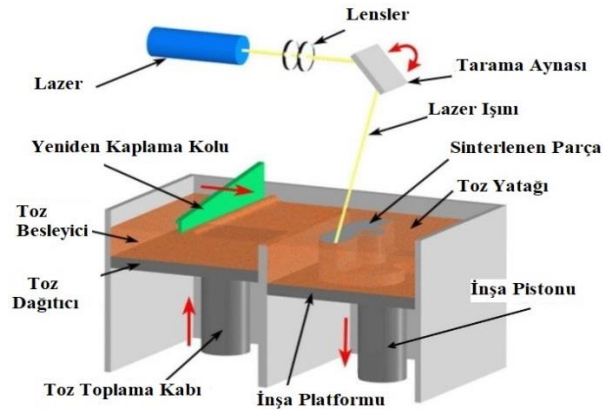
EBM toz partiküllerini ergitmek için yüksek enerjili elektron ışını kullanılarak yapılan eklemeli imalat metodudur. EBM makinesi, bir kontrol paneli ve tahliye için bir turbo pompa ile donatılmış işleme odasından oluşur. EBM prosesinde elektron ışını, elektron ışın tabancası içinde oluşturulur. Elektron ışın tabancasında bulunan tungsten filament 1900K ile 2200K arasında değişen bir sıcaklığa ısıtılır [45]. Işık hızının 0,1 ila 0,5 katı bir hızla çıkarak elektron ışını üretir ve filament üzerinden elektrik akımı geçtiğinde ısınır ve elektron yaymaya başlar. Odaklanma bobini yardımıyla ortaya çıkan ışın, elektromanyetik olarak odaklanır. Odaklanan ışın 8000 m/s gibi yüksek bir tarama hızında inşa platformu üzerindeki elektromanyetik bobine geçer [45]. Daha sonra ışının bütün alana dağılımını sağlayan saptırma bobinine geçerek yüksek tarama hızlarıyla üretime başlanır. EBM prosesi elektron parçacıklarının çakışmasını ve elektron ışınlarının dağılmasını önlemek amacıyla vakumlu ortamda yapılır. Elektron ışını ile ergitme sisteminin şematik gösterimi Şekil 3.1’de yapılmıştır.



Şekil 3.1: Elektron ışını ile ergitme sistemi şematik gösterim [45].

### 3.1.2 Direkt metal lazer sinterleme (DMLS)

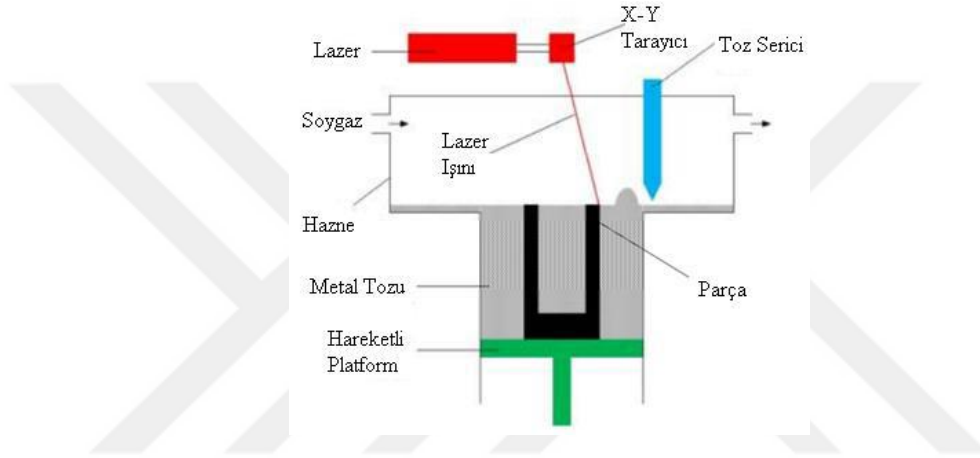
Odaklanmış lazer ışını kullanılarak metal tozunu bölgesel olarak eriterek yapılan işlemdir. Toz haznesi içinde bulunan metal tozu, üretim yapılacak tablanın üzerine toz serme ünitesi aracılığıyla serilir. Lazer ışını, üretim tablası üzerine serilen tozu bilgisayar destekli veriler tarafından belirlenen noktalara göre sinterler. Bu üretim yöntemi, üretim tablasının aşağı inip toz tablasının yukarı çıkması işlemleri ile tasarlanan katı model üretilene kadar tekrarlı olarak gerçekleşmektedir. Odak çapı değiştirilebildiğinden dolayı üretim süreci kontrollü bir şekilde ilerler ve üretilen katı modelde parça kalitesi ve verimliliği artırılabilir. DMLS yönteminde üretilen modelde sadece metalik malzemeler kullanıldığı için direkt metal lazer sinterleme adını almıştır. DMLS sisteminin şematik gösterimi Şekil 3.2'de verilmiştir.



Şekil 3.2: DMLS teknolojisi şematik gösterim [46].

### 3.1.3 Seçici lazer ergitme (SLM)

SLM yöntemi, üretilecek parçanın kesit geometrisine göre 100-500 Watt güce sahip yüksek yoğunluklu fiber lazerler yardımıyla yapılan toz yatak teknolojisidir. Kullanılacak toz ergitilmeden önce bir serme mekanizması aracılığıyla üretim tablasının üzerine katman kalınlığı homojen olacak bir şekilde dağıtılır. Erimiş parçacıklar diğer katman üretilene kadar katılır ve üretim platformu bir katman kalınlığı kadar aşağıya indirilir. Yeni toz serilip parça üretimi tamamlayıncaya kadar bu süreç devam ettirilir. Üretim süreci gerçekleşirken ortamda oksidasyon olmaması için genellikle azot veya argon gazı gibi soy gazlar bulunur. SLM sisteminin şematik gösterimi Şekil 3.3'de verilmiştir.

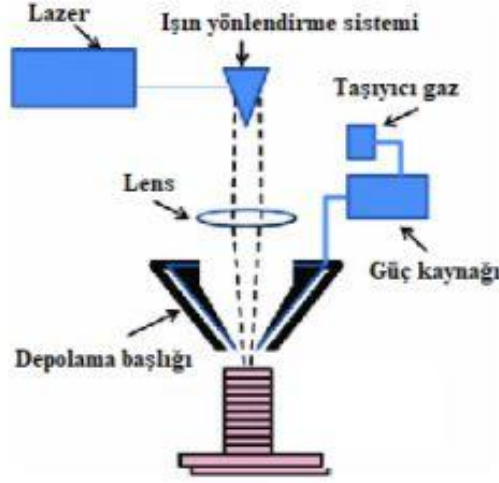


Şekil 3.3: Seçici Lazer Ergitme şematik gösterim [45].

### 3.1.4 Bağlayıcı püskürtme (BP)

Bağlayıcı püskürtme yöntemi toz bazlı bir malzeme ve bağlayıcı kullanılarak yapılan eklemeli imalat metodudur. Kullanılan bağlayıcı genelde sıvı halde, üretimde kullanılacak malzeme toz halindedir ve bağlayıcı toz malzeme ile tabakalar arasında yapışkan görevi görür. Tozun püskürtüldüğü kafa, metal yazıcının x ve y eksenleri boyunca yatay olarak hareket eder ve serilen her katmandan sonra imalat platformu aşağı indirilir. Üretilen nesne toz yatağı içinde kendiliğinden desteklenir ve tamamlandıktan sonra bağlanmamış tozdan çıkarılır. Parçayı çevreleyen yataktaki bağlanmayan gevşek toz basınçlı hava ile imalattan sonra çıkarılabilir. Daha sonra elde edilen parça bağlayıcıyı uçurmak ve toz partiküllerini bir araya getirmek için nihai yoğunluğu ve mukavemeti elde etmek üzere bir fırına yerleştirilir [47]. Bu teknolojiye kullanılan malzemeler kalıp kumu, silika kumu, paslanmaz çelik, kobalt krom, zirkon, tungsten olarak sıralanabilir. Bu yöntem büyük parçaların üretimi için uygundur. Bağlayıcı püskürtme sisteminin şematik gösterimi Şekil 3.3'de verilmiştir.

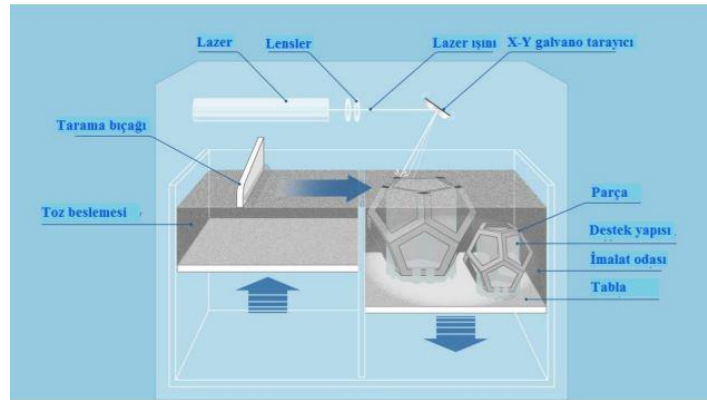




Şekil 3.5: Lazerli toz püskürtme teknolojisi şematik gösterim [49].

### 3.2.2 Direkt metal biriktirme (DMD)

Direkt metal biriktirme teknolojisi bilgisayar destekli tasarım, toz metalürjisi, lazer teknolojisi ve hassas görüntüleme teknolojilerini birleştiren, doğrudan metal parça üretmek için kullanılan bir eklemeli imalat yöntemidir [45]. Bu yöntem bir robotik kola bağlanmış fiber lazerli toz püskürtme sistemine sahiptir ve 6 eksenle hareket edebilmektedir. DMD teknolojisi zarar görmüş yüzeylerde ve üretilen parçaların onarımında kullanılan ideal bir yöntemdir. Diğer üretim yöntemlerinin aksine DMD teknolojisi aracılığıyla ana malzemeye güçlü bir metalürjik bağ kurularak yoğun metal parçaların üretilmesi mümkündür. Direkt metal biriktirme teknolojisi şematik resmi Şekil 3.6'da verilmiştir.



Şekil 3.6: Direkt metal biriktirme teknolojisi şematik gösterim [50].

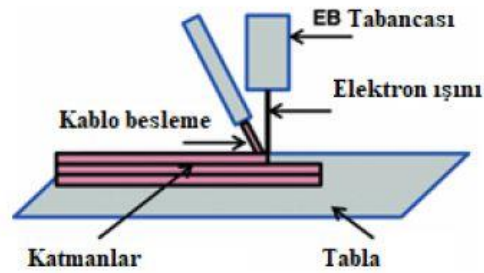
### 3.2.3 Elektron ışını eklemeli imalat (EBAM)

EBAM teknolojisinde hammadde olarak toz yerine tel kullanılmakta olup ısı kaynağı olarak elektron ışınıdır. CAD tabanlı bir bilgisayar programı kullanılarak elde edilen 3B veriler CNC kodlarına dönüştürülür ve elektron ışın tabancası üzerinde yer alan tel besleme



mekanizması, tasarlanan parça bitene kadar katman katman tel yığmaya devam eder. Tasarlanan parça bittikten sonra ısıl işlemler yapılır. EBAM eklemeli imalat yöntemi ile fonksiyonel parçalar, prototip parça üretimi ve parça onarımı yapılabilmektedir.

EBAM sistemlerinde kullanılabilen tel şeklinde malzeme çeşitleri şunlardır: Titanyum, inconel 718,625, tantalyum, tungsten, niyobyum, paslanmaz çelik, alüminyum, 4340 çelik, 70/30 bakır nikel alaşımı [45]. Elektron ışını eklemeli imalat teknolojisi şematik gösterim Şekil 3.7’de yapılmıştır.



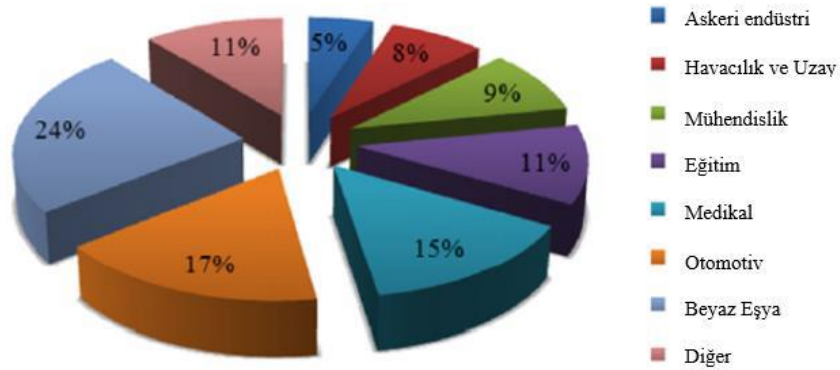
Şekil 3.7: Elektron ışını eklemeli imalat teknolojisi şematik gösterim [49].

### 3.3 Eklemeli İmalat Teknolojilerinin Uygulama Alanları

Eklemeli imalatla yapılan parçalar için uygulama alanları yeni malzemelerin piyasaya sürülmesi, mevcut malzemelerde artan iyileştirmeler, sistem süreç kontrolü, hız, maliyet, doğruluk ve güvenilirlik olarak sıralanabilir. Eklemeli imalat teknolojisi büyük üretim çalışmaları için geleneksel üretim yöntemlerinden daha pahalıdır bu nedenle hızlı ürün geliştirmenin gerekli olduğu uygulamalar için rekabetçi bir pazardır. Bazı karmaşık şekillerin ve geometrik özelliklerin oluşturulmasının geleneksel yöntemlerle elde edilmesi zordur. Eklemeli imalat karmaşık geometriye sahip parçaların üretilmek istendiği yerlerde daha iyi sonuçlar verir çünkü üç boyutlu olarak modellenen herhangi bir parça çok az veya hiç ek maliyet olmadan oluşturulabilmektedir. Bunlara ek olarak montaj işlemlerine gerek kalmadan birkaç parçayı birleştirmek için de eklemeli imalat yöntemleri kullanılabilir.

Eklemeli imalat teknolojilerinden otomotiv endüstrisinde araç parçalarının prototiplerinin üretilmesinde, havacılık endüstrisinde, üretimde geçen zamanın azaltılmasında, maliyetlerinin düşürülmesinde, kullanılan parçaların ağırlıklarının azaltılmasında, biyomedikal sektörde kişiye özel protezlerin tasarlanmasında, dental implantların üretilmesinde ve eğitim kurumlarında proje bazlı sistemlerin geliştirilmesinde

faýdalanılmaktadır [49]. Eklemeli imalat teknolojisinin kullanıldığı sektörler ve sektörlerle göre kullanım oranı Şekil 3.8’de gösterilmiştir.



Şekil 3.8: Eklemeli imalat teknolojisinin çeşitli endüstrilerdeki kullanım oranları [51].

### 3.4 Eklemeli İmalat Teknolojisinin Avantajları ve Dezavantajları

Eklemeli imalat ile üretim birtakım avantajlara sahiptir. Bu avantajlar arasında üretim sırasında daha az atık üretilmesi, geometrileri optimize etme, imalatta malzeme tüketimini ve kullarımdaki enerji tüketimini azaltan hafif bileşenler oluşturma, talep üzerine yedek parça oluşturma yeteneği sıralanabilir. Ayrıca eklemeli imalat, çalışanların zorlu ve tehlikeli çalışma ortamlarına uzun süre maruz kalmaktan kaçınmalarına izin verdiği için, geleneksel üretim süreçlerine kıyasla sağlık yararları olabilir [52]. Eklemeli imalat ile üretim yöntemlerinin bu avantajlarına rağmen birtakım dezavantajları da vardır. Üretilen parçalarda oluşan ısıl gerilmeler mekanik ve yüzey özelliklerini önemli ölçüde etkilemektedir. Üretim sırasında kullanılan tozun anizotropik yapısı malzemelerin boyut hassasiyetinde değişime sebep olmaktadır ve üretilen parçaların iç yapısında çarpılmalar ve çukurlar meydana getirebilmektedir. Eklemeli imalat ile üretim yöntemine ait bazı avantaj ve dezavantajlar Çizelge 3.1’de verilmiştir.

**Çizelge 3.1:** Eklemeli İmalat ile Üretimin Avantaj ve Dezavantajları [52].

Avantaj	Dezavantaj
<ul style="list-style-type: none"><li>• Geleneksel üretim yöntemlerine göre ekonomik olarak çekicidir.</li><li>• 3D CAD modellerinden doğrudan üretim yapılabildiğinden hiçbir alet ve kalıp kullanılmaz bu nedenle geçiş maliyetleri yoktur.</li><li>• Dijital dosyalar biçimindeki tasarımlar kolayca paylaşılabilir bu da bileşenlerin ve ürünlerin değiştirilmesini ve özelleştirilmesini kolaylaştırır.</li><li>• Üretim sırasında kullanılmayan atık malzemeleri (toz, reçine) yeniden kullanma yeteneği (metal tozları için %95-98 geri dönüştürülebilirlik olarak tahmin edilmektedir) gibi malzeme tasarrufu sağlar.</li><li>• Serbest biçimli kapalı yapılar ve kafesler gibi yeni, karmaşık yapılar elde edilebilir.</li><li>• Nihai parçalar çok düşük gözenekliliğe sahiptir.</li><li>• Siparişe göre üretim stok riskini azaltırken, mallar üretilmeden önce ödendiği için gelir akışını da iyileştirir.</li><li>• Dağıtım, yerel tüketici/müşteri ve ürün arasında doğrudan etkileşime izin verir.</li></ul>	<ul style="list-style-type: none"><li>• Maliyet ve üretim hızı.</li><li>• Yeni malzemelerin geliştirilmesi ve standardizasyonu.</li><li>• Mevcut malzemelerin ve eklemeli imalat teknolojilerinin mekanik ve termal özelliklerinin doğrulanması.</li><li>• Bir katmanın diğerinin üzerine aşamalı olarak yerleştirilmesinden kaynaklanan merdiven basamaklama etkisi veya son kat katmanlarına ihtiyaç duyulması durumunda işlem sonrası iyileştirme proseslerinin gerekli olması.</li><li>• Destek yapı malzemeleri geri dönüştürülemez bu nedenle iyi bir yapı yönlendirmesi yoluyla en aza indirilmesi gerekir.</li><li>• Çok malzemeli ve çok renkli sistemlerin geliştirilmesi.</li><li>• Üretim verimliliğini artırmak için eklemeli imalat sistemlerinin otomasyonu ve süreç planlaması.</li><li>• Sürekli değişen teknolojiye bağlı olarak pazar arayışı ve rakipler grubu.</li></ul>

### 3.5 Biyomalzemeler

Biyomalzemeler, belirli bir biyolojik aktiviteyi indüklemek için tasarlanmış sentetik malzemeler olarak tanımlanır. Biyomalzemelerin diğer malzemeler sınıfından en büyük farkı, çevreye zarar vermeden ve implantasyon sürecinde zarar görmeden biyolojik ortamda kalma kabiliyetleridir. Biyomalzemelerin seçilmesindeki en önemli husus üstün mekanik özelliklerinin aksine fizyolojik ortamlardaki tepkilerinin nasıl olduğudur. Sağlık

açısından bakıldığında, biyouyumlu bir malzemenin normal vücut fonksiyonlarını mümkün olduğunca az etkilemesi istenir. Bu nedenle bir biyomalzenin en önemli yönü insan veya hayvan vücuduna implante edildiğinde nasıl etkileşime girdiğidir. Yani vücudun malzeme ve doku ortamı, birbirleri üzerinde istenmeyen veya uygunsuz bir etkiye sahip olmadan bir arada bulunmalıdır. Böyle bir gereksinim, 'biyouyumluluk' olarak bilinen kavram ile geniş bir şekilde tanımlanmaktadır. Genel olarak biyouyumluluk, belirli bir uygulamada bir malzemenin uygun bir konak tepkisi ile gerçekleştirme kabiliyeti olarak tanımlanmaktadır. Biyolojik açıdan biyolojik uyumluluk, canlı olmayan malzemelerin (sentetik biyomateryal) canlı bir vücutta (memeli / insan) kabul edilebilirliğinden kaynaklanmaktadır. Biyouyumluluğun üç önemli yönü vardır. İlk olarak, biyomalzemelerin biyokimyasal olarak uyumlu, toksik olmayan, tahriş edilemez, alerjik olmayan ve kanserojen olmamaları gerekir. İkincisi, çevre dokularla biyomekanik olarak uyumlu; üçüncüsü, materyaller ve canlı dokular arasında biyo-yapışkan bir temas kurmalıdır. Örneğin, spesifik bir materyal kemik replasmanında biyolojik olarak uyumlu olabilir ancak aynı materyal doğrudan kan teması uygulamasında biyolojik olarak uyumlu olmayabilir.

### **3.5.1 Metalik biyomalzemeler**

İskelet sistemimizin mekanik koşullarına en iyi uyum gösteren malzemelerin başında metalik biyomalzemeler gelirler. Metalik biyomalzemeler kişinin günlük hareketleri sonucu uzun süreli, değişken ve ani yüklemelere karşı özelliklerini kaybetmeden dayanabilmeleri nedeniyle tercih edilmektedirler [53]. Metalik biyomalzemeler paslanmaz çelikler, CoCr alaşımları ve Titanyum alaşımları olarak sınıflandırılabilirler.

### **3.5.2 Paslanmaz çelikler**

316 L paslanmaz çeliklerinden üretilen metalik biyomalzemeler oldukça yaygın kullanım alanına sahiptir. Bu alaşımlara sıcak sertleştirme yapılmaz fakat soğuk sertleştirme işlemi uygulanır. 316 L paslanmaz çeliği diğer paslanmaz çeliklere göre in-vivo ortamda daha yüksek korozyon dayanımına sahiptirler [54].

### **3.5.3 CoCr alaşımları**

CoCr alaşımları üstün mekanik özelliklere ve yüksek korozyon direncine sahip olup, biyomalzeme olarak kullanılan iki tip kobalt-krom alaşımı vardır. Bunlar; CoCrMo ve CoNiCrMo alaşımlarıdır. CoCrMo alaşımları dişçilik ve yapay eklemlerde kullanılırken, CoNiCrMo alaşımı daha ağır yükler taşıyan, kalça ve diz eklemlerinde kullanılmaktadırlar

[55]. CoCr alaşımı içerisinde bulunan %65 oranındaki Co, alaşımın çözeltilere karşı olan korozyon dayanımını sağlamaktadır. CoCr alaşımına Mo ilavesi yapıldığında tane boyutunda küçülme olduğundan malzemenin mekanik özelliklerinin iyileştiği görölmektedir. Alaşımda bulunan Cr miktarının arttırılması alaşımın katı çözeltilere karşı olan korozyon dayanımını iyileştirmektedir.

