

T.C.
MANİSA CELAL BAYAR ÜNİVERSİTESİ
FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

YÜKSEK LİSANS TEZİ
METALURJİ VE MALZEME MÜHENDİSLİĞİ ANABİLİM DALI
METALURJİ VE MALZEME MÜHENDİSLİĞİ BİLİM DALI

SLE (SEÇİCİ LAZER ERGİTME) YÖNTEMİ İLE ÜRETİLEN
Tİ-6AL-4V ALAŞIMININ ISIL İŞLEMİ VE KARAKTERİZASYONU

AD SOYAD

Esra Zerina APPAVURAVTHER

DANIŞMAN

Prof.Dr.Ahmet TÜRK



MANİSA-2020

**Esra Zerina
Appavuravthe
r**

**SLE (SEÇİCİ LAZER ERGİTME) YÖNTEMİ İLE ÜRETİLEN Tİ-6AL-4V
ALAŞIMININ ISIL İŞLEMİ VE KARAKTERİZASYONU**

2020

TAAHHÜTNAME

Bu tezin Manisa Celal Bayar Üniversitesi Mühendislik Fakültesi Metalurji ve Malzeme Mühendisliği Bölümü'nde, akademik ve etik kurallara uygun olarak yazıldığını ve kullanılan tüm literatür bilgilerinin referans gösterilerek tezde yer aldığını beyan ederim.

Esra Zerina APPAVURAVTHER



İÇİNDEKİLER

İÇİNDEKİLER	I
SİMGELER VE KISALTMALAR DİZİNİ	III
ŞEKİLLER DİZİNİ	VI
TABLO DİZİNİ	VIII
TEŞEKKÜR	IX
ÖZET	X
ABSTRACT	XI
1. GİRİŞ	1
2. GENEL BİLGİLER	4
2.1 Katmanlı İmalat (K.İ) / Eklemeli Üretim (Additive Manufacturing).....	4
2.2 K.İ İşlem Çeşitleri.....	5
2.2.1 Toz Yatak Prosesi (TYP)/ Powder Bed Fusion (PBF)	6
2.2.2. Yönlendirilmiş Enerji Biriktirme (YEB).....	10
2.3 Ti-6Al-4V Alaşımının Katmanlı İmalatı.....	11
2.3.1 Katmanlı İmalat ile Üretilen Ti-6Al-4V Alaşımın Malzemelerin Mikroyapıları	11
2.3.2 Katmanlı İmalat ile Üretilen Ti-6Al-4V Alaşımının Mekanik Özellikleri	15
2.3.3 Katmanlı İmalat ile Üretilmiş Ti-6Al-4V Parçalara Uygulanan Isıl İşlemler	16
2.4 Biyomalzemeler.....	18
2.4.2 Biyomalzeme Çeşitleri	20
2.5 Katmanlı İmalatın Biyomedikal Alandaki Uygulamaları.....	29
3.1 Titanyum ve Titanyum Alaşımaları.....	32
3.1.1 Titanyumun Özellikleri ve Fiziksel Metalurjisi	33
3.1.2 Titanyumun Biyouyumluluğu	35
3.1.3 Titanyumun Isıl İşlemi	37
3.2 Titanyum Alaşımaları	37
4. MATERYAL VE YÖNTEMLER.....	43
4.1 Materyal	43
4.2 Numunelerin Üretimi	44

4.3 Deneysel Yöntemler	46
4.3.1 Isıl İşlem	46
4.3.2 Anodizasyon İşlemi	47
4.3.3 Biyouyumluluk Testi/ SBF (Simulated Body Solution)	48
4.4 Mekanik Karakterizasyon	50
4.4.1 Vickers Sertlik Testi (Vickers Hardness Test)	50
4.4.2 Yüzey Topografyası (Yüzey Pürüzlülüğü)	51
4.5 Yapısal Karakterizasyon	51
4.5.1 Optik Mikroskop	51
4.5.2 SEM (Taramalı Elektron Mikroskobu) Görüntüleri	51
5. ARAŞTIRMA BULGULARI VE TARTIŞMA	52
5.1 Isıl İşlem Sonuçları	52
5.1.1 Vickers Sertlik	52
5.1.2 Yüzey Pürüzlülüğü	54
5.1.3 Optik Mikroskop Görüntüleri	57
5.1.4 SEM Görüntüleri	61
6. SONUÇ VE ÖNERİLER	71
KAYNAKLAR	75