### 3.5.4 Titanyum alaşımları

Titanyum alaşımları sahip olduğu uygun mukavemet, iyi korozyon direnci, mekanik, fiziksel ve biyolojik performansları nedeniyle biyomedikal alanında büyük ölçüde kullanılmaktadır. Titanyum alaşımları bu özelliklerinin yanı sıra, hafif olması, antitoksit yapısı, antimagnetik özelliği, kimyasal ve asitlerden etkilenmemesi, alerjik reaksiyon oluşturmaması, rahatlıkla küçük boyutlu numunelerin üretilebilmesi, biyoyumluluğunun yüksek olması, elastiklik modülünün kemiğinkine çok yakın olması gibi özellikleri ortopedik uygulamalarda biyomalzeme olarak sıklıkla kullanılmasını sağlamaktadır [56]. Titanyum alaşımları hem işlenebilirliği hem de malzeme açısından pahalı olsa da üstün özelliklerinden dolayı havacılık, uzay, tıp (kalça,diz,dental implantlar) gibi pek çok kullanım alanına sahiptir. Metalik biyomalzemelerin elastisite modülleri 316L paslanmaz çelikte 200 GPa, titanyumda 110 GPa seviyelerde iken, insan kemiğinde bu değer 10-15 GPa 'dır [57]. Metalik biyomalzeme ile insan kemiği arasında oluşan bu mekanik uyumsuzluk, implantların insan kemiğinden daha sert olmasına neden olmaktadır. Elastisite modülü, insan kemiğine daha yakın olan alaşımlar, daha az gerilme taşır [58].

**Çizelge 3.2:** Metalik biyomalzemelerin özellikleri [58].

Özellikler	316 L Paslanmaz elik	CoCrMo Alaşımı	Ti6Al4V Alaşımı
Çekme Dayanımı (Mpa)	485-860	655	860
Akma Dayanımı (MPa)	172-690	450	795
Uzama (%)	12-40	8	10
Kesit Daralması (%)	-	8	25
Yoğunluk (g/cm <sup>3</sup> )	7,9	8,3	4,5
Korozyon Dayanımı	Zayıf	Üstün	Üstün

### 3.6 Eklemeli İmalatta Malzeme Muayene Yöntemleri

Eklemeli imalat ile üretilen malzemelerde yapılan muayene işlemleri, uygun malzemenin seçimi ve seçilen malzemenin yapılan işleme uygun olup olmadığını anlamak için ve

malzeme özelliklerini belirlemek için yapılan deneysel işlemlerin tümüdür. Tahribatlı ve tahribatsız muayene yöntemleri olmak üzere iki başlık altında incelenir.

### **3.6.1 Tahribatsız muayene yöntemleri**

Tahribatsız muayene, malzemenin tahribatına ve hizmete uygunluğuna hiçbir şekilde müdahale etmeden kusurlar veya metalürjik durum için malzeme bütünlüğünü değerlendirme yöntemleridir [59]. Malzemeleri ve bileşenleri uygulama durumlarına göre değerlendirmek için çeşitli yöntemler vardır. Tahribatsız Muayene yöntemleri malzemeyi kesmeden, başka bir şekilde değiştirmeden malzemelerin yüzeyindeki ve içindeki hasarların veya kusurların tanımlanmasını ve karakterizasyonunu içerir. Başka bir deyişle orijinal nitelikleri değiştirmeden veya test edilen nesneye zarar vermeden kusurları bulmak için malzeme veya bileşenlerinin değerlendirilmesi sürecini ifade eder. Tahribatsız muayene teknikleri bir numunenin test edilmesi için uygun maliyetlidir ve üretim kalite kontrol sistemlerinde kontrol için tüm malzemeye uygulanabilir. Tahribatsız muayene uygulamaları boru ve tüp imalatı, depolama tankları, havacılık, askeri ve savunma, nükleer endüstri gibi birçok alanda olabilir. Tahribatsız muayene yöntemleri görsel inceleme, radyografi, penetrant testi, ultrasonik testler ve manyetik parçacık testi, eddy akımları, akustik emisyon testleri başlıklarında toplanmaktadır.

### **3.6.2 Tahribatlı muayene yöntemleri**

Malzemelerin temel mekanik özellikleri iç yapılarına bağlıdır. Bu nedenle malzemelerin mekanik özelliklerinin tespiti birtakım tahribatlı muayene yöntemleri ile bulunmaktadır. Malzemelerin çekme ve basma dayanımları, kopmaya karşı dayanımları, uygulanan darbelere karşı gösterdikleri dirençler, eğilmeye karşı gösterdikleri dayanım vb. uygulanan tahribatlı muayene yöntemleri sonucu elde edilir. Tahribatlı muayene yöntemleri çekme deneyi, eğme deneyi, basma deneyi, burulma deneyi, sürünme deneyi, yorulma deneyi, çentik darbe deneyi, sertlik deneyi, aşınma testi ve yüzey pürüzlülüğü ölçümü gibi yöntemleri sıralayabiliriz.

## 4. İSKELE YAPILAR

Sağlık bilimine göre, insan vücudundaki dokuların hasar görmesinden ve bozulmasından, metabolizma, doğumsal bozukluk ve hastalıklar sorumludur [60]. Doku mühendisliği biyolojik bilimler ve tıp bilimleri ile bir araya gelerek bu sorunların üstesinden gelmeye yardımcı olmaktadır [61]. Böylelikle organ ve doku değişimi isteyen hastalara umut vermektedir [62]. Tasarlanan iskeleler doku mühendisliği ve doku rejenerasyonu için büyük öneme sahiptir [63]. İdeal iskeleyi tasarlama ve üretme arayışı, malzeme bilimi alanındaki biyomalzemelerin de gelişimini başlatmıştır. Bundan dolayıdır ki iskele tasarımı son yıllarda ivmelenme göstermiştir ve doku işlevini değiştirmek için biyomalzemelerden kalıcı implantlar üretilmiştir. Yapılan araştırmalar iskelelerin insan yaşam kalitesini arttırmak için deri, ligament, kırık, iskelet kası ve kemik gibi sert dokuları taklit ettiğini göstermektedir [64]. İskele hücreler bir biyomekanik ortamda büyümesi beklenen ve doku rejenerasyonu için şablon görevi gören biyo-uyumlu bir malzemedan yapılmış üç boyutlu gözenekli mimarilerdir. Üretilen iskeleler hücrelerin yayılması, dokuların farklılaşması ve yenilenen dokuların mekanik özelliklerinin optimizasyonu gibi özelliklere sahip olmalıdır [65].

### 4.1 İskele Yapılarının Sahip Olması Gereken Özellikler

Doku türüne bakılmaksızın, iskele tasarımında çeşitli faktörler önemli bir rol oynar. Bu faktörler gözeneklilik, biyouyumluluk, mekanik performans ve 3 boyutlu mimari şeklinde sıralanabilir.

#### 4.1.1 Gözeneklilik

Bir iskelenin tasarlanması için, iskele yapısının asgari gözenek çapı 100 µm olan ve %50-90 gözeneklilik olması gerekir [66]. Bununla birlikte, kemik dokularının başarılı bir şekilde büyümesi için 200-350 µm optimum gözenek çapı istenmektedir [67]. Gözenekler arasında oluşan bağlantı besinlerin, oksijen ve hücre dışı akışkanın gözeneklerin içine ve dışına salınımı için önem arz etmektedir. Gözenek çapına ek olarak, gözenek boyutu dağılımı, gözenek hacmi, gözenek şekli, gözenek boğaz boyutu ve gözenek duvarı

pürüzlülüğü de dokuların düzgün büyümesi için önemlidir. Makro ve mikro gözeneklilik, iskele ortamı içindeki dokuların gelişiminde hayati bir rol oynar. Gözenek büyüklüğü 150-900 µm olan makro gözeneklilik, atık ve besin beslemesinin hücresele ağa yayılmasına izin verir. Bu yüzden gözeneklerin dağılımlarının hücrelerin uygun şekilde bağlanması için iskele yapısının boyutu boyunca standart biçimli olması istenir [68].

#### **4.1.2 Mekanik performans**

Vücutta yapılan implantasyon sonrası iskeleler yeni oluşturulan hücrelerin iç mimarisini desteklemelidir. Bu nedenle iskele yapılar vücutta tamamen işlevsel bir organ oluşana kadar oluşturulacak organın mekanik gücünü korumak zorundadır. Literatürden elde edilen bilgilere göre; insan trabeküler kemiğinin sırasıyla 7-10 MPa ve 10-20 MPa ve kortikal kemik için 170-193 MPa ve 50-150 MPa sıkıştırma ve gerilme dayanımı olduğu bilinmektedir [69]. Bu nedenle bir kemik iskelesinin mekanik özellikleri (elastik modül, basınç ve gerilme dayanımı, maksimum gerilme ve bükülme modülü), kemiklerin ve sert bağ dokularının yerine başarıyla geçebilecek şekilde olmalıdır.

#### **4.1.3 Biyouyumluluk**

İskele malzemesinin en temel gereksinimlerinden biri biyouyumlu olmasıdır. Biyoloji bilimine göre, insanlar veya memeliler gibi canlı bir vücutta canlı olmayan materyalleri (çoğunlukla biyomalzemeleri) kabul etmek, biyouyumluluk için büyük endişe kaynağıdır. İskeletli bir malzemenin kemik hücrelerinin yüzeyine yapışmasına izin verebilecek ve hücrelerde herhangi bir toksisiteye neden olmadan, hücre çoğalmasına izin verecek şekilde olmalıdır.

### **4.2 İskele Üretim Teknikleri**

İskelelerin gözenekli yapısının mukavemet ve hücre büyümesi için gerekli fizikokimyasal özelliklere sahip olması için mühendislik ve malzeme bilimi gibi disiplinlerarası alanlardan faydalanılmaktadır. Bu alanlardan yola çıkarak birçok iskele imalat tekniği geliştirilmiştir. Literatürde listelenen imalat tekniklerinden bazıları şunlardır: Solvent döküm, partikül liç, polimer sünger çoğaltma yöntemi, gaz köpük, faz ayırma, döndürerek kurutma ve hızlı prototipleme.



#### 4.2.1 Solvent döküm

Solvent döküm, iskele üretiminin en basit tekniklerinden biridir. Bu yöntemde, bir biyopolimeri çözmek için bir organik çözücü kullanılır ve çözücünün iskeleyi oluşturmak için buharlaşmasına izin verilir. İşlem iki farklı şekilde gerçekleştirilebilir. Birincisi istenen şekildeki bir kalıbın polimer ve çözücü çözeltisine daldırıldığı ve çözeltinin çekilmesi için uygun bir süre bırakıldığı yöntemdir. Bu yöntem, iskeleyi imal etmek için ayrıca işlenen kalıp üzerinde bir polimer katmanının oluşması ile sonuçlanır. Diğer yol, çözeltiyi kalıba dökmek ve çözücünün buharlaşması için yeterli süre boyunca tutmaktır. Böylelikle polimerik bulamaç tabakası ile doldurulmuş bir kalıp elde edilir. İskele yapısının sağlamlığını ve bütünlüğünü arttırmak için polimerik çözeltiye bazı bağlayıcılar eklenir [67]. Bu tekniğin en büyük dezavantajı, çözücülerin kullanılmasıyla iskeleye toksik elementlerin girme riskinin olmasıdır. Bu nedenle, vakumlu imalat sonrası iskelenin uygun şekilde kurutulmasıyla toksik elementlerin giderilmesi için özen gösterilmelidir. Bir diğer önemli dezavantaj, yapının gözenekliliği üzerindeki kontrolün kolay elde edilememesidir.

#### 4.2.2 Partikül liç

Partikül liç tekniği, en popüler ve yaygın olarak kullanılan iskele üretim tekniklerinden biridir. Solvent döküm tekniğinin sakıncaları bu sentez tekniğiyle giderilir. Bu yöntemde, iskelenin gözenekli mimarisini hazırlamak için bazı gözeneklilik uyarıcı maddeler (porojenler) eklenir. Kullanılan porojenlerin bazıları tuz, şeker ve balmumdur. Porojenler ilk önce istenen şekil ve büyüklükte topraklanır ve kalıbın içine yerleştirilir. Polimerik çözelti daha sonra porojen doldurulmuş kalıba dökülür ve çözücünün buharlaşması için yaklaşık 40-50 saat kadar tutulur. Solvent buharlaşarak polimerik çözeltiyi gözenekli bir iskeleye dökmek üzere bırakır. Elde edilen iskele daha sonra kurutulur ve porojenleri çıkarmak için bir deiyonize su banyosunda yıkanır. Bir porojen olarak balmumu kullanılırsa, iskele balmumunu eritmek için ısı işleme tabi tutulabilir ve süzülerek gözenekli iskele yapısı oluşturulur. Yöntem oldukça basittir ve seçilen gözeneklerin miktarı, şekli ve büyüklüğü kontrol edilerek gözenek büyüklüğü üzerinde boyutsal kontrol elde edilebilir. Bu teknik kullanılarak araştırmacılar tarafından yaklaşık %90-95 oranında gözenek çapı yaklaşık 500 µm olan gözeneklilik elde edilmiştir [70]. Bu yöntemin dezavantajlarından biri iskele yapısı içindeki gözeneklerin birbirine bağlanabilirliğinin kontrol edilememesidir [71].

### **4.2.3 Polimer sünger çoğaltma yöntemi**

Polimer sünger çoğaltma yönteminde poliüretandan yapılan polimerik sünger, seramik bulamaç içine batırılır ve polimerin polimerizasyon işlemini kurması, kurutması ve tamamlaması için 48 saat boyunca tutulur. Kurutulmuş polimerik sünger daha sonra süngerin yanması ve baskının polimere bırakılması için yüksek sıcaklıkta (1000-1300° C) sinterlenir. Oluşan iskele gözeneklidir ve gözenekler arasında yüksek bir bağlantıya sahiptir. Sünger bu nedenle gözenekli iskele için bir şablon görevi görür. Yüksek kimyasal stabilite ve yüksek sertlik nedeniyle polimerik sünger metodu, diğer tüm iskele sentezi prosesleri arasında popülerlik kazanmıştır [72].

### **4.2.4 Gaz köpük yöntemi**

İskele üretim tekniklerinin çoğu, iskelenin seramik bulamacını hazırlamak için organik çözücülerin kullanılmasını içerir. Üretim sonrasında iskelelere güçlerini ve stabilitelerini arttırmak için ısıtım işlemi uygulanır. Ancak gaz köpük tekniğinde, işleme sonrası için ısıtım işlemi tabii tutulmaz. Burada yüksek basınçlı karbondioksit (CO<sub>2</sub>) gazının (800 psi) [73] polimerik çözeltiyi doyurmasına izin verilir. CO<sub>2</sub> kararsız olduğundan çözeltinin içinde kümelenmeye neden olur. CO<sub>2</sub> kümesi, yapıda gözeneklilik sağlayan çekirdeklenmeyle sonuçlanır. Açık gözenek geometrisi için gaz köpürtme tekniği bazen parçacık liç tekniği ile birleştirilir. Bu amaçla tuz ve şeker gibi porojenler eklenir. Bu işlem ile gözenek çapı 100 µm ve gözeneklilik oranı %90'a ulaşabilmektedir [74].

### **4.2.5 Faz ayırma**

Faz ayırma tekniği iskele yapımı, iki faz polimerik çözeltinin ayrılması için konsantrasyon gradyanını içerir. Burada biri zengin konsantrasyonlu diğeri zayıf konsantrasyonlu iki farklı konsantrasyonlu polimerik solüsyon fenol veya naftalen ile çözülür. Solüsyonun sıcaklığı daha sonra hızlı bir şekilde solüsyonun iki fazını ayırmak ve ardından söndürmek için düşürülür. Çözücüü ayırmak ve gözenekli katı iskele yapısını oluşturmak için buharlaşma ve süblimasyon işlemi gerçekleştirilir [73]. Faz ayırma yönteminin avantajı, hızlı prototipleme ve partikül liç tekniği gibi diğeri iskele sentez tekniklerinin nano elyafı iskeleleri hazırlamak için bu sentez yöntemiyle birleştirilebilmesidir [75].

### **4.2.6 Dondurarak kurutma**

Dondurularak kurutma, bir malzemenin önce çok düşük sıcaklığa dondurulduğu ve dondurulmuş suyun yükseltilmesi için çevre basıncının düşürüldüğü bir dehidrasyon

işlemdir. Burada ilk aşama bir polimerin ve bir çözücünün polimerik çözeltisinin hazırlanmasıdır. Çözelti polimerizasyonun gerçekleşmesi için tutulur ve elde edilen çözeltiden gelen çözücü, çözeltinin sıcaklığının negatif bir basınç ortamında düşürülmesiyle ayrılır. Negatif basınç koşullarında donma işlemi liyofilizasyon olarak bilinir. Yapının gözenekliliği, çözeltinin pH'ı ve donma hızı ihmal edilerek izlenebilir. Bu üretim metodunda iskele yapısında gözeneklilik oluşturmak için herhangi bir porojen kullanılması gerekmez. Ancak süreç zaman alıcıdır ve oluşan gözenek boyutları nispeten daha küçüktür [76].

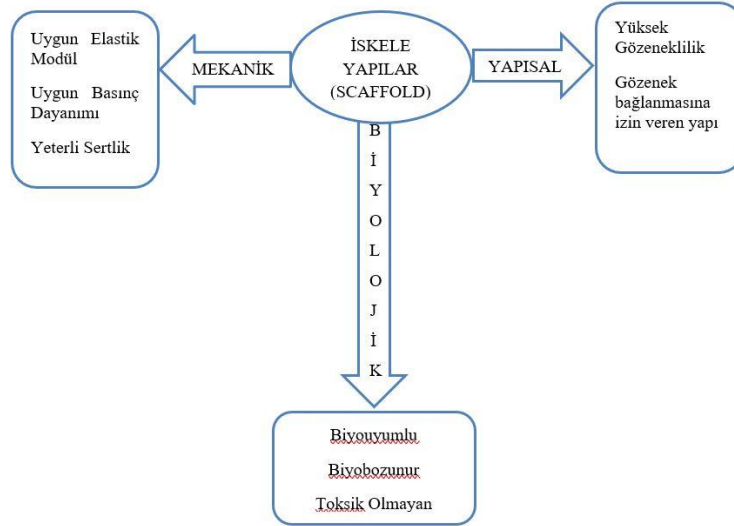
#### **4.2.7 Hızlı prototipleme**

Bir bilgisayar tarafından kontrol edilen iskele imalatı için gelişmiş bir tekniktir. Bu yöntemde, 3 boyutlu nesnelere katman yığını kullanılarak yapılır. Bilgisayar destekli modeller, bir tasarım programı kullanılarak üretilir. Tasarlanan üç boyutlu modeller, bir dizi enine kesit katmanı olarak ifade edilir. Her yeni oluşturulmuş katman, tabandan birincisine yapışır. Hızlı prototipleme tekniğinin avantajı, bileşiminde ve yeniden üretilebilir mimaride değişkenliğe sahip yapılar üretebilmesidir. Ayrıca hızlı prototipleme işlemi, iskelelerin mekanik özelliğini ve biyolojik etkisini kontrol edebilmektedir. İskelenin sentezi için uygun bir biyomalzemenin seçimi zorlu bir işittir. Çünkü seçilen biyomateryal hücre büyümesi, fiziko-kimyasal ve mekanik stabilite, taşıma ve implantasyon ile ilgili esneklik vb. tüm gereklilikleri yerine getirmelidir. Bu amaçla hem doğal hem de sentetik malzemeler geliştirilmiştir. Doku mühendisliği için kullanılan iskele genel olarak dört ana kategori altında sınıflandırılabilir: Metalik tabanlı iskeleler, seramik tabanlı iskeleler, polimer bazlı iskeleler, kompozit bazlı iskeleler.

#### **4.3 İskele Yapıların Sınıflandırılması ve Uygulama Alanları**

İskeleler dokular için destek yapısı sağlayıp, hücrelerin bağlanmasını, büyümesini, çoğalmasını, göç etmesini ve farklılaşmasını sağlayan yapılardır. Bu özelliklerinin yanında hücreler için bir dağıtım aracı olarak hizmet ederek onların tutulmasını ve dağıtımını kolaylaştırır, damarlanma ve yeni doku oluşumunu sağlar. Hücreler arası besinlerin taşınmasını ve atık maddelerin uzaklaştırılmasını sağlayarak mevcut dokunun hücrelerini taklit etmeye çalışır [77]. İskelelerin bu işlevleri yerine getirebilmesi için bazı temel gereksinimleri karşılamaları gerekir. Birincil olanlar, olumsuz bir fizyolojik tepki vermeme yeteneği olarak tanımlanan biyoyumluluk ve doğal olarak meydana gelen süreçlerle

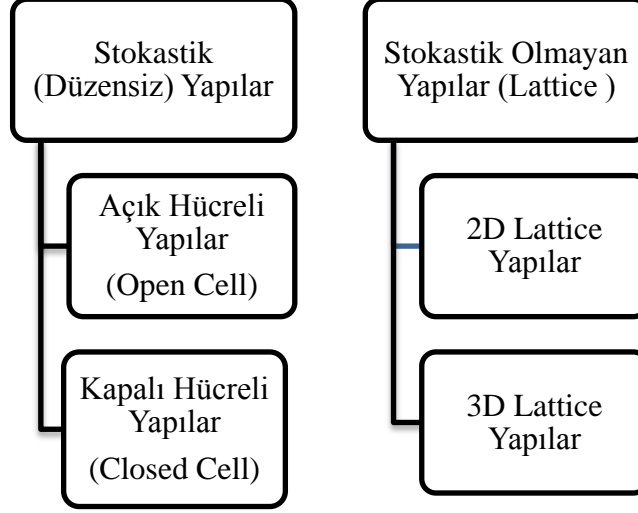
sonunda parçalanıp vücuttan atılma yeteneği olarak tanımlanan biyo bozunurluktur. İskeleler için diğer önemli konular mekanik özellikleri ve yüzey özellikleridir. Bütün bu özelliklere ek olarak gözeneklilik, gözeneklerin birbirine bağlanabilirliği, kontrollü ve tekrarlanabilir bir şekilde 3 boyutlu şekillerde kolay işlenebilir olmalıdır [78]. İdeal bir scaffold tasarımının sahip olması gereken özellikler Şekil 4.1’de verilmiştir.



**Şekil 4.1:** İdeal bir iskele tasarımının sahip olması gereken özellikler.

#### 4.4 İskele Yapıların Sınıflandırılması ve Uygulama Alanları

Hücrel iskele yapılar katı malzemelerin özelliklerini arttırmasının yanında tasarım özgünlüğü sağlayan, yüksek performansa sahip benzersiz işlevsel özellikleri bulunan bir dizi kafes, kiriş veya plakadan inşa edilir. İskele yapılarını oluşturan en küçük elemanlara birim hücreler denir. Yüksek özgül mukavemet, sertlik, mekanik enerji emiliminde artış ve ısı kontrolü sağlanan bu yapılar, iki boyutlu, üç boyutlu, açık veya kapalı hücre tiplerinin periyodik veya stokastik dizilmesi ile oluşturulur. Oluşturulan bu hücrel yapıların mekanik performansı hücre topolojisi, dikme çapı, hücre boyutu, kullanılan malzeme, üretim sürecinin özellikleri gibi faktörlerin yanında sınır şartlarına ve yükleme koşullarına bağlıdır. Hücre topolojisi ve boyutunun ayarlanması istenen uygulamadaki gereksinimleri karşılamak için hücrel özelliklerinin karakteristiğinin değiştirilmesine olanak sağlar. İskele yapılarının genel sınıflandırılmasına ilişkin görsel Şekil 4.2’de verilmiştir.



**Şekil 4.2:** İskele Yapılarının Genel Sınıflandırması.

İskele yapılar hücre topolojisi seçimiyle yüksek mukavemetten yüksek uyumluluğa kadar çeşitli yapısal gereksinimleri karşılayabildikleri için ilgi çekicidir. Bu noktada eklemeli imalat ile üretim yöntemleri hücre malzemelerin üretimi için iyi bir fırsattır. Örneğin özel uygulamalara göre uyarlanmış kafes yapıları Seçici Lazer Ergitme (SLM) yöntemi ile üretilmektedir. Bu yöntemde inert bir gaz ortamında lazer ışını kullanılarak parça geometrisi art arda katmanlar halinde metal tozunun eritilmesiyle yapılmaktadır. Bu yöntem ile kompleks geometrik yapılar tekrarlı olarak uniform bir şekilde üretilmektedir. Buna karşın geleneksel metal hücresel yapı üretim süreçleri stokastik köpük üretimi ile ya da yüksek maliyetli tel örgü kafesler ve nispeten karmaşıklığı daha düşük geometriler ile sınırlıdır. Bununla birlikte SLM yöntemi minimum boyutta üretilebilirlik ve eğim açısı gibi işlemlerde sınırlıdır. Bu durum üretilecek geometrilere kısıtlama getirir. Bu yüzden kafes yapılarının üretilebilirliklerini ve mekanik özelliklerini belirlemek için değişen geometrik durumlar incelenmelidir.

İskele yapılar başta medikal endüstrisi olmak üzere çeşitli endüstrilerde kullanılmaktadır. Yüzey alanlarında büyümeye izin verip hücre gelişimine olanak sağladığı için kemik ve doku değişiminde kullanılmaları fayda sağlamaktadır. İskele yapılar spongöz ve kortikal kemik hücrelerinin yeniden ve doğru şekilde üretilmesi için malzeme karakterizasyonu ve yoğunluğu değiştirilerek üretilmektedir. Böylelikle kişiye özel implant tasarımlarının önü açılmıştır. Bunun yanında geri dönüştürülebilirliğinin kolay olması, darbe enerjilerini sönmemesi ve gürültüyü azaltması gibi özellikleri bu yapıların otomotiv sektöründe de kullanımını arttırmıştır. Havacılık ve uzay sanayisinde de kullanılan kafes yapıları ısı eşanjörlerinde, yakıt memelerinde, jet motorlarındaki

hareketsiz parçalarda, iniş takım taşıyıcılarında, sönümleyici yapılarda, özel görev ekipman parçalarında ve turbo makinelerinde kullanıldığı gibi rijitliği korunurken ağırlığı azaltmak, titreşim ve seslerden yalıtım sağlamak için de tercih edilmektedir.



## 5.MATERYAL VE YÖNTEM

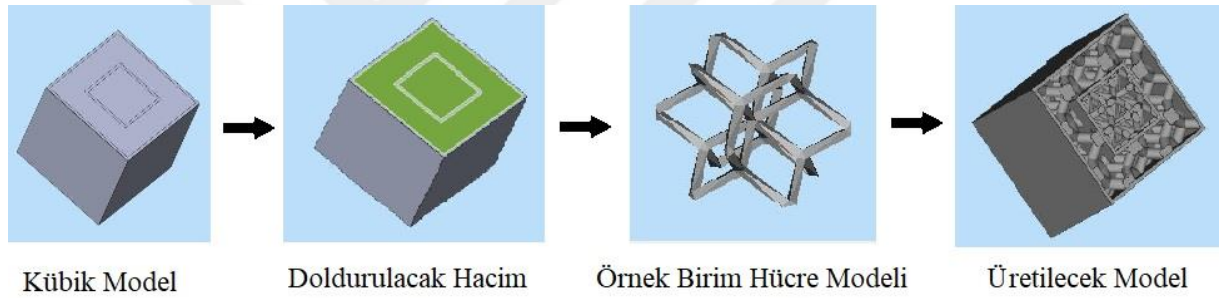
### 5.1 İskele Yapıların Tasarımı ve İmalatı

Bir iskele yapısının tam olarak tanımlanması için birim hücrenin üretim yöntemi, iç yapı özellikleri ve yapı dizaynı tamamıyla belirlenmelidir. Mevcut iskele yapılarının önemli bir kısmı sekizgen kafes gibi geleneksel geometride bulunan yapılardan çıkarılır. Mevcut literatür incelendiğinde 40'dan az iskele yapı vardır ki bunların önemli bir kısmı da diğer hücrelerin değişik varyasyonlarıdır. Bu nedenle bir yapıyı sınıflandırmak için mevcut yapıların türlerinin geliştirilmesine ihtiyaç vardır. Her hücre tipi teorik olarak onları diğer hücrelerden üstün kılan enerji emilimi, ağırlık oranlarına göre yüksek mukavemet gibi benzersiz yeteneklere sahip olmalıdır. Bunun yanında literatürde iskele yapılarla ilgili neredeyse tüm deneysel yayınlar farklı dizayn parametrelerinin mukavemete katkısını analiz etmek için deneysel dizayn yapmaz. Bu nedenle yapıların içerisindeki güçlü ve zayıf yönleri ile ilgili hücre özelliklerinin genelleştirilmesine olanak sağlayan önemli bir tasarım verisi ve istatistiksel analiz eksikliği vardır. Bu veriler olmadan birim hücre boyutundaki bir azalmanın enerji emilimi ve basınç dayanımı üzerindeki etkilerini belirlemek zordur.

İskele yapılarının üretiminde solvent döküm, partikül liç, polimer sünger, gaz köpük, faz ayırma, dondurarak kurutma ve hızlı prototipleme teknikleri yoğun olarak kullanılmaktadır. Ancak geleneksel yöntemler ile iskele üretimi, gözenek şeklini ve boyutunu kontrol etmek zor olduğundan bu yapıların üretilmesi zordur. Geleneksel yöntemler ile üretilen iskelelerde tutarsız ve daha az örülü yapılar meydana gelmektedir. Bu tür zorluklar neticesinde alternatif iskele tasarım ve üretim yöntemlerini gündeme gelmiştir. Hızlı prototipleme bu yöntemlerin en popüler olanıdır. Hızlı prototipleme teknolojileri ile geleneksel yöntemlerle üretimi zor olan yüksek gözenekli, karmaşık yapıları iskeleler inşa etmek mümkün hale gelmiştir. Bu yapıların tasarımına yardımcı olmak için sınırlı sayıda ticari yazılım vardır. Bunlar Autodesk with in medica, Materialise Magics, nTopology Element, Simpleware CAD, Intra Latticedir. Bu yazılım paketleri yaygın olarak kafes yapılarının nesnelere ile birleştirilmesinde, sınırlı esneklik ile mevcut kafes yapılarının küçültülmesi, sonlu elemanlar analizi ile entegrasyonu ve optimizasyon seçenekleri sunar. İskeleler tasarlanırken kullanılan birim hücre modeli kemiğin mekanik özelliklerini, hücre

büyümesini ve hücre davranışını etkilediği için iskelelerin üretimine geçilmeden önce hücresel birimler oluştur daha sonra iskele haline getirilmelidir.

Hücresel birimler tasarlanırken, CAD programlarının içinde hazır olarak bulunan küp, altıgen, küre ve silindir gibi basit iskele geometrilerinden yararlanır [3]. Bilgisayar destekli tasarım yazılımlarının kullanılması ile geleneksel imalat yöntemlerinin ulaşamadığı sonuçlar elde edilebilmektedir. Bu yazılımlar, havacılık, otomotiv, biyomedikal vb. birçok farklı sektörde karşımıza çıkmaktadır [79]. Yazılımlar içinde bulunan tasarım modülleri aracılığıyla gözenek boyutu, gözenek yoğunluğu, dikme kalınlıkları gibi esnek tasarım seçenekleri kullanılmaktadır. İskele tasarımları oluşturmak için kullanılan bu bilgisayar destekli tasarım yazılımlarının amacı medikal sektörde hastanın anatomik yapısına uygun ve optimum sonuçları veren modeli tasarlamaktır. Materialise Magics 22.03 bilgisayar destekli tasarım yazılımı kullanılarak kübik tasarım üzerine birim hücrelerin eklenmesine ait iş akışının örnek gösterimi Şekil 5.1'deki gibidir.



**Şekil 5.1:** Materialise Magics bilgisayar destekli tasarım yazılımında tasarım üzerine birim hücre ekleme yöntemi örnek gösterimi.

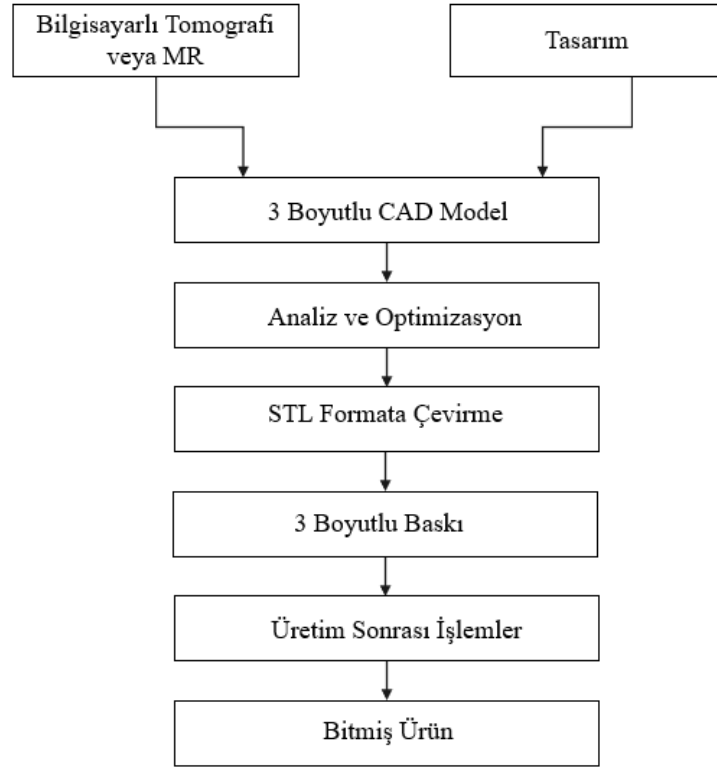
Tez çalışmasında hibrit olarak modellenmiş 6 adet ikili, 6 adet üçlü iskele yapısı kullanılmıştır. Üretilen hibrit modellerin mekanik davranışlarını görebilmek için kolay temin edilebilen ve biyoyumlu CoCr alaşımı tercih edilmiştir. Küresel tanecikli CoCr alaşımı tozunun tanecik boyutu 15-50  $\mu\text{m}$ 'dir. CoCr tozuna ait kimyasal kompozisyon Çizelge 5.1'de verilmiştir.



**Çizelge 5.1:** CoCr tozuna ait kimyasal kompozisyon [80].

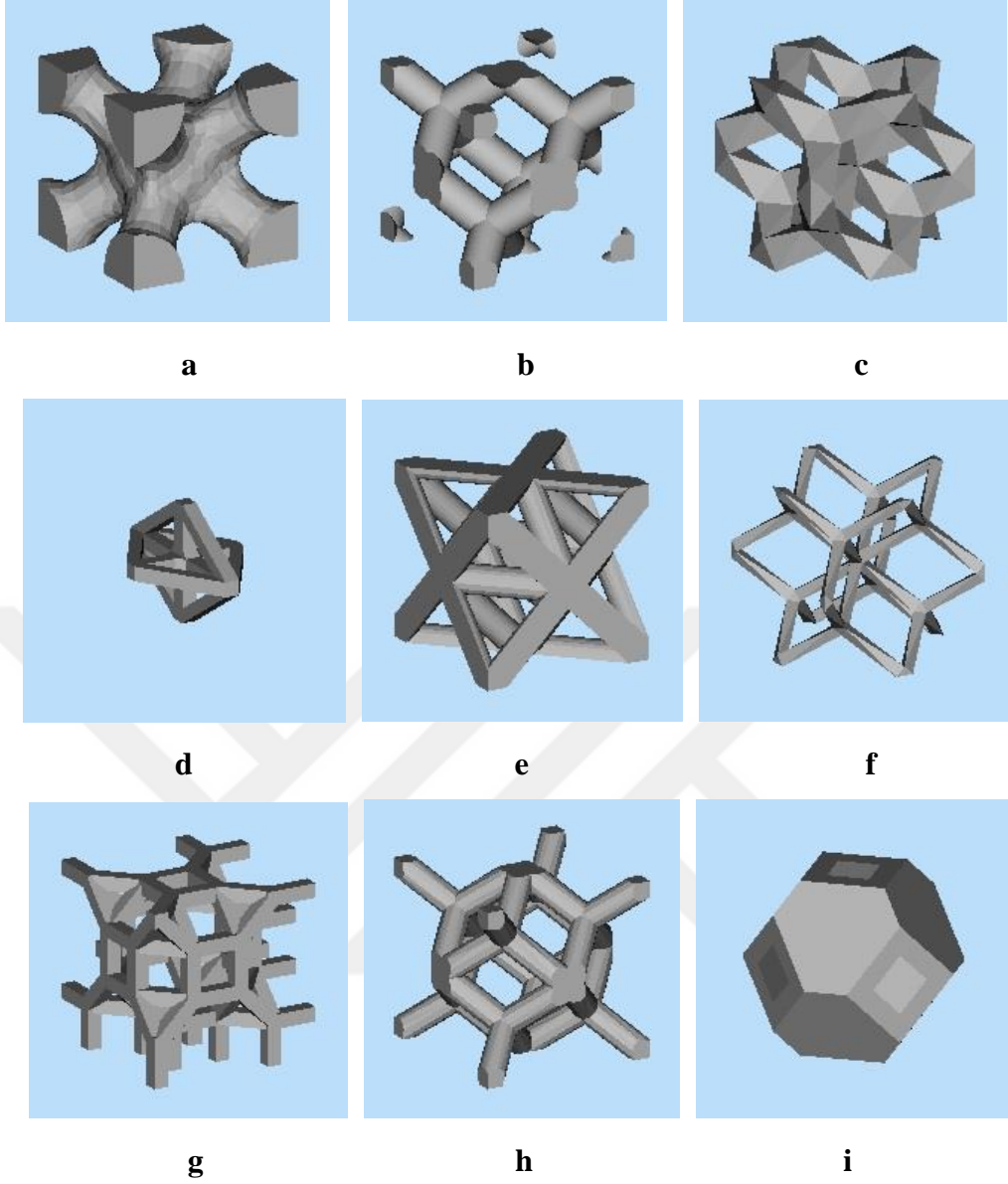
Bileşen	Kütle (%)
Co	Denge
Cr	27,43
W	8,73
Si	1,53
C	0,017
P	0,01
Mo	0,10
Diğer elementler <1 %: Mn, N, Nb, Fe, Nikel, berilyum ve galyum içermez.	

Bu tez çalışmasında bir bilgisayar destekli tasarım programı kullanılarak hibrit iskele modelleri tasarlandı ve STL formatında kaydedildi. Üç boyutlu baskı işleminden önce uygun formatta kaydedilen modeller, bir dilimleyici yazılımına aktarıldı. Böylelikle üç boyutlu nesne belirlenen katman kalınlığına göre dilimlenerek, üç boyutlu yazıcının objeyi üretirken ihtiyaç duyduğu G-kodları elde edildi. Bu kodlar sayesinde modellerin yazıcı tablası üzerindeki pozisyonu, yönü, sıcaklığı ve baskı hızı ayarlandı. Literatür taramalarından yola çıkarak modellerdeki et kalınlığının minimum 0,5 mm olması gerektiğinden kalınlık 1 mm olarak tercih edildi [81,82-84]. Tasarlanan hibrit iskelelerin ölçüleri 10x10x10 mm olarak belirlendi. Bilgisayar Destekli Tasarım yazılımı kullanılarak hibrit iskeleler, STL formatında kaydedilip metal yazıcıya aktarıldı. İskele yapıların üretimine ait iş akışı Şekil 5.2’de verilmiştir.



**Şekil 5.2:** İskele yapıların üretimine ait iş akışı.

Literatürde biyomedikal uygulamalar için en çok çalışılan birim hücreler kübik [85-89], diamond [85,86,90] rhombicodacahedron [86,91] ve bu yapıların varyasyonlarıdır. Tez çalışması kapsamında kullanılan birim hücreler Şekil 5.3’de verilmiştir.

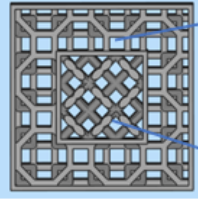
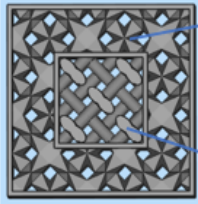
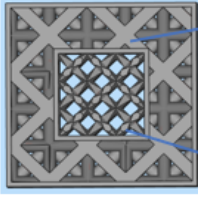
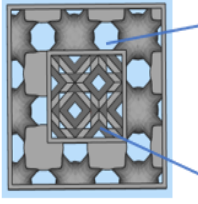
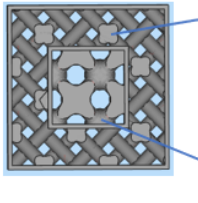
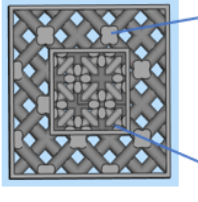


**Şekil 5.3:** Hibrit İskele Tasarımında Kullanılan Birim Hücreler.

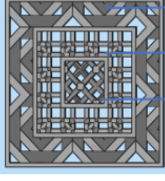
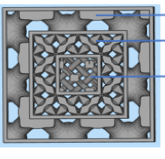
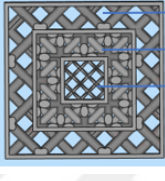
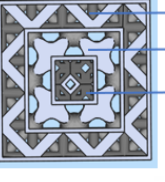
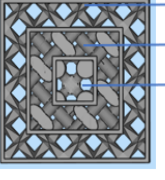
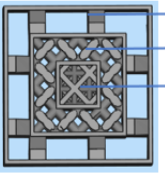
a) Body Diagonals With Nodes b) Diamond c) Dode Thick d) G Structure e) Octet Truss f) Dode Thin g) Rhombi Octa Dense h) Rhombic Dodecahedron i) Trunch Octa Dense

Tezin deneysel çalışması kapsamında, farklı tasarımlar ile üretilen ikili ve üçlü kafes yapısına sahip hibrit iskele yapıların kodlamaları Çizelge 5.2 ve Çizelge 5.3’de verilmiştir.

**Çizelge 5.2:** İkili hibrit iskelelere ait kodlamalar.

İkili Hibrit İskele Yapıları	X mm	Y mm	Z mm	Kodlama	Üstten Görünüş
Rhombi Octa Dense	3	3	3	ROD+RD	 <p>Rhombi Octa Dense</p> <p>Rhombic Dodacahedron</p>
Rhombic Dodacahedron	4	4	4		
Dode Thick	3	3	3	DTK+D	 <p>Dode Thick</p> <p>Diamond</p>
Diamond	4	4	4		
Octet Truss	3	3	3	OT+DTN	 <p>Octet Truss</p> <p>Dode Thin</p>
Dode Thin	4	4	4		
Body Diagonals With Nodes	3	3	3	BDWN+TOL	 <p>Body Diagonals With Nodes</p> <p>Trunch Octa Light</p>
Trunch Octa Light	4	4	4		
Diamond	3	3	3	D+BDWN	 <p>Diamond</p> <p>Body Diagonals With Nodes</p>
Body Diagonals With Nodes	4	4	4		
Rhombic Dodacahedron	3	3	3	RD+OT	 <p>Rhombic Dodacahedron</p> <p>Octet Truss</p>
Octet Truss	4	4	4		

**Çizelge 5.3: Üçlü hibrit iskelelere ait kodlamalar.**

Üçlü Hibrit İskele Yapıları	X (mm)	Y (mm)	Z (mm)	Kodlama	Üstten Görünüş
Rhombic Dodacahedron	2	2	2	TOC+ROD +RD	 <ul style="list-style-type: none"> <li>→ Trunch Octa Light</li> <li>→ Rhombi Octa Dense</li> <li>→ Rhombic Dodacahedron</li> </ul>
Rhombi Octa Dense	3	3	3		
Trunch Octa Light	4	4	4		
Diamond	2	2	2		
Dode Thick	3	3	3	BDWN+D T+D	 <ul style="list-style-type: none"> <li>→ Body Diagonals With Nodes</li> <li>→ Dode Thick</li> <li>→ Diamond</li> </ul>
Body Diagonals With Nodes	4	4	4		
Dode Thin	2	2	2		
Octet Truss	3	3	3	RD+OT+D T	 <ul style="list-style-type: none"> <li>→ Rhombic Dodacahedron</li> <li>→ Octet Truss</li> <li>→ Dode Thin</li> </ul>
Rhombic Dodacahedron	4	4	4		
Trunch Octa Light	2	2	2		
Body Diagonals With Nodes	3	3	3	OT+BDW N+TOL	 <ul style="list-style-type: none"> <li>→ Octet Truss</li> <li>→ Body Diagonals With Nodes</li> <li>→ Trunch Octa Light</li> </ul>
Octet Truss	4	4	4		
Body Diagonals With Nodes	2	2	2		
Diamond	3	3	3	DM+D+B DWN	 <ul style="list-style-type: none"> <li>→ Dode Medium</li> <li>→ Diamond</li> <li>→ Body Diagonals With Nodes</li> </ul>
Dode Medium	4	4	4		
Octet Truss	2	2	2		
Rhombic Dodacahedron	3	3	3	GS+RD+O T	 <ul style="list-style-type: none"> <li>→ G Structure</li> <li>→ Rhombic Dodacahedron</li> <li>→ Octet Truss</li> </ul>
G Structure	4	4	4		

Hibrit iskele yapılar Materialise Magics 22.03 bilgisayar destekli tasarım yazılımı aracılığı ile tasarlanmıştır. İskele yapı tasarımında Şekil 5.3'de görüldüğü gibi dodecahedron, dode thin, diamond, body diaogonals with nodes, octet-trus vb. birim hücreler kullanılmıştır. Bu birim hücrelerinin seçiminde literatürden faydalanılıp, mekanik testler sonucu oluşan deformasyon davranışları dikkate alınmıştır [92-96].