SİMGELER VE KISALTMALAR DİZİNİ

KISALTMALAR

CAD	Computed Aided Design
3B	3 Boyutlu
SLE	Seçici Lazer Ergitme
Kİ	Katmanlı İmalat
STL	STereolithography
TYP	Toz Yatak Prosesi
EBM (EIE)	Electron Beam Melting (Elektron Işını Ergitme)
YEB (DED)	Yönlendirilmiş Enerji Biriktirme
LMB	Lazer Metal Biriktirme
HIP	Sıcak İzostatik Presleme
TM	Toz Metalurjisi
HA	Hidroksiapatit
HDPE	Yüksek Yoğunluklu Polietilen
LDPE	Düşük Yoğunluklu Polietilen
LLDPE	Lineer Düşük Yoğunluklu Polietilen
VLDPE	Çok Düşük Yoğunluklu Polietilen
UHMWPE	Ultra Yüksek molekuler ağırlıklı polietilen
SPH	Sıkı paket hegzagonal
HMK	Hacim merkezli kübik
YMK	Yüzey merkezli kübik
HCl	Hidroklorikasit
PE	Polietilen
PU	Poliüretan

PMMA	Polimetilmetakrilat
S12	Silikon Kauçuk
PLA	Polilaktikasit
PGA	Poliglikolikasit
PVC	Polivinilklorür
PMA	Polimetilkrilat
PHEMA	Polihidroksietil metaokarilat
PAAM	Poliakrilamid
PL	Polikarbonat
PET	Poliyeten-tereftalat
T _m	Erime sıcaklığı
PTFE	Politetrafloroetilen
MR	Manyetik rezonans
CT	Bilgisayar tomografi
PCL	Polycaprolactone
PP	Polipropilen
TiCl ₄	İlmenit
TiO ₂	Rutil

SİMGELER

Tg	Geçiş sıcaklığı	Nb	Niobyum
Si	Silisyum	Zr	Zirkonyum
Hf	Hafniyum	Sn	Kalay
Ta	Tantalyum	Cu	Bakır
H	Hidrojen	Cr	Krom
Cr	Kobalt	Ti	Titanyum
Mo	Molibden	Ni	Nikel
CaP	Kalsiyumfosfat	SiO ₂	Silika
Na ₂ O	Sodyum dioksit	CaO	Kalsiyum oksit
P ₂ O ₅	Di fosfor penta oksit		
H ₂ O	Dihidrojen monooksit		
Fe	Demir		
Al	Alüminyum		
gr	gram		
α	alfa		
β	beta		
B	Berilyum		
Ge	Germenyum		
Ga	Galyum		
N	Azot		
C	Karbon		
O	Oksijen		
V	Vanadyum		

ŞEKİLLER DİZİNİ

Şekil 2.1 Termal kaynak olarak lazeri kullanan toz yatak proses işlemi.....	6
Şekil 2.2 EBM (Elektron ışını ergitme) cihazı.....	9
Şekil 2.3 Lazer tabanlı YEB sistemi.....	10
Şekil 2.4 Optik mikroskop görüntüleri; (a) TM + HIP, (b) SLS + HIP, Ti-6Al-4V.....	12
Şekil 2.5 SLE ile üretilen Ti-6Al-4V alaşımının mikro yapısı.....	13
Şekil 2.6 EBM ile üretilen optik mikroskop görüntüleri Ti-6Al-4V; (a) enine kesit, (b) boyuna kesiti.....	14
Şekil 2.7 LMB'nin mikroyapıları Ti-6Al-4V; (a) alaşım yüzeyindeki heterojenliği gösteren optik mikroskop görüntüsü (Widmanstätten $\alpha + \beta$ ve ikincil α'), (b) Widmanstätten $\alpha + \beta$ gösteren enine kesitin SEM görüntüsü.....	15
Şekil 2.8 Farklı yöntemler ile üretilen Ti-6Al-4V alaşımının (a) % 0,2 akma dayanımı ve (b) % uzama değerlerinin karşılaştırılması.....	16
Şekil 3.1 (a) α fazı birim hücre (b) β fazı birim hücre [126].....	34
Şekil 3.2 Bazı alaşım elementlerinin titanyum faz diyagramlarına etkisi [130].....	35
Şekil 3.3 Widmanstätten yapısını gösteren optik mikroskopta beyaz renkli β fazı ve siyah renk ise α fazının olduğu bir döküm yapısı [151].....	39
Şekil 3.4 Su verme işleminde Ti-6Al-4V alaşımının faz bileşenleri [150, 153].....	40
Şekil 4.1 Üretilen Ti-6Al-4V alaşımı küp numuneler.....	43
Şekil 4.2 Birbirine temas etmeyecek şekilde konumlanmış anot (sağ)-katot (sol) uçları.....	47
Şekil 4.3 Anotlama sistemi [161].....	48
Şekil 4.4 (a) SBF deney düzeneği, (b) ultrasonik banyonda yüzeyi temizlenen numuneler.....	50