Bilgisayar Destekli Tasarım yazılımı kullanılarak tasarlanan hibrit modeller, STL formatında kaydedilip Concept Laser marka metal yazıcıya aktarılmıştır. (Şekil 5.4) Çizelge 5.4’de verilen işleme parametrelerine göre üretim gerçekleştirilmiştir. Üretilen ikili ve üçlü hibrit modellere ait görseller Şekil 5.5’de verilmiştir.



Şekil 5.4: Concept Laser Metal Yazıcı.

Çizelge 5.4: İşleme Parametreleri.

Özellik	Değer
Tabaka Kalınlığı (Minimum)	15 – 30 $\mu\text{m}$
Lazer Sistem	Fiber Lazer
Odak Çapı	50 $\mu\text{m}$
Âtıl Gazlar	Nitrojen veya Argon
Maksimum Tarama Hızı	7 m/s

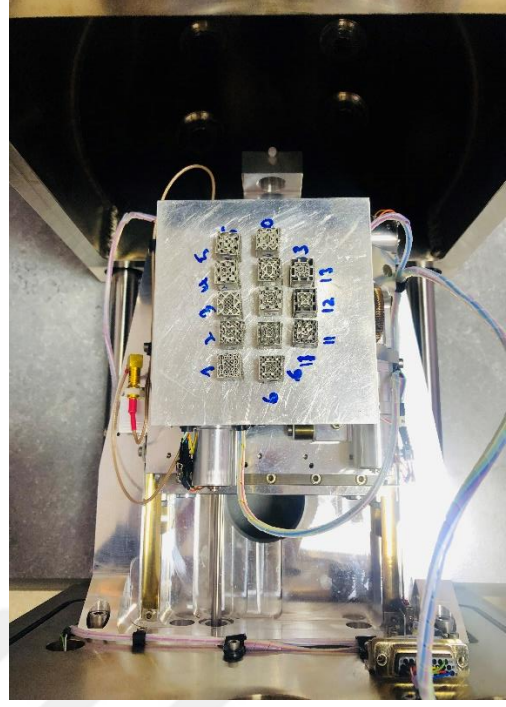


**Şekil 5.5:** Üretilen ikili ve üçlü hibrit iskele modelleri ve kodlamaları.

a) ROD+RD b) DT+D c) OT+DT d) BDWN+TOL e) D+BDWN f) RD+OT g) TOC+ROD+RD h) BDWN+DT+D i) RD+OT+DT j) OT+BDWN+TOL k) DM+D+BDWN l) GS+RD+OT

## 5.2 SEM ve EDX Analizi

Üretilen hibrit iskele modellerin üretim sonrasındaki geometrik özellikleri incelemek amacıyla taramalı elektron mikroskobu ile görüntüler alındı. Şekil 5.6'da gösterildiği gibi EVO Brand40 marka SEM cihazı kullanılmıştır. 1 mm ve 100 µm boyutlarında olmak üzere görüntüler alınmıştır. Ayrıca SEM cihazından EDX analizi yapılarak üretilen modellerin elementel analiz yapıldı. CoCr alaşımına ait tozda bulunan elementlere ait görüntüler 80 µm boyutlarında alınmıştır.



**Şekil 5.6:** Taramalı Elektron Mikroskobu ve incelenen hibrit iskele modelleri.

### 5.3 DTA ve FTIR Analizi

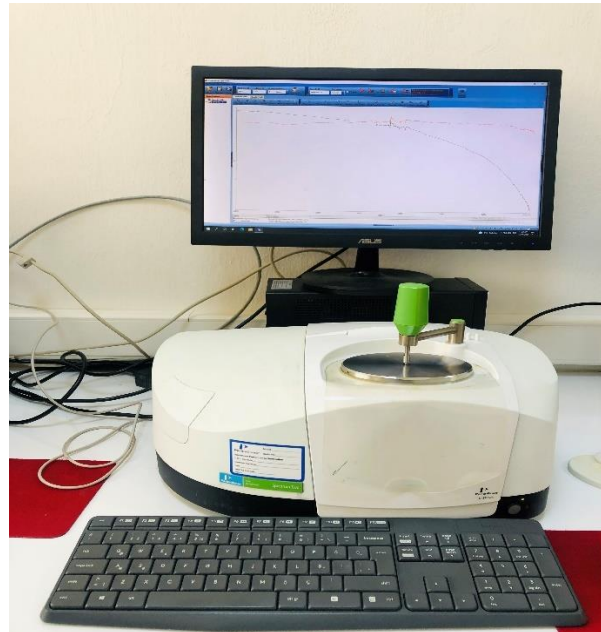
Diferansiyel termal analiz yapılarak (DTA) işlem görmemiş CoCr tozu ve işlem görmüş CoCr tozu arasındaki sıcaklık farkı belirlenerek soğutma ve ısıtma sırasındaki değişim gözlemlenmiştir. Oluşan farklı sıcaklıklar daha sonra zamana (DTA eğrisi) bağlı çizilmiştir. Böylelikle üretilen hibrit iskelelerdeki ekzotermik veya endotermik değişiklikler kullanılmamış CoCr tozu referans alınarak tespit edilebilmiştir ve DTA eğrisi kristalleşme, erime ve süblimleşme gibi meydana gelen dönüşümler hakkında veri sağlamıştır. DTA grafiğinde pik noktasının altındaki oluşan alanın entalpi değişiminden kaynaklandığı ve numunenin ısı kapasitesinden etkilenmediği görülmüştür. DTA analizinin yapıldığı cihaza ait görsel Şekil 5.7’de verilmiştir.





**Şekil 5.7:** DTA Cihazı.

FTIR analizi ile moleküler bağ karakterizasyonu yapılarak CoCr tozunun yapısındaki fonksiyonel gruplar, işlem görmüş ve görmemiş tozun yapısındaki bağların durumu, tozların birbirine bağlanma yerleri ve bağların yapısal değişiklikleri incelenmiştir. FTIR cihazına ait görsel Şekil 5.8’de verilmiştir.



**Şekil 5.8:** FTIR Cihazı.

## 5.4 Kimyasal Temizleme

Eklemeli imalat ile üretilen iskele yapılarında karşılaşılan gözeneklilik, toz partikül yapışmaları gibi problemler yüzey özelliklerini etkilemektedir. Bu nedenle medikal gibi hassas çalışılan sektörlerde üretim sonrası ürünlerin kullanıma hazır olması veya toz partiküllerinin kırılarak iş akışında sorunlara yol açmaması için temizlik kaçınılmazdır. Bu amaçla kafes yapıların yüzey kalitesini iyileştirmek için kimyasal yıkama işlemi uygulanmış ve kullanılan asitlerin yüzeylerde iyileştirici etkileri araştırılmıştır. Deneyde CoCr alaşımından on iki hibrit iskele yapısı üretilmiş ve hidroflorik asit, nitrik asit, sülfürik asit ve hidroklorik asit kullanılarak hazırlanan üç farklı asit çözeltisinin yüzey temizleme kapasitesine etkileri incelenmiştir. 180 saniye kontrollü daldırma yöntemi ile asit çözeltisine daldırılan modellerdeki değişimler karşılaştırmalı olarak sunulmuştur. Çizelge 5.5’de kullanılan asitler ve oranları belirtilmiştir.

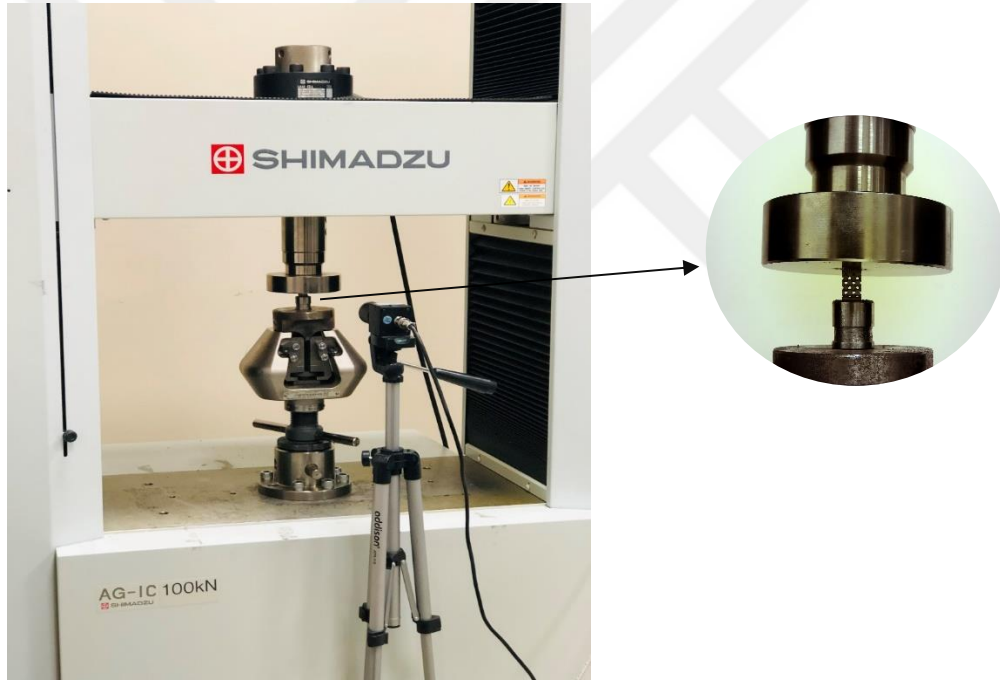
**Çizelge 5.5:** Hazırlanan çözeltilerdeki asitler ve kullanım oranları.

Çözeltiler	Saf Su Oranı	H <sub>2</sub> SO <sub>4</sub> Oranı	HNO <sub>3</sub> Oranı	HCL Oranı	HF Oranı
1.Grup Çözelti	350 ml	100 ml	-----	50 ml	-----
2.Grup Çözelti	500 ml	-----	-----	-----	100 ml
3.Grup Çözelti	600 ml	-----	160 ml	-----	40 ml

## 5.5 Mekanik Test

Üretilen numunelere basma yükü uygulanarak numune üzerinde kılma, ezilme ve deformasyon gibi sonuçların ortaya çıktığı test metoduna basma testi denilmektedir. Bu test sonucunda, elastisite modülü, basma dayanımı, akma dayanımı, malzemenin dayandığı maksimum kuvvet vb. parametrelerin tümü elde edilebilmektedir [97]. Elde edilen değerler malzeme türüne, malzemenin kimyasal kompozisyonuna göre değişmektedir. Test uygulanacak hibrit iskeleler basma cihazında bulunan iki plaka arasına yerleştirilip, iskelelerin ezilmesini sağlayan cihaz tarafından kuvvet uygulanmıştır. Basma testi yapılan numuneler uygulanan kuvvet ile aynı yönde kısalır ve kuvvete dikey yönde genişleme eğilimi gösterir [97]. Bu çalışmada üretilen hibrit iskele modeller üzerinde basma testleri yapılmıştır. Tüm basma testleri Shimadzu AG-IC cihazında ve ASTM standartlarını mümkün olduğunca yakın bir şekilde tekrarlamak için yapıldı. Deformasyonun sağlanması

için veri hızı 0,1 m/s iken, makinenin rampa hızı 0.001778 m/s olarak ayarlandı. Testler artan yer değiştirme ile kuvvet azalana kadar yürütülmüştür. Hibrit modellerin yanal yönde serbestçe genişlemesine izin veren temas yüzeylerindeki sürtünme kuvvetini en aza indirmek için kavramaya düz bir plaka yerleştirildi. Kavrama, küresel bir mesnet ile kendi kendini hizalayan bir yüklemeye bloğuna bağlandı ve modeller yer değiştirmenin düzgün bir şekilde uygulanmasını sağlamak için dikkatlice plakanın ortasına yerleştirildi. Kafes deformasyonu, modeller üzerindeki önceden tanımlanmış noktaların yer değiştirmelerini izlemek için kullanılan bir video gösterge sistemi kullanılarak karakterize edildi. Ölçülen yer değiştirmeler daha sonra modellerin aksel ve yanal şekil değiştirmesini hesaplamak için kullanılmıştır. Veriler dışa aktarılıp ve Microsoft Excel'de analiz edilmiştir. Test cihazının görseli ve basma çeneleri arasına yerleştirilmiş örnek model Şekil 5.9'da gösterilmektedir.



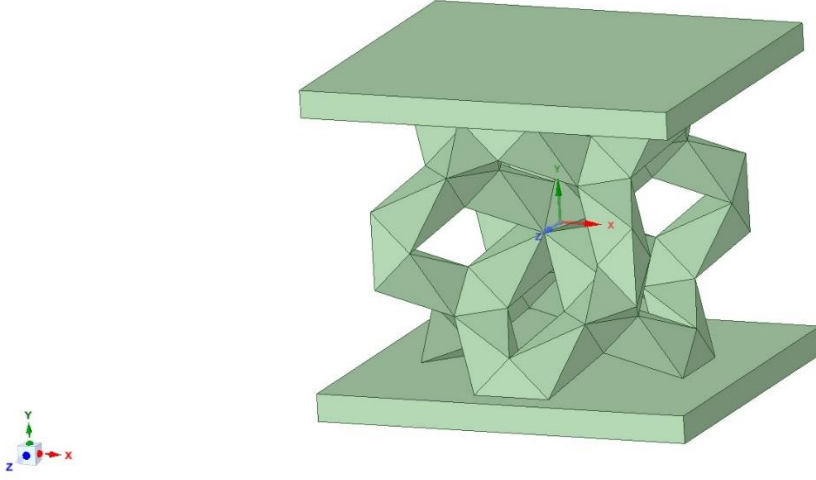
**Şekil 5.9:** Basma test cihazı ve örnek modelin test görüntüsü.

## 5.6 Birim Hücreler İçin Sonlu Elemanlar Analizi

Çalışma kapsamında farklı geometrilere hazırlanan hücresel birimler için sonlu elemanlar analizi yapılarak sonuçları değerlendirilmiştir. CAD modeli hazırlanmış birim hücrelerin sonlu elemanlar metodu kullanılarak mesh yapıları belirlenmiştir. Mesh yapısı olarak hexahedral yapı modeli kullanılmıştır. Mesh atılma işlemi bittikten sonra analiz boyunca kullanılacak parametreler belirlenmiştir. Bu parametreler tasarım değişkenlerini, uygulanacak kuvvetin büyüklüğünü, malzeme türünü ve sınır koşullarını içermektedir.

Analiz işlemleri boyunca birim hücrelerin üzerine 1x1 cm genişliğinde,1 cm büyüklüğünde plakalar yerleştirilmiştir ve alt plaka sabitlenmiştir. Örnek birim hücre üzerinde yapılan plaka yerleştirmelerine ait görsel Şekil 5.10’da verilmiştir.

ANSYS  
R19.1



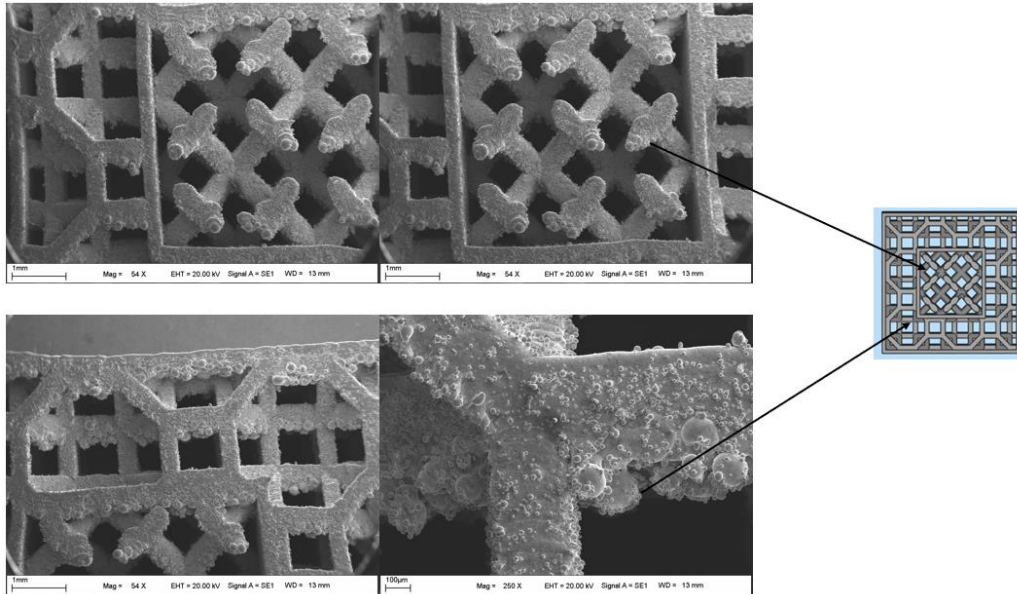
**Şekil 5.10:** Alt ve üst yüzeyine plaka yerleştirilmiş örnek birim hücre modeli.

## 6. DENEYSEL BULGULAR ve DEĞERLENDİRİLMESİ

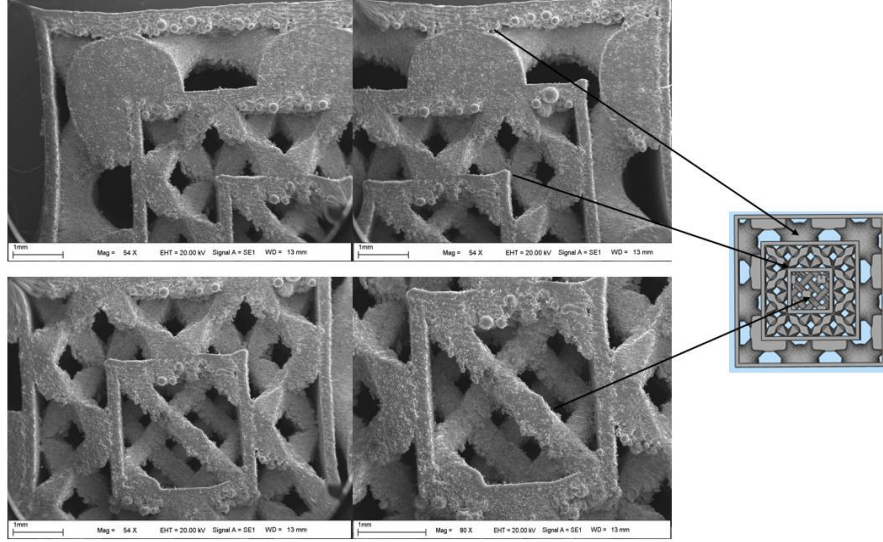
Bu bölümde CoCr alaşımına ait toz ile elde edilen hibrit iskele yapılarının mekanik özelliklerinin geliştirilmesine ait bulgular ve tartışmalar verilmiştir. CoCr alaşımı ile Concept Laser marka cihaz kullanılarak üretilen hibrit ikili ve üçlü iskeleler (ROD+RD, DT+D, OT+DT, BDWN+TOL, D+BDWN, RD+OT, TOC+ROD+RD, BDWN+DT+, RD+OT+DT, OT+BDWN+TOL, DM+D+BDWN, GS+RD+OT) gözenek boyutu ve dikme çapı olarak farklı özelliğe sahip olsa da birbirleriyle aynı özellikte tasarlanmıştır. Böylelikle hibrit iskele tasarımlarının temizlenmeye, basma mukavemetine, deformasyon davranışlarına etkileri incelenmiştir.

### 6.1 SEM Analiz Sonuçları

Tasarlanmış ve üretilmiş hibrit iskelelerin dikme çapı, gözenek boyutu gibi özellikleri SEM ile analiz edildiğinde, tasarlanmış ve üretilmiş numunelerde boyutsal olarak belirgin bir fark olduğu gözlenmemiştir. SLM metodu ile üretilen ikili hibrit modellerden ROD+RD'nin ve üçlü hibrit iskele yapısından BDWN+DT+D modelinin üst yüzeyinden bakılarak alınmış SEM görüntüleri Şekil 6.1 ve Şekil 6.2'de gösterilmiştir.

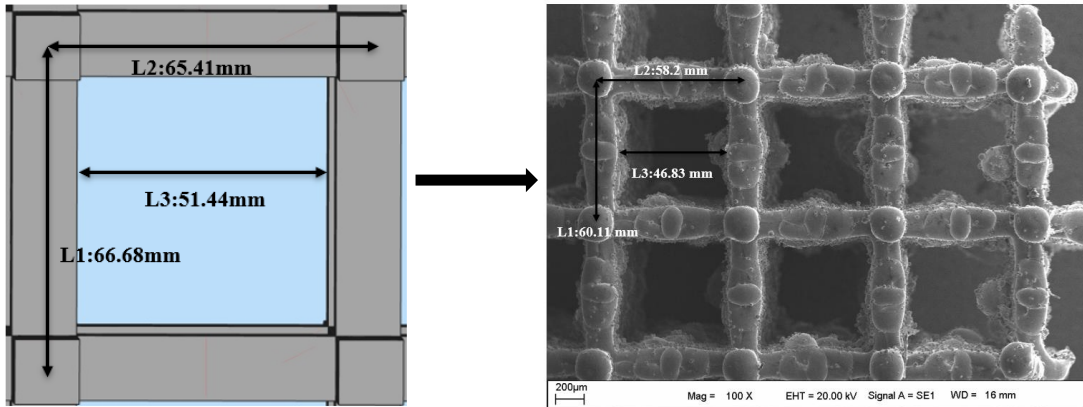


Şekil 6.1: ROD+RD ikili hibrit iskele yapısına ait SEM Görüntüsü.



**Şekil 6.2:** BDWN+DT+D üçlü hibrit iskele yapısına ait SEM Görüntüsü.

Üretim sonrası yapılan ölçümlerde yatay ve dikey desteklerin boyutlarının CAD modele daha yakın olduğu ancak eğimli dikmelerde bu boyutun değişkenlik gösterdiği görülmüştür. İkili ve üçlü hibrit iskele modellerde ölçülen yatay ve dikey destek boyut değerlerinin modeller boyunca farklı olması, üretimde karşılaşılan toz serme hataları olduğunu göstermektedir. Bu durum ölçülen gözenekliliğin CAD modelden daha yüksek olduğunu açıklamaktadır. Gözlemlenebilir kusurlar arasında iki önemli kusur dikkat çekmektedir. Bu kusurların ilki dikme eksenini boyunca yatay kesit şeklinin düzensiz geometrik profili ve ikinci olarak merkez dikmenin ana ekseninden sapmış olmasıdır. Çünkü iskele dikme yüzeylerinde kalan toz partikülleri üst üste yığılmanın etkisiyle tasarlanan birim hücre ile üretilen birim hücre arasında ölçü farklılıklarına, bozulmalara neden olmaktadır. (Şekil 6.3)

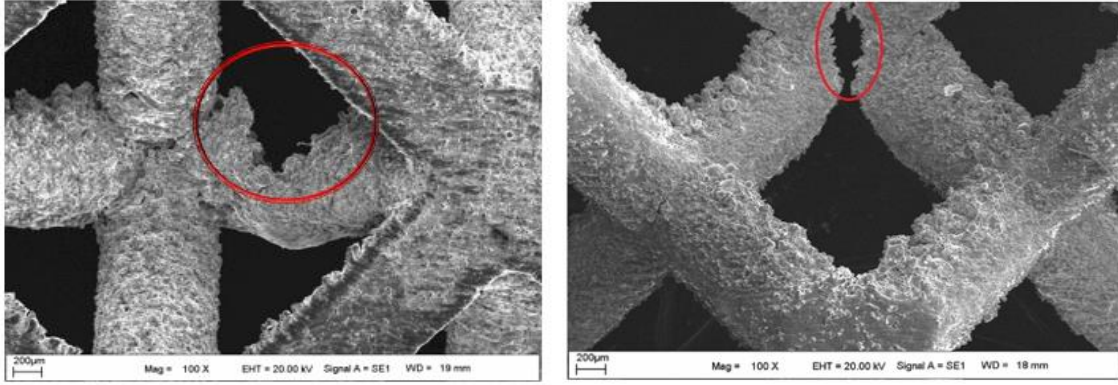


a) Tasarlanan örnek birim hücre modeli

b) Üretilen birim hücre modeli

**Şekil 6.3:** Tasarlanan ve üretilen birim hücre arasındaki örnek boyutsal farklılık.

SEM görüntülerinden elde edilen diğer bir sonuç ise üretilen modellerde iki yatay eksen arasındaki kafesin tam örülmediğidir. Dikmelerin dairesel kesitlerden saptığı ve kafes dikmelerinin başlangıç tasarımıyla örtüşmediği gözlenmiştir. Porozite arttıkça CAD modelleme yoluyla üretilen iskele yapılarda üretim kusurlarının arttığı görülmüştür. (Şekil 6.4)



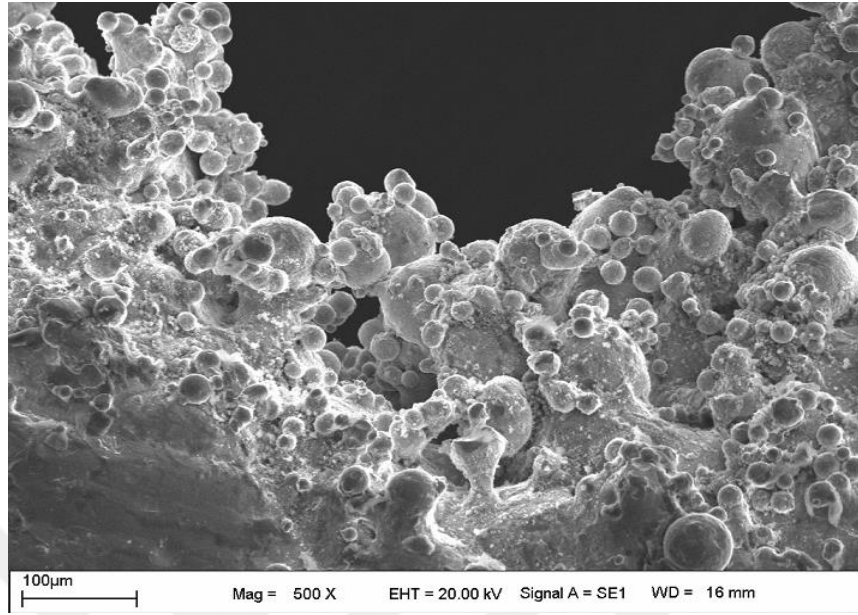
**Şekil 6.4:** Örnek bir birim hücrede oluşan üretime dair kusur.

ROD+RD ve diğer yapılarda da gerçek ölçülen değerler ve teorik gözeneklilik değerleri çok benzerdir. Dikey desteklerin ortalama çapı, imalat parametrelerinde belirlenen CAD çapının altındayken, yatay desteklerin ortalama çapı CAD çapının üzerindedir. Çapraz yapıdaki eğimli dikmelerin çapları ise 36 mm ile 64 mm arasında değişmektedir. Bu ikili ve üçlü hibrit iskele yapıların özellikle yüksek yoğunluklu olarak üretildiklerinde CAD modelinden daha yüksek gerçek bir gözenekliliğe sahip olduğunu açıklamaktadır.

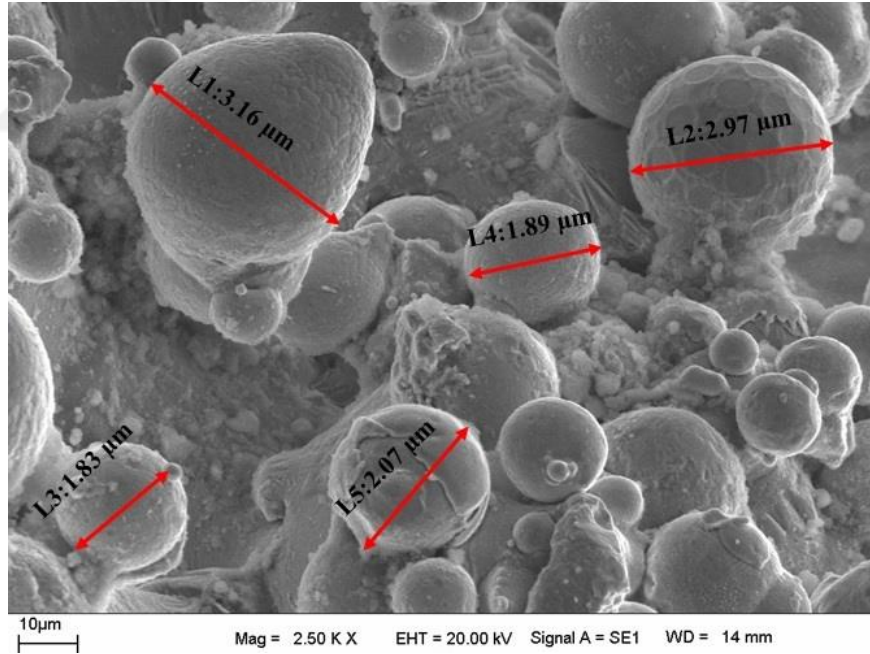
## 6.2 Gözenek Karakterizasyonu

Üretilen modellerin gözenek yapısının özelliklerini analiz ederken, değerlendirilmesi gereken iki önemli nokta vardır. İlk olarak gözenek boyut ve şeklini belirlemek, ikinci olarak komşu gözeneklerle bağlanma ilişkisini incelemek gerekir. Çünkü modellerin gözenekliliği düğüm sayısından, hücre kenarlarının uzunluğundan, kalınlığından, eğriliğinden ve hücre kenarlarının şeklinden etkilendiği için bunların değerlendirilmesi önemlidir [95]. Hücre kalınlığının kullanılan CoCr tozunun boyutuna ve şekline bağlı olarak değiştiği, bu yüzden de gözenek yapılarının düzensiz ve karmaşık olduğu tespit edilmiştir. Lokal olarak küçültülmüş yüzey alanları ile karakterize edilen modeller üretmek hem üretimde karşılaşılan hataları hem de düzensiz gözenek yapısını azaltmak gibi çok sayıda avantaj sağlamaktadır. Hem mikro hem de makro gözenekleri içeren çok gözenekli bir modelin gözenek boyutunu düzenlemek ve dolayısıyla öngörülen gözeneklilik

dağılımına göre yapı iskelesi geliştirmek modelin üretimi için uygundur. Şekil 6.5 a ve b de düzensiz ve homojen olmayan gözenek yapısına ait SEM görüntüleri verilmiştir.



a) Düzensiz gözenek yapısı



b) Homojen olmayan gözenek boyutları

**Şekil 6.5:** Gözenek dağılımı ve boyutları a) Düzensiz gözenek yapısı b) Homojen olmayan gözenek boyutları (μm).

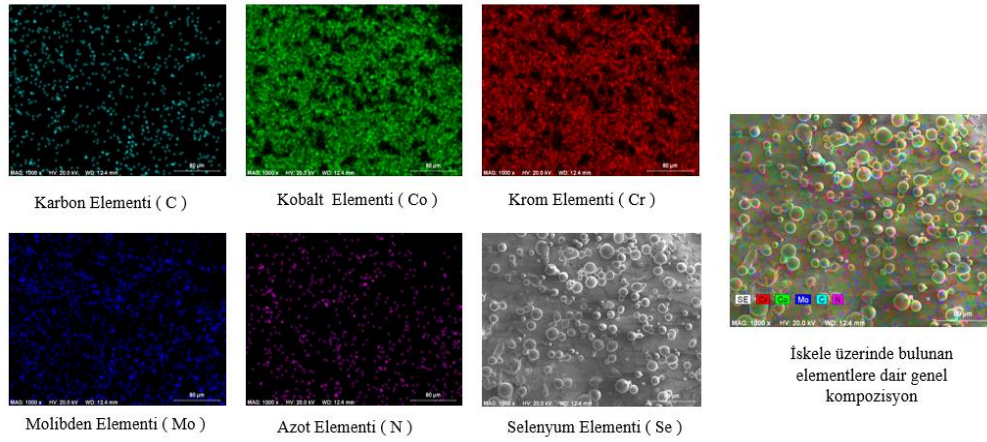
Eklemeli imalat ile üretilen iskele yapıların ölçülerinde ve gözenek boyutlarında geometrik sapmaların olduğu görülmüştür. Bu geometrik sapmalar diğer lattice yapılarda da benzer şekilde ölçülmüş ve ortalama olarak %35-45 arasında değişmiştir. Bu geometrik boyut



farklılıklarının ve homojen olmayan gözenek yoğunluğunun sebepleri; kullanılan CoCr tozunun tane boyutunun değişmesi, yatay ve dikey ekseninde boyut farklılıklarının olması, kafes birleşim noktalarında yığılmaların oluşması, gözenek boyutunun büyümesi, erimeyen toz partikülleri, eriyen tozun katılaşp üst üste yığılarak katman oluşturması vb. faktörlerden dolayı olduğu literatür çalışmalarıyla da desteklenmiştir [87,89].

### 6.3 EDX Analiz Sonuçları

Vakum altındaki bir ortamda hibrit iskele modellerinin yüzeyine elektron demetleri gönderilmiştir. Elektron demetlerinden yansıyan veriler cihazda bulunan detektörler vasıtasıyla toplanıp üretilen hibrit iskele yapılarda bulunan elementel içerik tayini için yüksek çözünürlükte büyütme sağlayacak şekilde görüntü analizi yapılmasına imkân sağlamıştır. Aynı anda birden fazla elementel içeriğe dair veri alınıp, iskelelerde bulunan elementel içerik oranlarına dair görüntüler elde edilmiştir. Görüntüler 1000x büyütme oranı kullanılarak alınmıştır. İkili ve üçlü hibrit iskelelerin hepsinde benzer sonuçlara rastlanmıştır. İskelede bulunan elementlere dair haritalandırma Şekil 6.6’da gösterilmiştir.



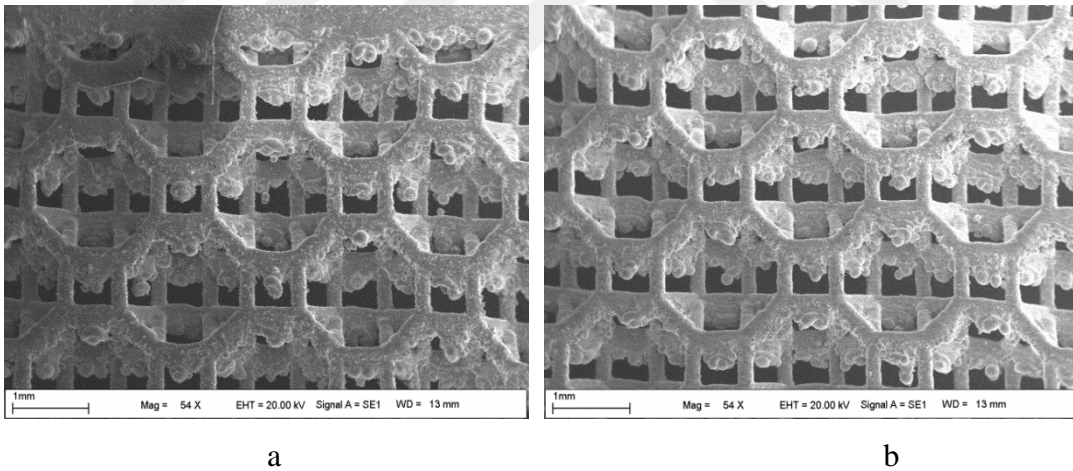
**Şekil 6.6:** İskeleler üzerinde bulunan elementlerin dağılımına ait haritalandırma.

İlgili analiz sonucunda toz partikülünün iç yapısında beklenen elementel içerikten farklı dağılımlar olduğu (Selenyum ve Azot gibi) ve bu element dağılımına ait farklılığın eklemeli imalat sürecinde kullanılan toz üretim esnasındaki kullanılan gazın iletkenliğindeki farklılıktan kaynaklanabileceği ileri sürülmektedir [44]. Ayrıca toz partikül bünyesindeki gözenekliliğinin, tozun mikroyapısını ve partikül yoğunluğunu etkilemesinden dolayı toz içerisinde bulunan elementel dağılım değişebilmektedir [98]. Toz yüzeyinde ve iskele iç yapısında oluşan istenmeyen oksitler, toz yapışmaları ve bağlanmamış toz partikülleri eklemeli imalatta ürünün kalitesinde bozulmalara neden

olmaktadır. Bundan dolayı üretilen hibrit iskele modellerinin hepsine kimyasal temizleme işlemi uygulanmıştır.

#### 6.4 Kimyasal Temizleme İşleminin Sonuçları

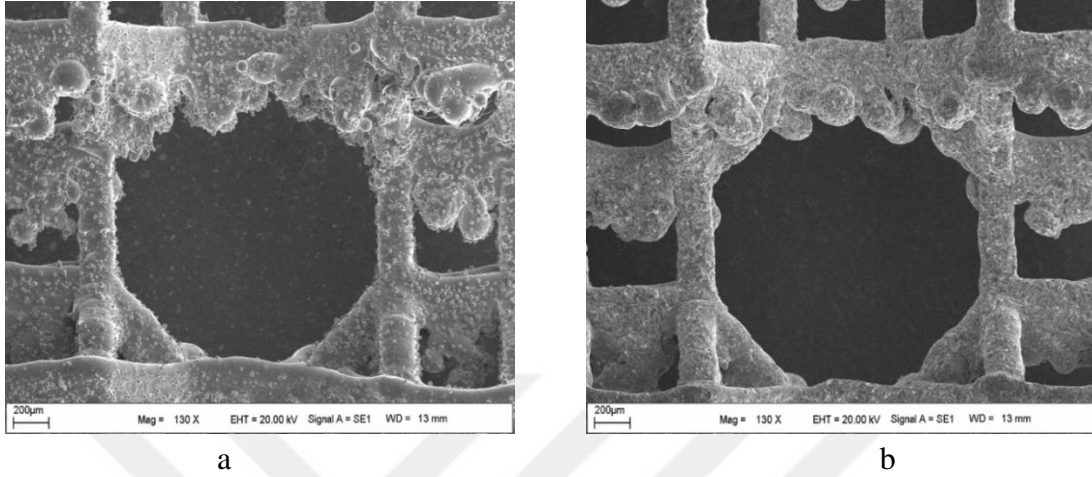
SLM ile üretilen parçalar toz bazlı yöntemlerle üretildiğinden malzeme yüzeyinde doldurulmamış boşluklar, gevşek veya kısmen erimiş toz partikülleri ve gözenekler olabilir. CoCr alaşımından yapılan modeller incelendiğinde düzenli kafes yapılarına sahip oldukları ancak küresel şekilli toz parçacıklarına sahip oldukları için yüzeylerinin pürüzlü olduğu görülmektedir. Üretilen modellerin temizlik öncesi ve sonrası yüzeylerin SEM görüntüleri karşılaştırıldığında, asitlerin yüzey özelliklerini iyileştirmede ve temizlemede etkili olduğu görülmüştür. ROD+RD ikili hibrit iskele modelinin kimyasal temizleme öncesi ve yıkama sonrası SEM görüntüsü Şekil 6.7’de verilmiştir. Kimyasal temizleme için hidroflorik asit kullanılarak hazırlanan solüsyon 180 saniye kontrollü daldırma yöntemi ile yıkanmıştır. Temizlik sonucunda iç dikmelerde biriken büyük metal tozu birikimleri ana gövdeden ayrılmamış ve yüzeyde parlak bir görünüm elde edilmiş ancak yeterli temizlik sağlanamamıştır. Benzer sonuçlar üretilen diğer iskele yapılarında da alınmıştır.



**Şekil 6.7:** a) ROD+RD modelinin kimyasal yıkama öncesi SEM görüntüsü b) ROD+RD modelinin kimyasal yıkama sonrası SEM görüntüsü.

Asit konsantrasyonunun azaltılması ve daldırma süresinin uzatılması, daha konsantre bir yıkama ortamı oluşturacağından, kısmen bağlı, erimemiş toz parçacıklarının başarıyla uzaklaştırılabileceği literatür tarafından desteklenmektedir [99]. ROD+RD hibrit iskelesinin birim hücresinin yıkama öncesi görüntüsü Şekil 6.8’de verilmiştir. Kimyasal temizlik için Hidroflorik asit ile hazırlanan solüsyon kullanılmış ve yapılan temizlik sonucunda yatay dikmelerde biriken büyük metal tozu yapışmaları ana gövdeden

ayrılmamıştır. SLM yöntemiyle üretilen modellerde, tozların üst üste yığılması sonucu oluşan gözenek boyutunun 800 µm ve üzerinde olması durumunda temizliğin zorlaştığı gözlemlenmiştir. Kimyasal yıkama öncesi modele göre erimeyen toz partikülleri uzaklaştırılmış ve daha düzenli bir yapı ve gözenekler oluştuğu tespit edilmiştir.

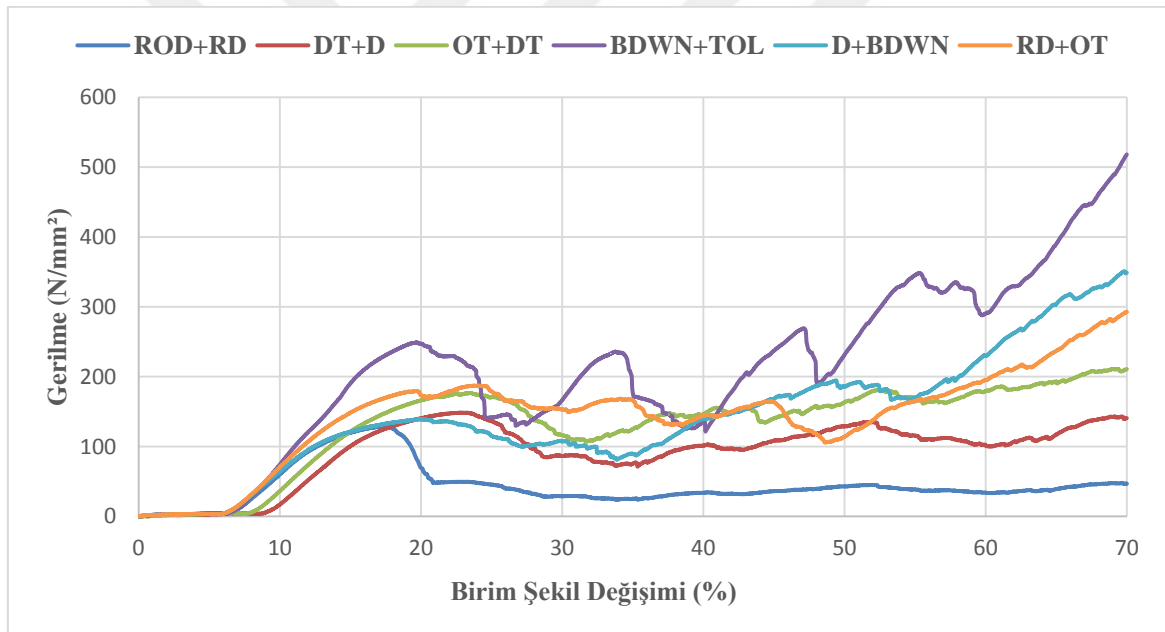


**Şekil 6.8:** a) ROD+RD modelinin birim hücresinin kimyasal yıkama öncesi SEM görüntüsü b) ROD+RD modelinin birim hücresinin kimyasal yıkama sonrası SEM görüntüsü.

Modellerin yüzeyinde oluşan metal toz tabakasının kalınlığından dolayı yer yer temizlik sağlandığı için gözenek boyutları değişmiştir. Ayrıca yüksek miktarda asit içeren çözeltilerin aşındırma hızının toz malzeme kaldırma kapasitesini artırdığı gözlemlenmiştir. Daldırma hızı ne kadar yüksek olursa, kimyasal yıkama tekniği kullanıldığında kimyasal reaksiyonlar ve yüzey aşınması arasındaki sinerjinin etkisinin o kadar büyük olduğu literatür tarafından desteklenmiştir [100]. Kimyasal yıkamanın bariz avantajlarına rağmen, birçok teknik zorluk devam etmektedir. Üretilen parçalar, temizlik sonrası boyut ve yüzey gereksinimleri dahil olmak üzere tasarım özelliklerine ve standartlarına uygun olmalıdır. Örneğin, kobalt alaşımlarının yüksek sıcaklıklarda asit ile verdiği reaksiyon, geri dönüşü olmayan hasarlara neden olabilir. Bu zorluklar eklemeli imalat teknoloji sürecinin daha derin bir şekilde anlaşılmasını ve standartlarının geliştirilmesini gerektirir. Temizlik için en iyi kimyasal yıkama yönteminin, SLM yöntemiyle üretilen CoCr alaşımından yapılmış modeller için Hidroflorik asit kullanmak olduğunu doğrulamak için daha fazla araştırma yürütülmektedir. Literatürde bu alanda yapılan çalışmaların sayısı şimdilik yeterli olmamakla birlikte, yakın gelecekte doğru asit kullanımı ile kimyasal yıkamanın dezavantajlarının çoğunu ortadan kaldırmak ve faydalarını artırmak mümkün olacaktır.