Şekil 5.1 (a) ısılsız işlem (bulk) 0°, (b) bulk 90°, (c) 935°C 30 dakika, (d) 935 °C 2 saat, (e) 1000°C 30 dakika'da ısılsız işlem uygulanmış numunelerin 3B yüzeyi topografik görüntüleri.....	55
Şekil 5.2 Optik mikroskopta malzemenin birinci yüzeyinin (a) ısılsız işlem (bulk), (b) 935 ° C ve 30 dakika (c) 1000 ° C ve 30 dakika (d) 935 ° C ve 2 saat'teki 1000x büyütme.....	58
Şekil 5.3 Optik mikroskopta malzemenin ikinci yüzeyinin (a) ısılsız işlem (bulk), (b) 935 ° C ve 30 dakika (c) 1000 ° C ve 30 dakika (d) 935 ° C ve 2 saat'teki 1000x büyütme.....	59
Şekil 5.4 Optik mikroskopta malzemenin üçüncü yüzeyinin (a) ısılsız işlem (bulk), (b) 935 ° C ve 30 dakika (c) 1000 ° C ve 30 dakika (d) 935 ° C ve 2 saat'teki 1000x büyütme.....	60
Şekil 5.5 ısılsız işlem (bulk) (5) no'lu numunenin 1. yüzey görüntüleri (a) 1.000x. Bulk numunenin 2. yüzey görüntüleri (b) 500x. Bulk numunenin 3. yüzey görüntüleri (c) 1.000x büyütme.....	62
Şekil 5.6 Isılsız İşlemin Faz Yapısına Etkisinin XRD görüntüsü.....	63
Şekil 5.7 Sadece anotlama işlemi uygulanmış (6) no'lu numunenin 1.000x'lik görüntüsü.....	65
Şekil 5.8 Anotlanan ve ısılsız işlem uygulanmış (7) no'lu (a) 500x, ve (8) no'lu (b) 2.000x numunelerin görüntüleri.....	66
Şekil 5.9 Anodizasyon İşlemin Faz Yapısına Etkisinin XRD görüntüsü.....	67
Şekil 5.10 (a) ısılsız işlem/ bulk (1) no'lu numuneye ait 500x büyütme SEM görüntüsü. (b) 935 ° C 30 dakikada ısılsız işlem uygulanmış (2) no'lu numuneye ait 2.500x büyütme SEM görüntüsü. (c) 935 ° C 2 saatte ısılsız işlem uygulanmış (3) no'lu numuneye ait 20.000x büyütme SEM görüntüsü. (d) 1000 ° C 30 dakikada ısılsız işlem (4) uygulanmış numuneye ait 20.000x büyütme SEM görüntüsü.....	69
Şekil 5.11 Anotlanan ve 500°C'de ısılsız işlem uygulanmış (7) ve (8) no'lu numunelere ait SEM görüntüleri. Büyütme: a) 1.000x ve b) 20.000x. Sadece anotlama işlemi uygulanmış (6) no'lu numuneye ait SEM görüntüleri. Büyütme: c) 1.000x ve d) 5.000x.....	70