## 6.5 Mekanik Test Sonuçları

Tüm basma testleri deformasyonun tam olarak sağlanması için 100 kN yük altında, veri hızı 0,1 m/s iken, makinenin rampa hızı 0.001778 m/s olacak şekilde ayarlanıp yapıldı. Üretilen hibrit iskele modellerinin her biri cihazda bulunan sabit iki plaka arasına yerleştirildi ve basma deneyi yapıldı. İkili hibrit iskele modellere ait Gerilme-Birim Şekil Değişimi grafiği Şekil 6.9'da verilmiştir. İkili hibrit iskele modellerde maksimum gerilme BDWN+TOL modeline ait olup 518.20 N olarak ölçülmüştür. Kafes bloklarındaki gerilimler düşük gerinimlerde tepe değerine ulaşmış ve hemen ardından ikinci bir tepe değerini başlangıcına kadar azalma göstermiştir. Bu tepe gerilim değerlerinin esnemenin egemen olduğu çöküş mekanizmasının varlığının kanıtı olduğu kolayca anlaşılabilir. Dikkate alınması gereken bir diğer bulgu, gerilim tepe değerlerinin hücre boyutu küçüldükçe görünürlüklerini kaybettiğidir.

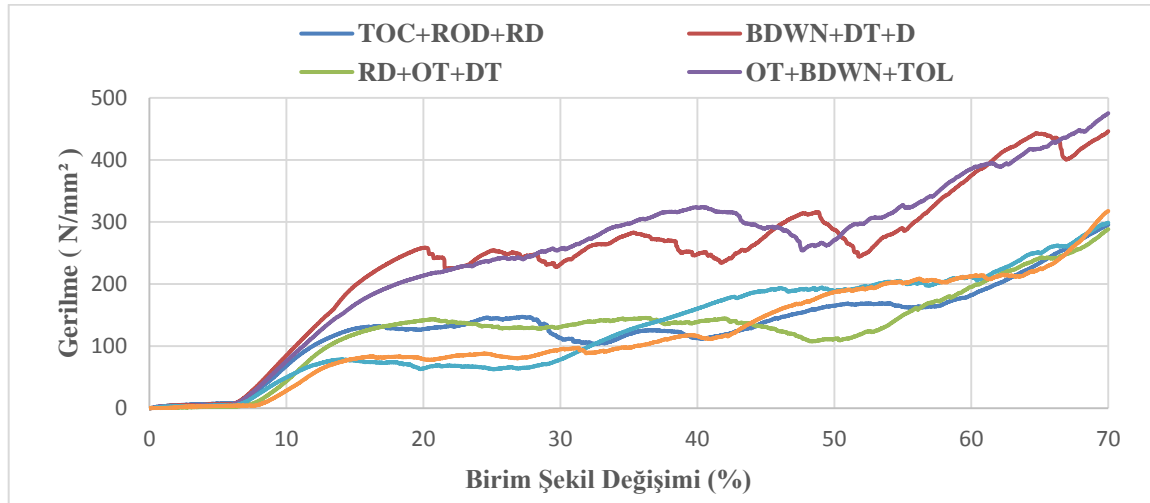


**Şekil 6.9:** İkili hibrit iskele modellere ait Gerilme-Birim Şekil Değişimi grafiği.

**Çizelge 6.1:** İkili Hibrit İskele Modellere ait Porozite ve Maksimum Basma Dayanımları.

Modelin Adı	Numunenin Porozite Oranı (%)	Maksimum Basma Dayanımı (Mpa)
ROD+RD	85.8	96.01
DT+D	85.1	140.65
OT+DT	84.9	210.90
BDWN+TOL	80.5	518.20
D+BDWN	82.6	348.90
RD+OT	83.7	293.03

Üçlü hibrit iskele modellere ait Gerilme-Birim Şekil Değişimi grafiği Şekil 6.10'da verilmiştir. Üçlü hibrit iskele modellerde maksimum gerilme OT+BDWN+TOL modeline ait olup 475.25 N olarak ölçülmüştür. Ayrıca dikmelerin ve bağlantıların etrafındaki erimiş veya yarı erimiş tozların, dikmeleri birbirine bağlayan, burkulmaya karşı dirençli olduğu göz önünde bulundurulmalıdır. Hücre boyutunun 4 mm civarı olması, birim hücrenin mekanik davranışını ve deformasyonu eğilme yönünde baskın hale getirmiştir. İkili yapıların üçlü yapılardan farklı sonuçlar vermesi hücre boyutuna dayalı mikro dikmelerin uzunluklarının, bükülmeleri için çok kısa olmasından kaynaklandığı literatürle desteklenmiştir [101].

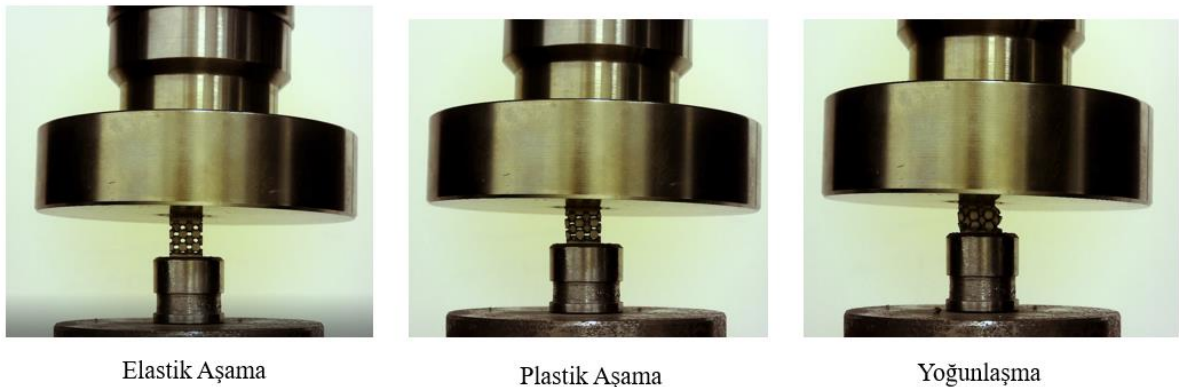


**Şekil 6.10:** Üçlü hibrit iskele modellere ait Gerilme-Birim Şekil Değişimi grafiği.

**Çizelge 6.2:** Üçlü Hibrit İskele Modellere ait Porozite ve Maksimum Basma Dayanımları.

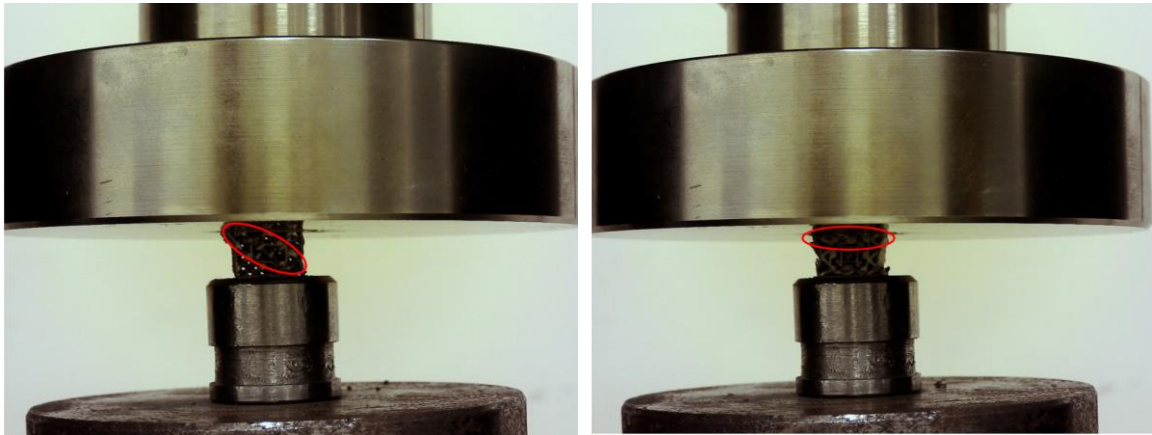
Modelin Adı	Numunenin Porozite Oranı (%)	Maksimum Basma Dayanımı (Mpa)
TOC+ROD+RD	84.9	295.65
BDWN+DT+D	82.9	446.21
RD+OT+DT	85.1	288.40
OT+BDWN+TOL	81.3	475.25
DM+D+BDWN	84.2	298.84
GS+RD+OT	83.4	317.75

SLM metodu ile üretilen iskele yapıların basma testi esnasında gösterdiği davranış üzerinde, iskele yapının bükülme ya da uzama eğilimi göstermesinin etkisi büyüktür. Uzamaya eğilimli yapılar kırılındıkları bu yüzden basma testi esnasında ilk olarak dikmeler hasara uğrar fakat bu yapılar daha dayanıklıdır. Bükülmeye eğilimli yapılar ise enerji absorbesi bakımından avantajlıdır bu yüzden bu yapılarda deformasyon iskelenin tamamında tutarlı bir şekilde gerçekleşir. Test esnasında sünek yapıda oldukları için dikmeler burkulma özelliği gösterir. Basma testi yapılan ikili ve üçlü iskele yapıların yorulma davranışları üç aşamada değerlendirildi. İlk aşamada gerinim hızlı bir şekilde artıp, ikinci aşamada yorulma çatlakları gözlemlendi ve toplam gerinim  $10^6$ - $10^8$  döngüde sabit kaldı. Son aşamada ise toplam gerinim logaritmik olarak artarak iskele hasar gördü. Bu üç aşamadan ilki çatlak başlangıç süresi ile diğer iki aşama ise çatlak ilerleme süresi ile ilgili olduğu yapılan literatür çalışmalarıyla desteklendi [101,102]. Benzer durumlar deney numunelerinin hepsinde gözlemlendi. Basma deneylerinde iskele yapıların geçirdiği üç aşamalı deformasyon örnek gösterimi Şekil 6.11’de gösterilmiştir.



**Şekil 6.11:** İskele yapıların geçirdiği üç aşamalı deformasyon örnek gösterimi.

Seçici lazer ergitme yöntemi ile üretilen hibrit iskele yapıların genel mekanik davranışları, farklı yükleme ve sınır koşulları için deneysel olarak incelenmiştir. Testler, temelde farklı yoğunluklar ve kafes hücre topolojileri açısından değerlendirildi. Denetlenen hibrit yapılar arasında en iyi performans dikey payandalara sahip iskele yapılardan elde edilmiştir. İmalat yönteminin doğasından kaynaklanan yapısal kusurların kafes yapılarının mekanik tepkisini derinden etkilediği görülmüştür. Tüm testler boyunca yoğunluk, hücre boyutu ve birim hücre topolojisi hibrit yapıların mekanik yanıtlarını yöneten ana parametreler olarak değerlendirilmiştir. Doğal bir kemik yapısının farklı noktalarında farklı modüllerin mevcudiyeti nedeniyle kemik uzunluğu boyunca değişen mekanik özelliklere sahip bir iskele geliştirmeye ihtiyaç duyulmuştur [103]. Bundan dolayı farklı birim hücrelere sahip hibrit iskeleler tasarlanıp mekanik teste tabi tutulmuştur. Basma testlerinde uygulanan kuvvete karşı yüksek dayanıklılıklarından dolayı iskeleleri tasarlamak için en sağlam strateji olarak topoloji optimizasyon tekniği kullanılmıştır. Literatür çalışmalarından da yola çıkarak üretilen iskelenin kemik dokusu mühendisliği amacıyla optimum kütle taşıma ve mekanik özelliklere sahip olmasını sağlamak için hibrit model optimizasyon algoritması kullanılmıştır [104-106]. Üretilen hibrit iskele yapılar gerinim alanına bağlı olarak farklı geometrilere deformasyona uğramıştır. (Şekil 6.12) Yatay dikmelerin kullanıldığı iskelelerde malzeme diyagonal yönde deforme olurken (Şekil 6.12 a), dikey dikmelerin bulunduğu iskelelerde deformasyon davranışı üç ana yön boyunca dağılmıştır. (Şekil 6.12 b)



a

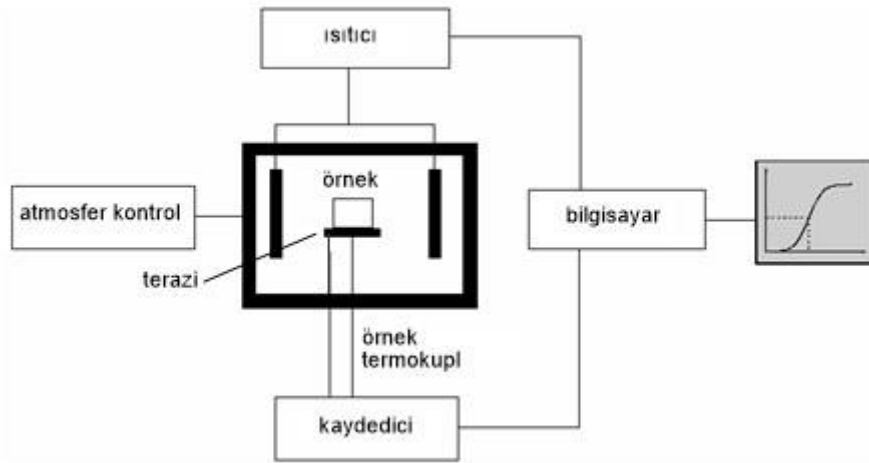
b

**Şekil 6.12:** İskele yapılarda meydana gelen deformasyon türleri. a) Diagonal deformasyon başlangıcı b) Horizontal deformasyon başlangıcı

Lokalizasyonun nedeni tam olarak bilinmemekle birlikte, kafes blokları ile sıkıştırma plakaları arasındaki sürtünmenin yanı sıra mikro dikmelerdeki üretim kusurlarının etkilerinden kaynaklandığı düşünülmektedir. Hücre boyutuna ve bağıl yoğunluğa bağlı olarak kafeslerin genel mekanik davranışları değişmiştir. Aynı zamanda gözeneklilik arttığında gerilme değerlerinin düşüş gösterdiği ve aynı gözeneklilik oranına sahip iskele yapıların birbirlerine yakın gerilme eğrileri verdiği yapılan mekanik test sonrası tespit edilmiştir.

## 6.6 DTA ve FTIR Sonuçları

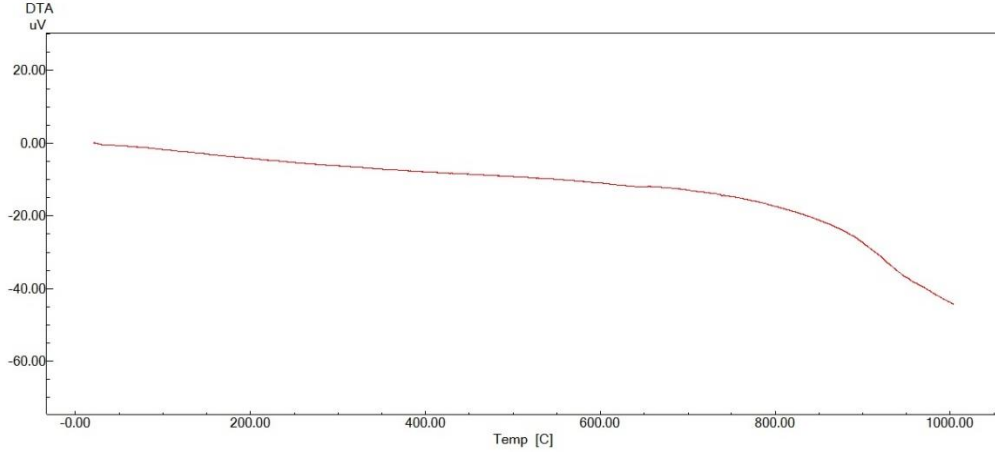
Analizler CoCr alaşımına ait toz örneğinin oksidasyonunu engellemek amacıyla argon gazı ortamında gerçekleştirilmiştir. Ölçümlerde değişiklik oluşmaması için CoCr tozunun kirlenmemesi ve hareketsiz ortamda hazırlanması gerekmiştir. 10 mg ağırlığındaki toz örneği özel bir kroze içinde fırın bölmesine yerleştirilip belirlenen sıcaklığa göre ısıtılmıştır. Isıtma süresince tozun ağırlığı sürekli olarak kaydedilmiştir. (Şekil 6.13)



**Şekil 6.13:** Diferansiyel termal analiz sisteminin şematik diyagramı [107].

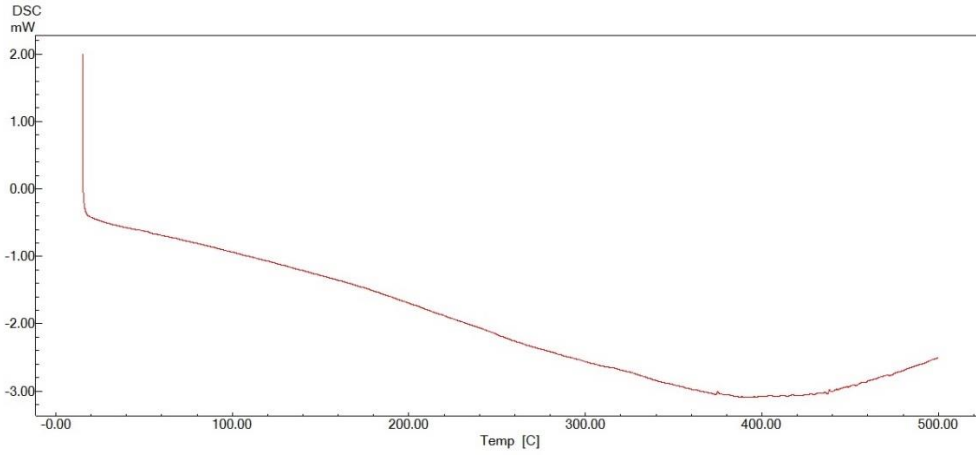
İşlenmemiş CoCr alaşımına ait tozun DTA Grafiği Şekil 6.14’de verilmiştir. Grafikten de görüldüğü üzere toz stabilitesini 800 C°’ye kadar korumuştur. Sonrasında faz değişimine bağlı olarak meydana gelen hal değişimi ve kimyasal reaksiyon sonucu sıcaklığı değişmiştir. Böylece aynı koşullarda ısıtılan referans malzemesinin sıcaklığı ile arasında 200 C°’ye kadar bir sıcaklık farkı oluşmuştur. DTA’da elde edilen düz çizgiden sıcaklığa dair ilk sapmanın başladığı nokta (yaklaşık 800 C°) bulunarak maddenin kararlı olduğu sıcaklık limiti belirlenmiştir. 800 C° den sonra oluşan ilk düşme bölgesi endotermik reaksiyon gerçekleştiğini göstermektedir.





**Şekil 6.14:** İşlenmemiş CoCr tozuna ait DTA grafiği.

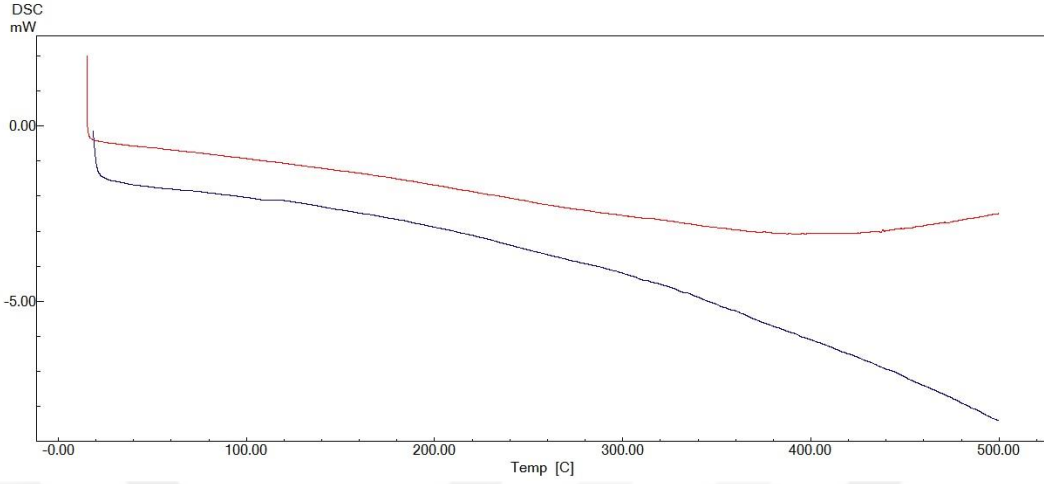
İşlenmiş CoCr alaşımına ait tozun DTA grafiği Şekil 6.15’de verilmiştir. Programlayıcıda bulunan kontrol termokuplu, fırının sıcaklığının doğusal bir hızla yükselmesini kontrol etmektedir. Numune ve referans termokuplları seri olarak bağlanmışlardır. Numune veya referansın sıcaklıkları arasındaki farklılık bir akım doğmasına neden olduğundan yükseltelen akım programlayıcıdaki kalemin konumunu değiştirmiştir. 400 C°’den sonra oluşan pik alanı ısıtma sırasında sistemde meydana gelen entalpi değişiminin büyük olduğunu ve reaksiyonun ekzotermik olduğunu göstermektedir.



**Şekil 6.15:** İşlenmiş CoCr alaşımına ait tozun DTA grafiği.

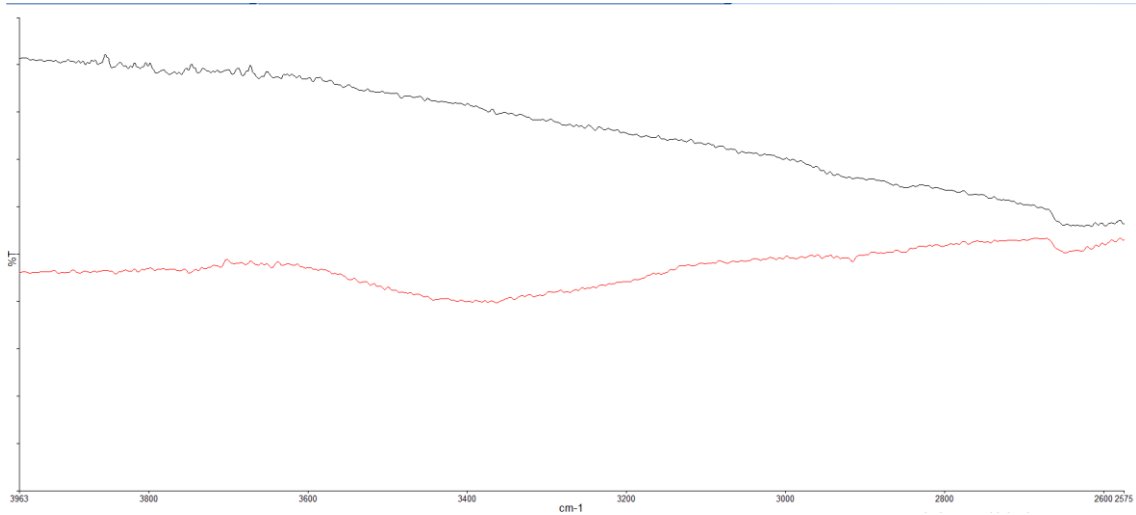
DSC diyagramı kullanılarak CoCr tozunda meydana gelen ekzotermik ve endotermik ayrışma gibi faz değişimleri incelenmiştir. Şekil 6.16’da verilen DSC termogramına bakıldığında düzenli ısınan ve termal stabilitesini koruyan bir yapı görülmektedir. Mavi ile belirtilen eğri işlenmemiş CoCr tozunu, kırmızı ile belirtilen eğri işlenmiş CoCr tozunu göstermektedir. Bu grafikte işlenmiş ve işlenmemiş tozdan uzaklaşan ısı farkı sıcaklığa

bağlı olarak gösterilmiştir. 400 C°'den sonra oluşan ayrışma CoCr toz yapısında kristalleşmelerin başladığını göstermektedir.



**Şekil 6.16:** İşlenmiş ve işlenmemiş CoCr tozuna ait DSC termogramı.

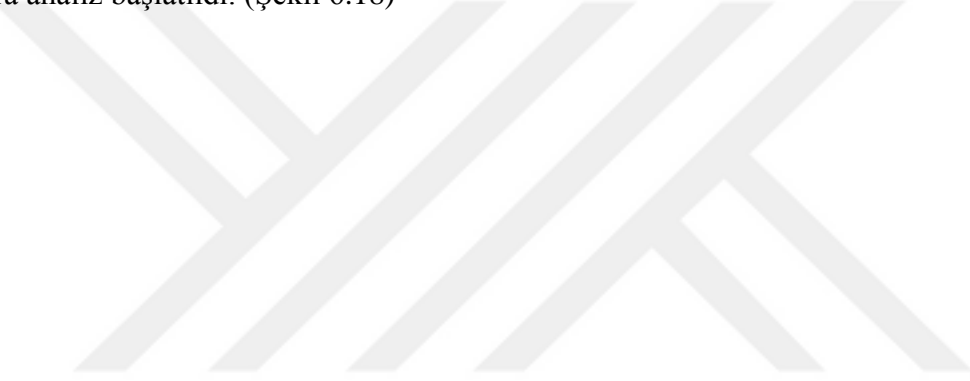
Şekil 6.17'de verilen FTIR diyagramında siyah eğri işlenmemiş CoCr tozunu, kırmızı eğri işlenmiş CoCr tozunu göstermektedir. Bu grafiğe göre tozda hidrojen bağı mevcut olduğundan grup pikleri yüksek dalga boylarına kaymıştır. Örneğin, O-H grubu 3600-3650 cm-1 de soğurma yaptığı halde, hidrojen bağı olunca bu soğurma 3500-3600 cm-1'e kaymıştır. Bu da molekülde hidrojen bağının olduğunu göstermektedir ve kullanılan toz malzemelerde molekülün yapısında OH dengesinin olması biyoyumluluk açısından önem arz etmektedir.

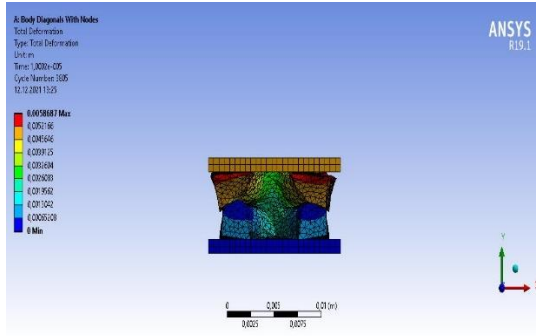


**Şekil 6.17:** İşlenmiş ve işlenmemiş CoCr tozuna ait FTIR Diyagramı.

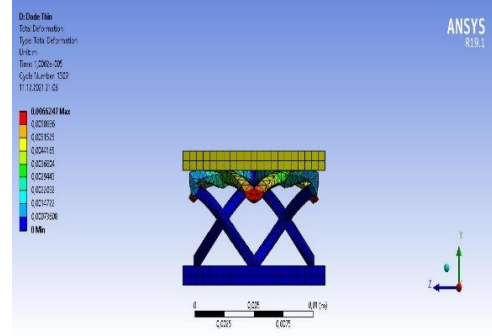
## 6.7 Sonlu Elemanlar Analizi Sonuçları

Aynı yük altında altı farklı kafes yapısında meydana gelen deformasyonu analiz etmek için sonlu elemanlar metodu kullanılmıştır. Bu çalışma, kafes yapılarının titreşim sönümlenme ve darbe dayanım kapasitelerini görmek açısından iyi bir teorik temel sağlamıştır. Birim hücrelere analiz yapılmadan önce üç sınır koşulu atanmıştır. İlki uygulanan kuvvet yönünde herhangi bir yer değiştirmeyi önleyen, birim hücrenin tabanındaki düz bir yüzey belirlenmiştir. İkinci sınır koşulu, birim hücrenin tepesindeki istenen zorlanmaya karşılık gelen plaka sabit olarak ayarlandı. Üçüncü olarak birim hücrenin yanal hareketini önleyen sabit bir bağlantı noktası belirlendi. Birim hücreler meshleme elemanlarının boyutunu temsil eden hexahedral yapı modeli ile meshlendi gerekli tüm adımlar tamamlandıktan sonra analiz başlatıldı. (Şekil 6.18)

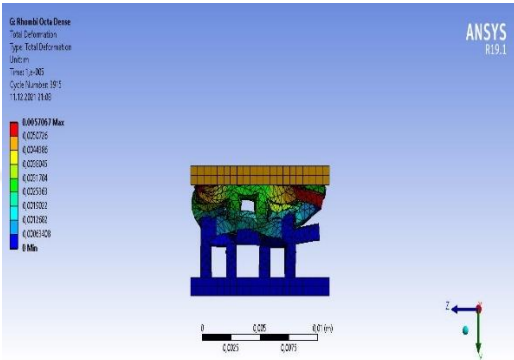




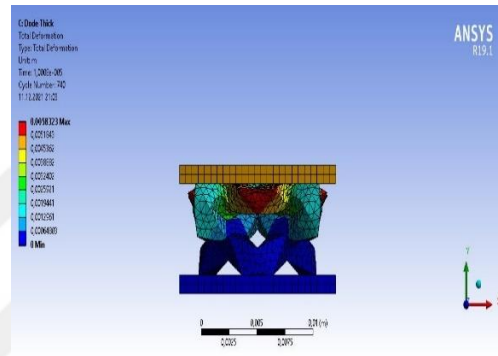
a



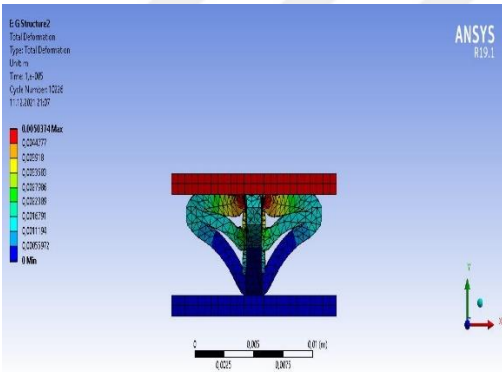
b



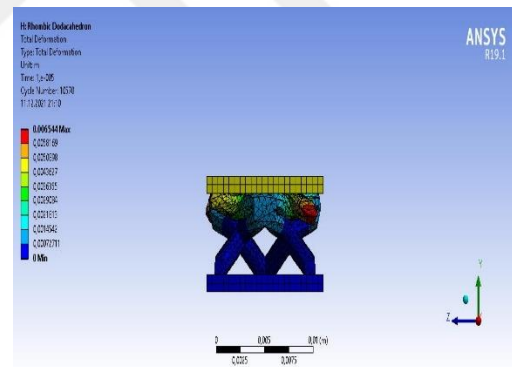
c



d



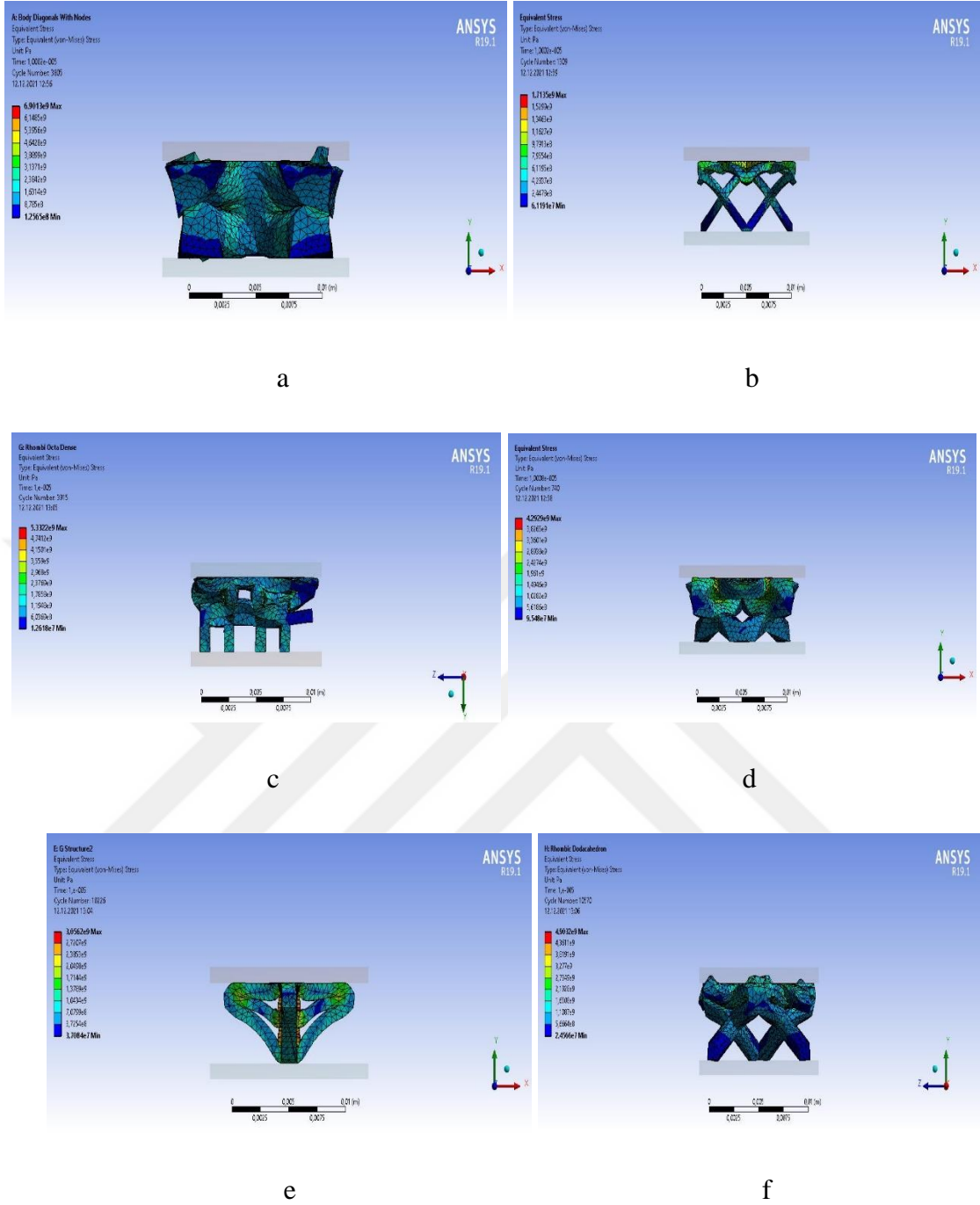
e



f

**Şekil 6.18:** Sonlu elemanlar analizi yapılan birim hücrelerde oluşan total deformasyon. a) Body Diagonals With Nodes b) Dode Thin c) Rhombi Octa Dense d) Dode Thick e) G structure2 f) Rhombic Dodecahedron

Analiz sonucunda özellikle paydaların küçük açılarla birleştiği yerlerde ve düğümler çevresinde en yüksek gerilim değerlerinin meydana geldiği görülmüştür (Şekil 6.19). Her modeldeki gerilim dağılımları arasındaki önemli farkların, modellerdeki dikmelerin ve hücre morfolojilerinin farklılığından kaynaklandığı literatür ile desteklenmiştir [108].



**Şekil 6.19:** Sonlu elemanlar analizi yapılan birim hücrelerde oluşan eşdeğer stress dağılımı. a) Body Diagonals With Nodes b) Dode Thin c) Rhombi Octa Dense d) Dode Thick e) G structure2 f) Rhombic Dodacahedron

Yüzey üzerinde ne kadar fazla çıkıntı olursa genel stress dağılımının o kadar az etkilendiği tespit edilmiştir. Kısmen erimiş partiküllerden oluşan büyük kümeler, dikmelerin enine kesitini arttırdığından stress dağılımını etkilemektedir [108]. İnce dikmelere sahip birim hücreler genel mekanik özellikler bakımından kalın dikmeli birim hücrelere göre daha az deformasyon göstermiştir. Birim hücrelerin çevresindeki stressin sonucu olarak Von Mises

stresin daha hızlı büyüdüğü görülmüştür. Simülasyon sonuçlarına göre en büyük stres düğümlerin merkezinde ortaya çıkmıştır bu da payandalardaki ortalama stresin yaklaşık iki katı kadar yüksek sonuçlar vermiştir.



## 7. SONUÇLAR VE ÖNERİLER

Yapılan tez çalışması kapsamında elde edilen genel sonuçlar ve öneriler aşağıdaki gibidir.

- ✓ Metal yazıcıların kullanılmasıyla birlikte geleneksel üretim yöntemleriyle üretilemeyen, maliyeti yüksek ve üretimi zaman alan, karmaşık geometrili yapıların üretiminin önü açılmıştır. Metal yazıcılar kullanılarak yapılan en yaygın üretim yöntemi Seçici Lazer Ergitme (SLM) yöntemidir. Bu yöntemde lazer ışınının ısı enerjisi, metal tozunu eriterek üç boyutlu parçalar üretilmektedir. Bu gelişme ile birlikte farklı geometride ve istenilen tasarımda üç boyutlu gözenekli yapıların üretimi ivme kazanmıştır.
- ✓ İskele yapılar üstün mekanik özelliklerinden dolayı savunma sanayi, havacılık, üretim ve medikal alanlarında tercih edilmektedirler. Ancak iskele yapıların üretiminde iskelenin tasarımına ait değişkenlerin seçilmesi çok önemlidir. Çünkü tasarım için belirlenen hücre modeli ve şekil geometrisi istenilen özellikte gözenekli yapılar üretmek için gereklidir.
- ✓ Yapılan incelemeler sonucunda CoCr alaşımı kullanılarak yapılan iskele yapılarda boyut farklılıkları olduğu görülmüştür. CAD model yoluyla tasarlanan ve SLM yöntemi kullanılarak üretilen iskele yapılarda üretim kalitesini etkileyen birtakım unsurlar bulunmaktadır. Bunlar toz seçimi, toz karakterizasyonu, gözenek şekli, gözenek boyutu, iç porozite, tozun akış hızı, gibi unsurlardır. Diğer önemli bir unsur ise yazıcının düzgün ve sabit bir zemin üzerinde olduğundan ve yazdırma tablasının yuvasına oturduğundan emin olunmasıdır. Aksi takdirde iskele için gerekli olan destek yapıları hatalı üretilir ve üretim sonrasında boyutsal sapmalar meydana gelebilir.
- ✓ Farklı porozite oranı ve aynı dikme kalınlığına sahip hibrit iskele yapılar tasarımlarında farklı birim hücreler kullanıldığı için farklı mekanik özellikler göstermiştir. Böylelikle tek bir iskele yapı içerisinde farklı birim hücrelerin kullanılması biyomedikal implantların deformasyon davranışlarını, mekanik özelliklerini kontrol etme ve geliştirme amacıyla kullanılabilir.

- ✓ Dikme bağlantılarının etrafındaki küçük boyutlu yüzey kusurları artan stres değerlerine yol açmaktadır. Kısmen kaynaşmış ve dikmelerin yüzeyine gevşek bir şekilde bağlanmış toz taneleri, çok düşük stres seviyeleri göstermiştir.
- ✓ Tasarlanan ve üretilen hibrit iskele yapı numunelerin geometrik özellikleri karşılaştırıldığında belirgin bir farklılık gözlenmemiştir. İskele yapıların geliştirilmesinde, tasarım sürecinin yanı sıra mekanik, ısı, fiziksel vs. davranışları detaylı araştırmayı beklemektedir. Bunun yanı sıra üretilen hibrit iskele yapılarının destek yapılarının temizlenmesi gibi süreçlerin de iskele yapısının mekanik özelliklerini etkileyebileceği görülmüştür.
- ✓ Dikme dalgalanmasının ve dikme kalınlığı varyasyonunun iskelelerin elastik modülünü ve basınç dayanımını büyük ölçüde bozabileceği ve yatay dikmeler çapraz dikmelerden 2 kat daha kalın olduğunda, çapraz kırılma düzleminin yatay kırılmaya dönüşebileceği görülmüştür.



## KAYNAKLAR

- [1] Meral, M. (2013). *Çok İşlevli Uyluk Çivisi Tasarımı, Üretimi Ve Mekanik Özellikleri* (Doctoral dissertation, Fen Bilimleri Enstitüsü).
- [2] Murat, F., Korkmaz İ.H., Şensoy, A.T., & Kaymaz, İ. Functionally Graded Porous Implants Obtained by Additive Manufacturing.
- [3] Top, N., Şahin, İ., & Gökçe, H. (2019). DOKU MÜHENDİSLİĞİNDE YAPAY KEMİK İSKELESİ TASARIMI. *Selcuk University Journal of Engineering Sciences*, 18 (3), 209-228.
- [4] Bozkurt, Y., Özkan, H. G., & Karayel, E. Eklemeli İmalat Teknolojilerinin Tıbbi Ekipmanların Üretiminde Kullanımı. *El-Cezeri*, 8 (2), 962-980.
- [5] Kırca, M. (2006). *Mikro Hücreli Karbon Köpüklerin İstatiksel Ve Sayısal Olarak Modellenmesi* (Doctoral dissertation, Fen Bilimleri Enstitüsü).
- [6] Wang, C., Huang, W., Zhou, Y., He, L., He, Z., Chen, Z., ... & Wang, M. (2020). 3D printing of bone tissue engineering scaffolds. *Bioactive materials*, 5 (1), 82-91.
- [7] Arabnejad, S., Johnston, B., Tanzer, M., & Pasini, D. (2017). Fully porous 3D printed titanium femoral stem to reduce stress-shielding following total hip arthroplasty. *Journal of Orthopaedic Research*, 35 (8), 1774-1783.
- [8] Asl, H. G., Yılmaz, S., & Ertuğrul, S. A. R. I. Gözenekli Yapıya Sahip Kalça Protezi Tasarımı ve Uyluk kemiği Üzerinde Sonlu Elemanlar Analizi. *Erzincan Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü Dergisi*, 12 (1), 95-105.
- [9] Limmahakhun, S., Oloyede, A., Sitthiseripratip, K., Xiao, Y., & Yan, C. (2017). 3D-printed cellular structures for bone biomimetic implants. *Additive Manufacturing*, 15, 93-101.
- [10] Mehboob, H., Tarlochan, F., Mehboob, A., & Chang, S. H. (2018). Finite element modelling and characterization of 3D cellular microstructures for the design of a cementless biomimetic porous hip stem. *Materials & Design*, 149, 101-112.
- [11] Alkhatib, S. E., Mehboob, H., & Tarlochan, F. (2019). Finite element analysis of porous titanium alloy hip stem to evaluate the biomechanical performance during walking and stair climbing. *Journal of Bionic Engineering*, 16(6), 1103-1115.
- [12] Bari, K., & Arjunan, A. (2019). Extra low interstitial titanium based fully porous morphological bone scaffolds manufactured using selective laser melting. *Journal of the mechanical behavior of biomedical materials*, 95, 1-12.

- [13] Hazlehurst, K. B., Wang, C. J., & Stanford, M. (2014). An investigation into the flexural characteristics of functionally graded cobalt chrome femoral stems manufactured using selective laser melting. *Materials & Design*, 60, 177-183.
- [14] Soro, N., Brassart, L., Chen, Y., Veidt, M., Attar, H., & Dargusch, M. S. (2018). Finite element analysis of porous commercially pure titanium for biomedical implant application. *Materials Science and Engineering: A*, 725, 43-50.
- [15] Zhao, L., Pei, X., Jiang, L., Hu, C., Sun, J., Xing, F., ... & Zhang, X. (2019). Bionic design and 3D printing of porous titanium alloy scaffolds for bone tissue repair. *Composites Part B: Engineering*, 162, 154-161.
- [16] Zhang, B., Pei, X., Zhou, C., Fan, Y., Jiang, Q., Ronca, A., ... & Zhang, X. (2018). The biomimetic design and 3D printing of customized mechanical properties porous Ti6Al4V scaffold for load-bearing bone reconstruction. *Materials & Design*, 152, 30-39.
- [17] Melancon, D., Bagheri, Z. S., Johnston, R. B., Liu, L., Tanzer, M., & Pasini, D. (2017). Mechanical characterization of structurally porous biomaterials built via additive manufacturing: experiments, predictive models, and design maps for load-bearing bone replacement implants. *Acta biomaterialia*, 63, 350-368.
- [18] Choy, S. Y., Sun, C. N., Leong, K. F., & Wei, J. (2017). Compressive properties of functionally graded lattice structures manufactured by selective laser melting. *Materials & Design*, 131, 112-120.
- [19] Bartolomeu, F., Sampaio, M., Carvalho, O., Pinto, E., Alves, N., Gomes, J. R., ... & Miranda, G. (2017). Tribological behavior of Ti6Al4V cellular structures produced by Selective Laser Melting. *Journal of the mechanical behavior of biomedical materials*, 69, 128-134.
- [20] Čapek, J., Machová, M., Fousová, M., Kubásek, J., Vojtěch, D., Fojt, J., ... & Ruml, T. (2016). Highly porous, low elastic modulus 316L stainless steel scaffold prepared by selective laser melting. *Materials Science and Engineering: C*, 69, 631-639.
- [21] Van Bael, S., Vandenbroucke, B., Kerckhofs, G., Schrooten, J., & Kruth, J. P. (2009). Design and production of bone scaffolds with selective laser melting. In *TMS 2009*.
- [22] Sallica-Leva, E., Jardini, A. L., & Fogagnolo, J. B. (2013). Microstructure and mechanical behavior of porous Ti-6Al-4V parts obtained by selective laser melting. *Journal of the mechanical behavior of biomedical materials*, 26, 98-108.
- [23] Wang, X., Xu, S., Zhou, S., Xu, W., Leary, M., Choong, P., ... & Xie, Y. M. (2016). Topological design and additive manufacturing of porous metals for bone scaffolds and orthopaedic implants: A review. *Biomaterials*, 83, 127-141.
- [24] Çelik, T. (2018). Ortopedik implantlarda mekanik kararlılığın analizi.