TABLO DİZİNİ

Tablo 2.1 SLE ve EBM prosesleri arasındaki farklar.....	8
Tablo 2.2 Thijs vd.,tarafından optimize edilen SLM proses parametreleri.....	13
Tablo 2.3Ti-6Al-4V numunelerinin artan ısı işlem sıcaklıkları ile mekanik değişimleri.....	17
Tablo 2.4 Isıl işlem görmüş Ti-6Al-4V SLE alaşımlarının mekanik özellikleri.....	18
Tablo 3.1 Bazı diğer metalik malzemelere kıyasla titanyum ve alaşımlarının bazı temel özellikleri [123].....	33
Tablo 3.2 ASTM standartlarına uygun döküm, dövme ve Kİ Ti-6Al-4V bileşimleri [157].....	41
Tablo 3.3 Döküm, dövme ve Kİ ile üretilen Ti-6Al-4V alaşımın minimum çekme değerleri [158].....	41
Tablo 4.1 Deneyleerde kullanılan EOS Ti64 alaşım toz malzemenin özellikleri [171].....	44
Tablo 4.2 EOS M280 3 Boyutlu metal yazıcı makinesinin özellikleri [172].....	45
Tablo 4.3 İnsan plazması ve YBS'nin iyon konsantrasyonu [162, 166, 170].....	49
Tablo 4.4 YBS'nin kimyasal yapısı [162].....	49
Tablo 5.1 Her yüzey için Vickers sertlik değerleri.....	53
Tablo 5.2 Numunelerin Ra ölçüm değerleri.....	56

TEŞEKKÜR

Tez çalışmam boyunca desteği, bilgi ve tecrübesiyle hiçbir zaman yardımını esirgemeyen ve manevi açıdan her zaman destek olan ve yol gösteren danışman hocam Sayın Prof. Dr. Ahmet TÜRK'e desteklerinden dolayı teşekkürü borç bilirim.

Desteğiyle, motivasyonu, bilgisiyle yön vererek tez çalışmamda ve her zaman destek olan ve yalnız bırakmayan değerli hocam Prof.Dr.Cüneyt TEMİZ'e yaptığı katkılardan dolayı teşekkürlerimi sunarım.

Deneysel çalışmalarına imkân sağlayan ve yardımını esirgemeyen Prof. Dr. Enver ATİK hocama ve Tez Kalıp firma sahibi Ahmet ÖZDEMİR'e emeklerinden dolayı teşekkür ederim. Tez yazım sürecinde değerli katkılarından dolayı Sakarya Üniversitesi Metalurji ve Malzeme Mühendisliği Dr.Öğr.Üyesi Garip ERDOĞAN'a çok teşekkür ederim.

Deneysel çalışmalarına sağladıkları imkân ve desteklerinden dolayı Dr. Öğretim Üyesi Tuncay DİKİCİ'ye imkanlarından yararlandığımız Dokuz Eylül Üniversitesi-Elektronik Malzemeler Üretim ve Uygulama Merkezi (EMUM) ve Bartın Üniversitesi Merkezi Araştırma Laboratuvarı'na çok teşekkür ederim. Ayrıca Manisa Celal Bayar Üniversitesi Metalurji ve Malzeme Mühendisliği Araştırma Görevlisi Fatih Sargin'a değerli katkılarından dolayı çok teşekkür ederim.

Montanuniversitaet Leoben Üretim Mühendisliği Bölüm Başkanı emekli Univ.Prof.Dipl.-Ing.Dr.Bruno BUCHMAYR'a ve Rittinger Laboratuvarı öğretim üyeleri ve öğretim elemanlarına numune temini ve araştırma sürecindeki değerli katkılarından dolayı teşekkür ederim.

Bu zamana kadar karşılaştığım tüm zorluklarda bana maddi ve manevi destek olan canım annem Neslihan Hilal APPAVURAVTHER'a ve babam Yusuf APPAVURAVTHER'a sonsuz teşekkürlerimi ve sonsuz hürmetlerimi sunarım. Çalışma sürecim boyunca beni destekleyen ve benim motive olmamı sağlayan ablam Elif Tuba APPAVURAVTHER SİMUCHRAST'a şükranlarımı sunarım.

Esra Zerina APPAVURAVTHER

Manisa, 2020

ÖZET

Yüksek Lisans Tezi

SLE (SEÇİCİ LAZER ERGİTME) YÖNTEMİ İLE ÜRETİLEN Ti-6Al-4V

ALAŞIMININ ISIL İŞLEMİ VE KARAKTERİZASYONU

Esra Zerina APPAVURAVTHER

Manisa Celal Bayar Üniversitesi

Fen Bilimleri Enstitüsü

Metalurji ve Malzeme Mühendisliği Anabilim Dalı

Danışman: Prof. Dr. Ahmet TÜRK

Katmanlı İmalat (Kİ) yöntemi tamamen işlevsel karmaşık geometrilerin dijital bir modelden malzemeyi tabaka halinde kat kat birleştirerek üretme kabiliyetinden dolayı gün geçtikçe daha da artarak endüstrinin ilgi odağı olmuştur. Bu teknoloji, geleneksel imalat yöntemleriyle üretimi mümkün olmayan parçaların üretiminde kolaylık sağlamaktadır. Sağladığı avantajlardan dolayı özellikle uzay, havacılık ve biyomedikal alanlarda tercih edilen bir yöntem haline gelmiştir. Fakat üretilen parçalarda kalıntı gerilmeler oluşmakta ve bu durum malzemenin mukavemetini azaltmaktadır. Biyomedikal alanda kullanılacak malzemelerin sünekliliği ve tokluğu yüksek olması istenir. Aksi durumun istenmemesinin sebebi, kemikle bütünleşen implantın kemik içinde gevrek kırılmasına neden olmasıdır. Bu durumda, gevrek biyomedikal malzemelerde istenilen özellikleri tam olarak karşılamamasına sebep olur. Bu malzemelerin yapısal ve mekanik özelliklerini iyileştirmek amacıyla üretim işlemi sonrası bazı ek işlemlerin uygulanması gerekmektedir. Bu yüksek lisans tezinde, Ti-6Al-4V Alaşımli toz malzeme kullanılarak Toz Yatak Proses-Seçici Lazer Ergitme (SLE) yöntemiyle üretilen numunelere ısı işlem uygulamasının ve anotlama ile yüzeyde oluşturulan mikro ve nano yapıli TiO₂ filmlerin alaşımın biyomedikal uygulama şartlarına etkisi araştırılmış ve üretilen numuneler yapısal (porozite miktarı, optik, SEM, XRD) ve mekanik (yüzey pürüzlülüğü, mikrosertlik) olarak karakterize edilmiştir. Yapılan analizlerde, uygulanan ısı işlem ve anotlama işlemi sonrasında SBF (biyouyumluluk testi) uygulanarak biyomedikal alanda kullanıma uygun malzeme özellikleri elde edilmiştir. Elde edilen sonuçlarla birlikte çeşitli testler uygulanarak yeni bir üretim yöntemi olan bu teknoloji medikal sektörü için karakterize edilmiştir. Yapılan çalışmalar bu teknolojinin ilerleyen yıllarda küresel alanda önemli bir pazara sahip olabileceğini ve geleneksel üretim yöntemlerinin yerini alabileceğini ortaya çıkarmıştır.

Anahtar Kelimeler: Katmanlı İmalat (Kİ), 3 Boyutlu (3B) Yazıcılar, Toz Yatak Prosesi, Seçici Lazer Ergitme (SLE), Ti-6Al-4V Alaşımı, Biyomalzeme, Isıl İşlem, Nanoporoz TiO₂ film.