- [25] Soballe, K., Hansen, E. S., Brockstedt-Rasmussen, H., & Bunger, C. (1993). Hydroxyapatite coating converts fibrous tissue to bone around loaded implants. *The Journal of bone and joint surgery. British volume*, 75(2), 270-278.
- [26] Lewis, J. L., Askew, M. J., Wixson, R. L., Kramer, G. M., & Tarr, R. R. (1984). The influence of prosthetic stem stiffness and of a calcar collar on stresses in the proximal end of the femur with a cemented femoral component. *The Journal of bone and joint surgery. American volume*, 66(2), 280-286.
- [27] Güner, A. T., & Meran, C. Ortopedik implantlarda kullanılan biyomalzemeler. *Pamukkale Üniversitesi Mühendislik Bilimleri Dergisi*, 26(1), 54-67.
- [28] Teoh, S. H. (2000). Fatigue of biomaterials: a review. *International journal of fatigue*, 22(10), 825-837.
- [29] Niinomi, M. (2007). Fatigue characteristics of metallic biomaterials. *International Journal of Fatigue*, 29(6), 992-1000.
- [30] Vadiraj, A., & Kamaraj, M. (2007). Effect of surface treatments on fretting fatigue damage of biomedical titanium alloys. *Tribology international*, 40(1), 82-88.
- [31] Batchelor, A. W., & Chandrasekaran, M. (2004). *Service characteristics of biomedical materials and implants* (Vol. 3). Imperial College Press.
- [32] Çam, R., & ASAR, A. S. (2019). Total Kalça Protezli Hastalara Verilen Taburculuk Eğitiminin Günlük Yaşam Aktiviteleri ve Yaşam Kalitesine Etkisi. *Dokuz Eylül Üniversitesi Hemşirelik Fakültesi Elektronik Dergisi*, 12(4), 220-233.
- [33] Mäkelä, K. T., Eskelinen, A., Pulkkinen, P., Paavolainen, P., & Remes, V. (2008). Total hip arthroplasty for primary osteoarthritis in patients fifty-five years of age or older: an analysis of the Finnish arthroplasty registry. *JBJS*, 90(10), 2160-2170.
- [34] Hailer, N. P., Garellick, G., & Kärrholm, J. (2010). Uncemented and cemented primary total hip arthroplasty in the Swedish Hip Arthroplasty Register: evaluation of 170,413 operations. *Acta orthopaedica*, 81(1), 34-41.
- [35] Haddad Jr, R. J., Cook, S. D., & Thomas, K. A. (1987). Biological fixation of porous-coated implants. *Journal of bone and joint surgery. American volume*, 69(9), 1459-1466.
- [36] Mattei, L., Di Puccio, F., Piccigallo, B., & Ciulli, E. (2011). Lubrication and wear modelling of artificial hip joints: A review. *Tribology International*, 44(5), 532-549.
- [37] Traina, F., De Fine, M., & Affatato, S. (2013). Anatomy of the hip and suitable prostheses. In *Wear of Orthopaedic Implants and Artificial Joints* (pp. 93-114). Woodhead Publishing.
- [38] Yarar, B., & Malas, M. A. Femur Kollodiyafizer Açısı ve Femur Başı Horizontal Ofseti Açısından Anatomik ve Proksimal Femur Eksenine Göre Yapılan Ölçümlerin Karşılaştırılması. *KAFKAS*, 91.
- [39] Aksoy, F., Aksoy, O., & Firuzan, E. Acetabulum ve Kalça Gelişimi: Bilgisayarlı Tomografi ile Aksiyal Plan Analizi. *SDÜ Tıp Fakültesi Dergisi*, 3(3).

- [40] Ekşioğlu, M. F., Açar, H. İ., & Tekdemir, İ. (2011). Kalça eklemının fonksiyonel anatomisi. *Totbid Dergisi*, 10(1), 32-7.
- [41] Kesilmiş, İ., & Akın, M. (2020). Quadriceps ve Hamstring Kas Kuvveti Dinamik Denge Performansını Etkiler mi? *Türk Spor Bilimleri Dergisi*, 3(1), 1-7.
- [42] Erdemli, B. & Kırçıl, C. *Seramik-metal total kalça artroplastisi uygulamalarımızda erken dönem sonuçlarımız* (Doctoral dissertation, Ankara Üniversitesi Tıp Fakültesi Ortopedi ve Travmatoloji Anabilim Dalı).
- [43] Alturfan, A., Tozun, R., Yazıcıoğlu, O., Berkman, M., Turkmen, M., & Temelli, Y. (2004). Biomechanics of the hip joint. *Acta Orthopaedica et Traumatologica Turcica*, 18(4), 214-224.
- [44] Karakılınç, U., Yalçın, B., & Ergene, B. Toz Yataklı/Beslemeli Eklemeli İmalatta Kullanılan Partiküllerin Uygunluk Araştırması ve Partikül İmalat Yöntemleri. *Politeknik Dergisi*, 22(4), 801-810.
- [45] İmalat, M. E. (2018). Teknolojileri, Destek Yapılar ve Hücresel Yapılar Ders Notları, Dumlupınar Üniversitesi Açık Ders Notları Sistemi.
- [46] Marrey, M., Malekipour, E., El-Mounayri, H., & Faierson, E. J. (2019). A framework for optimizing process parameters in powder bed fusion (pbf) process using artificial neural network (ann). *Procedia Manufacturing*, 34, 505-515.
- [47] Ziaee, M., & Crane, N. B. (2019). Binder jetting: A review of process, materials, and methods. *Additive Manufacturing*, 28, 781-801.
- [48] Çelik, İ., Karakoç, F., Çakır, M. C., & Duysak, A. (2013). HIZLI PROTOTİPLEME TEKNOLOJİLERİ VE UYGULAMA ALANLARI. *Journal of Science and Technology of Dumlupınar University*, (031), 53-70.
- [49] Sürmen, H. K. EKLEMELİ İMALAT (3B BASKI): TEKNOLOJİLER VE UYGULAMALAR. *Uludağ University Journal of The Faculty of Engineering*, 24(2), 373-392.
- [50] Kayacan, M. Y., & Yılmaz, N. (2019). DMLS ile eklemeli imalatta dengesiz sıcaklık dağılımı ve parçaya etkilerinin araştırılması. *Academic Platform Journal of Engineering and Science*, 7(1), 79-94.
- [51] Dursun, M. (2019). Değişken gözenekli hücresel yapıların metal eklemeli imalat için tasarımı ve üretilen yapıların tasarım ile uyumluluğunun araştırılması. *Gazi Üniversitesi*.
- [52] Ford, S., & Despeisse, M. (2016). Additive manufacturing and sustainability: an exploratory study of the advantages and challenges. *Journal of cleaner Production*, 137, 1573-1587.
- [53] Gür, A. K. (2003). Şekil Hafıza Özelliğine Sahip Ni-Ti Alaçımının Biyoyumluluğu. *Fırat Üniv. Fen Bil. Enst. Yüksek Lisans Semineri*.
- [54] Gür, A. K., & Taşkın, M. (2004). Metalik biyomalzemeler ve biyoyum. *Fırat Üniversitesi Doğu Araştırmaları Dergisi*, 2(2), 106-113.
- [55] Jonn B.P., Young K.K., 2000, Biomedical Engineering Handbook, Unit:37 Metalic Biomaterials,2000

- [56] Bilgili, H. 2002, Kedi ve köpeklerin Ekleme Yakın Ekstremitte Kemikleri Kırıklarında Osteosentez Amacıyla Mini-Titanyum Plakların Kullanımı, *Türk J. Vet Anim. Sci. Tübitak*
- [57] Mutlu, B., & Kurt, M. (2005). Kırık kemik tedavilerinde kullanılan fiksatorlerin mekanik özellikleri ve üç değişik malzemeden yapılmış halka tipi fiksatorlerin mekanik testleri. *Mühendis ve Makina*, 46(543), 29-38.
- [58] Güven, Ş. (2014). Biyouyumluluk ve biyomalzemelerin seçimi. *Mühendislik Bilimleri ve Tasarım Dergisi*, 2(3), 303-311.
- [59] Dwivedi, S. K., Vishwakarma, M., & Soni, A. (2018). Advances and researches on non destructive testing: A review. *Materials Today: Proceedings*, 5(2), 3690-3698.
- [60] Deb, P., Deoghare, A. B., Borah, A., Barua, E., & Lala, S. D. (2018). Scaffold development using biomaterials: a review. *Materials Today: Proceedings*, 5(5), 12909-12919.
- [61] R. Langer, J.P. Vacanti, *Tissue Engineering, Science*. 260 (1993) 920–926.
- [62] M. Cascalho, J.L. Platt, The future of organ replacement: Needs, potential applications, and obstacles to application, *Transplant. Proc.* 38 (2006) 362–364.
- [63] S. Mitragotri, J. Lahann, Physical approaches to biomaterial design, *Nat Mater.* 8 (2009) 15–23.
- [64] B. Dhandayuthapani, Y. Yoshida, T. Maekawa, D.S. Kumar, Polymeric scaffolds in tissue engineering application: A review, *Int. J. Polym.Sci.* 2011 (2011).
- [65] J.M. Taboas, R.D. Maddox, P.H. Krebsbach, S.J. Hollister, Indirect solid free form fabrication of local and global porous, biomimetic and composite 3D polymer-ceramic scaffolds, *Biomaterials*. 24 (2003) 181–194.
- [66] J. Rouwkema, N.C. Rivron, C.A. van Blitterswijk, Vascularization in tissue engineering, *Trends Biotechnol.* 26 (2008) 434–441.
- [67] C. Murphy, M. Haugh, F. O'Brien, The effect of mean pore size on cell attachment, proliferation and migration in collagen glycosaminoglycan scaffolds for bone tissue engineering, *Biomaterials*. 31 (2010) 461–66.
- [68] K. Alvarez, H. Nakajima, *Metallic Scaffolds for Bone Regeneration*, (2009) 790–832.
- [69] R. Murugan, S. Ramakrishna, Development of nanocomposites for bone grafting, *Compos. Sci. Technol.* 65 (2005) 2385–2406.
- [70] P. Plikk, S. Målberg, A.C. Albertsson, Design of resorbable porous tubular copolyester scaffolds for use in nerve regeneration, *Biomacromolecules*. 10 (2009) 1259–1264.
- [71] B.S. Kim, S.S. Yang, J. Lee, A polycaprolactone/cuttlefish bone-derived hydroxyapatite composite porous scaffold for bone tissue engineering, *J. Biomed. Mater. Res. - Part B Appl. Biomater.* 102 (2014) 943–951.
- [72] Q.Z. Chen, I.D. Thompson, A.R. Boccaccini, 45S5 Bioglass-derived-derived glass-ceramic scaffolds for bone tissue engineering, *Biomaterials*. 27 (2006) 2414–2425.

- [73] E. Sachlos, J.T. Czernuszka, Making tissue engineering scaffolds work. Review on the application of solid freeform fabrication technology to the production of tissue engineering scaffolds., *Eur. Cells Mater.* 5 (2003) 29–40.
- [74] Y. Ikada, Scope of Tissue Engineering, *Tissue Eng. Fundam. Appl.* (2006) 1–89.
- [75] L.A. Smith, J.A. Beck, P.X. Ma, L.A. Smith, J.A. Beck, P.X. Ma, Nanofibrous Scaffolds and their Biological Effects, *Nanotechnologies Life Sci.* 9 (2007) 188–215.
- [76] B.B. Mandal, S.C. Kundu, Non-bioengineered silk gland fibroin protein: Characterization and evaluation of matrices for potential tissue engineering applications, *Biotechnol. Bioeng.* 100 (2008) 1237–1250.
- [77] Karande, T. S., Ong, J. L., & Agrawal, C. M. (2004). Diffusion in musculoskeletal tissue engineering scaffolds: design issues related to porosity, permeability, architecture, and nutrient mixing. *Annals of biomedical engineering*, 32(12), 1728-1743.
- [78] Cheung, H. Y., Lau, K. T., Lu, T. P., & Hui, D. (2007). A critical review on polymer-based bio-engineered materials for scaffold development. *Composites Part B: Engineering*, 38(3), 291-300.
- [79] Materialise, Software/ Materialise/ 3-matic, [www.materialise.com/en/software/3-matic](http://www.materialise.com/en/software/3-matic), 13 Augustos 2018.
- [80] Özeren, E., & Altan, M. (2020). Effect of structural hybrid design on mechanical and biological properties of CoCr scaffolds fabricated by selective laser melting. *Rapid Prototyping Journal*.
- [81] Mota, C., Puppi, D., Chiellini, F. ve Chiellini, E., (2011), “Additive manufacturing techniques for the production of tissue engineering constructs”, *J Tissue Eng Regen Med.*, 9(3):174-190.
- [82] Yavari, S.M., Ahmadi, S.M., Wauthle, R., Pouran, B., J. Schrooten, J., Weinans, H. veZadpoor, A.A., (2015), “Relationship between unit cell type and porosity and the fatigue behavior of selective laser melted meta-biomaterials”, *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*, 43:91-100.
- [83] Biemond, J.E., Aquarius, R., Verdonschot, N. ve Buma, P., (2011). “Frictional and bone ingrowth properties of engineered surface topographies produced by electron beam technology”, *Arch. Orthop. Trauma Surg.*, 131(5):711-718.
- [84] Li, j., Habibovic, P., Doel, M., Wilson, C.E., Wijn, J.R., Blitterswijk, C.A. ve Groot, K., (2007). “Bone ingrowth in porous titanium implants produced by 3D fiber deposition” *Biomaterials*, 28(18):2810-2820.
- [85] Heintl P, Müller L, Körner C, Singer RF, Müller FA. Cellular Ti-6Al-4V structures with interconnected macro porosity for bone implants fabricated by selective electron beam melting. *Acta Biomaterialia* 2008; 4: 1536-44
- [86] Ahmadi SM, Yavari SA, Wauthle R, Pouran B, Schrooten J, Weinans H et al. Additively manufactured open-cell porous biomaterials made from six different space-filling unit cells: The mechanical and morphological properties. *Mater* 2015; 8: 1871-96.

- [87] Li SJ, Xu QS, Wang Z, Hou WT, Hao YL, Yang R et al. Influence of cell shape on mechanical properties of Ti-6Al-4V meshes fabricated by electron beam melting method. *Acta Biomater* 2014; 10: 4537-47.
- [88] Parthasarathy J, Starly B, Raman S, Christensen A. Mechanical evaluation of porous titanium (Ti6Al4V) structures with electron beam melting (EBM). *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials* 2010; 3:249-59.
- [89] Sallica-Leva E, Jardini AL, Fogagnolo JB. Microstructure and mechanical behavior of porous Ti-6Al-4V parts obtained by selective laser melting. *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials* 2013; 26:98-108.
- [90] Ahmadi SM, Campoli G, Amin Yavari S, Sajadi B, Wauthle R, Schrooten J et al. Mechanical behavior of regular open-cell porous biomaterials made of diamond lattice unit cells. *J Mech Behav Biomed Mater* 2014; 34:106-15.
- [91] Cheng XY, Li SJ, Murr LE, Zhang ZB, Hao YL, Yang R et al. Compression deformation behavior of Ti-6Al-4V alloy with cellular structures fabricated by electron beam melting. *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials* 2012;16:153-62.
- [92] Gülcan, O. Eklemeli İmalatla Üretilen Kafes Yapıların Mekanik Özellikleri. *Makina Tasarım ve İmalat Dergisi*, 19(1), 17-34.
- [93] Harris, J.A., Winter, R.E., McShane, G.J. 2017. "Impact response of additively manufactured metallic hybrid lattice materials", *International Journal of Impact Engineering*, 104: 177-191.
- [94] Leary, M., Mazur, M., Williams, H., Yang, E., Alghamdi, A., Lozanovski, B., Zhang, X., Shidid, D., Farahbod-Sternahl, L., Witt, G., Kelbassa, I., Choong, P., Qian, M., Brandt, M. 2018. "Inconel 625 lattice structures manufactured by selective laser melting (SLM): Mechanical properties, deformation and failure modes", *Materials & Design*, 157: 179-199.
- [95] Bobbert, F. S. L., Lietaert, K., Eftekhari, A. A., Pournan, B., Ahmadi, S. M., Weinans, H., 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.
- [96] Dallago, M., Fontanari, V., Torresani, E., Leoni, M., Pederzoli, C., Potrich, C., Benedetti, M., 2018. "Fatigue and biological properties of Ti-6Al-4V ELI cellular structures with variously arranged cubic cells made by selective laser melting", *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*, 78: 381-394.
- [97] Öztürk, B. (2020). 3 boyutlu yazıcı ile üretilen sandviç yapıların statik ve dinamik yük altında davranışlarının incelenmesi (Master's thesis, Bursa Teknik Üniversitesi).
- [98] Tang H.P., Qian M., Liu N., Zhang X.Z., Yang G.Y., Wang J., "Effect of Powder Reuse Times on Additive Manufacturing of Ti-6Al-4V by Selective Electron Beam Melting", *The Journal of the Minerals, Metals and Materials Society*, 67: 555–563, (2015).

- [99] E.Łyczkowska, P.Szymczyk, B.Dybała and E.Chlebus, Chemical polishing of scaffolds made of Ti–6Al–7Nb alloy by additive manufacturing, *Archives of Civil and Mechanical Engineering* 14.4 (2014): 586-594.
- [100] Mohammadian Neda, Sylvain Turenne, and Vladimir Brailovski, Surface finish control of additively-manufactured Inconel 625 components using combined chemical-abrasive flow polishing, *Journal of Materials Processing Technology* 252 (2018): 728-738.
- [101] Ren, D., Li, S., Wang, H., Hou, W., Hao, Y., Jin, W., Yang, R., Devesh, R., Misra, K., Murr, L. E. 2019. “Fatigue behavior of Ti-6Al-4V cellular structures fabricated by additive manufacturing technique”, *Journal of Materials Science & Technology*, 35: 285-294.
- [102] Yavari, S. A., Ahmadi, S. M., Wauthle, R., Pouran, B., Schrooten, J., Weinans, H., Zadpoor, A. A. 2015. “Relationship between unit cell type and porosity and the fatigue behavior of selective laser melted meta-biomaterials”, *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*, 43: 91-100.
- [103] C. Lerebours, C.D. Thomas, J.G. Clement, P.R. Buenzli, P. Pivonka, The relationship between porosity and specific surface in human cortical bone is subject specific, *Bone* 72 (2015) 109–117.
- [104] A. Panesar, M. Abdi, D. Hickman, I. Ashcroft, Strategies for functionally graded lattice structures derived using topology optimisation for Additive Manufacturing, *Additive Manufacturing* 19 (2018) 81–94, <https://doi.org/10.1016/j.addma.2017.11.008>.
- [105] M.R. Dias, J.M. Guedes, C.L. Flanagan, S.J. Hollister, P.R. Fernandes, Optimization of scaffold design for bone tissue engineering: a computational and experimental study, *Med. Eng. Phys.* 36 (4) (2014) 448–457, <https://doi.org/10.1016/j.medengphy.2014.02.010>.
- [106] P.G. Coelho, S.J. Hollister, C.L. Flanagan, P.R. Fernandes, Bioresorbable scaffolds for bone tissue engineering: optimal design, fabrication, mechanical testing and scale-size effects analysis, *Med. Eng. Phys.* 37 (3) (2015) 287–296.
- [107] [http://bilsenbesergil.blogspot.com/p/blog-page\\_118.html](http://bilsenbesergil.blogspot.com/p/blog-page_118.html)
- [108] Khrapov, D., Koptyug, A., Manabaev, K., Léonard, F., Mishurova, T., Bruno, G., ... & Surmeneva, M. (2020). The impact of post manufacturing treatment of functionally graded Ti6Al4V scaffolds on their surface morphology and mechanical strength. *Journal of Materials Research and Technology*, 9(2), 1866-1881.



## ÖZGEÇMİŞ

**Ad Soyad:** Özgün Ceren Akbay

**Lisans:** Gaziantep Üniversitesi Mühendislik Fakültesi Makine Mühendisliği

**Yüksek Lisans:** İnönü Üniversitesi Mühendislik Fakültesi Makine Mühendisliği

### Yayın Listesi

- "Production and Cleaning of Lattice Structures Used in the Space and Aerospace Industry with Metal Additive Manufacturing Method" (SCI Makale)
- **Malatya İksad Kongresi-** Hap Kaplanmış Matkap İle Kemik Delinmesinin Deneysel İncelenmesi (Tam Metin Bildiri/Sözlü Sunum)
- **Gap Kongresi-** Kübik Hacim Merkezli Yapı İskeleli Kalça Protezinin Yürüme Anındaki Biyomekanik Performansının Sonlu Elemanlar Analizi İle İncelenmesi (Tam Metin Bildiri/Sözlü Sunum)
- **Biltek Kongresi-** Eklemeli İmalat İle Üretilen Gözenekli Yapılar Ve Geometrik Kusurlar (Tam Metin Bildiri/Sözlü Sunum)
- **Biltek Kongresi-** Eklemeli İmalat Metodu İle Üretilen Gözenekli Yapıların Üretimi Ve Karakterizasyonu (Tam Metin Bildiri/Sözlü Sunum)