ABSTRACT

Master Thesis

HEAT TREATMENTS AND CHARACTERIZATIONS OF TI-6AL-4V ALLOYS PRODUCED BY SELECTIVE LASER MELTING (SLM) METHOD

Esra Zerina APPAVURAVTHER

Manisa Celal Bayar University

Graduate School of Natural and Applied Sciences

Department of Metallurgical and Materials Engineering

Supervisor: Prof. Dr. Ahmet TÜRK

Additive Manufacturing (AM) method has become increasingly popular in the industry due to the ability of fully functional complex geometries to produce material from a digital model by layer-by-layer joining. This technology facilitates the production of parts which cannot be produced by conventional manufacturing methods. Due to the advantages it provides, it has become a preferred method especially in aerospace, aviation and biomedical fields. However, residual stresses occur in the manufactured parts and reduce the ductility of the material. The ductility and toughness of biomedical materials must be high. Otherwise undesirable it causes brittle fracture of the implants desired to integrate with the bone. Brittle and ductility of less biomedical materials cause the desired properties do not fully meet. In order to improve the structural and mechanical properties of these materials, some additional processes must be applied after the production process. In this master thesis, the effect of heat treatment application on samples produced by using Powder Bed Process-Selective Laser Melting (SLM) method using Ti-6Al-4V alloy powder material with micro and nano structured TiO₂ films formed by anodization were investigated and the samples produced amount of structural (porosity, optical, SEM) and mechanical (surface roughness, microhardness) properties. After the heat treatment, material properties are suitable for use in biomedical field were obtained. This technology, which is a new production method, has been characterized by applying various tests with the results obtained. Researches have shown that this technology may have an important global field in the coming years and can replace traditional production methods.

Keywords: Additive Manufacturing (AM), 3-Dimensional (3D) Printing, Powder Bed Process, Selective Laser Melting (SLM), Ti-6Al-4V Alloys, Biomaterials, Heat Treatments, Nanoporous TiO₂ film.

1. GİRİŞ

Bilgisayar destekli tasarım (CAD) programları ile tasarlanan 3 boyutlu verinin katman katman basılmasını sağlayan teknolojiye katmanlı imalat adı verilmektedir. Katmanlı imalat ile, 3 boyutlu veriyi çok kısa süre içinde, kalıp ve model ihtiyacı olmaksızın üstün kalitede; metal, seramik, kompozit, hibrit ve plastik (polimer) malzemeler kullanılarak üretim yapılabilir. Üretilen parçalar prototip, model veya son (nihai) ürün olarak kullanılabilir [1]. 3B baskı teknolojisi, tıpta özellikle kişiye özel üretim ile önemli bir potansiyele sahiptir. Canlılar için ürünler standart olmadığından, esnek ve kişiye özel olmalıdır. Her birey diğerinden farklıdır, bundan dolayı tüm canlılara özgün ara yüzeyler olmalıdır. Katmanlı imalat yönteminin biyomedikal alanında kullanımının temelleri 1980'lerin başlarında atılmıştır. Bugün katmanlı imalat, eklemeli üretim ve 3 Boyutlu (3B) Baskı olarak adlandırılan bu teknoloji organ basımından, uçak parçalarının basımına, sanat ve gastronomi alanından hemen hemen her alanda çeşitli parçaların üretilmesine olanaklı kılmaktadır. Bu teknoloji ile üretilen parçanın yapısal ve mekanik karakterizasyonu geleneksel yöntemler (döküm, plastik şekil verme, talaşlı imalat ve kaynak gibi) ile üretilen parçalardan farklıdır [2,3]. Metal esaslı malzemelerin katmanlı imalatında mikron boyutunda tozlar kullanılmaktadır. Bu tozlar, ergime ve katılma sürecinden geçerek tabakalar halinde istenilen geometrideki parçanın üretilmesini sağlar [4]. Buna en iyi örneklerden biri Toz Yatak Prosesinde en çok tercih edilen Seçici Lazer Ergitme (SLE) yöntemidir. Seçici Lazer Ergitme (SLE), havacılık ve biyomedikal alanda kullanılan metal esaslı malzemelerin tek aşamada zaman, maliyet ve kalıp ihtiyacını azaltarak üretiminin yapılmasını sağlayan katmanlı imalat yöntemlerinden biridir. Seçici Lazer Ergitme yönteminde, karşılaşılan en temel sorun üretilen parçaların mikroyapılarının geleneksel yöntemler ile üretilmiş parçaların mikroyapısına benzer olduğu fakat lazer ergitme sürecinde kalıntı gerilmeler ortaya çıktığı için bu parçaların sünekliliklerinin düşük olmasıdır [5]. Burada karşılaşılan en temel sorun kırılma (çatlama) ve yüzey pürüzlülüğü riskidir. Bu durum, gerilim noktaları ve çatlak ilerleme bölgelerinde oluşabilir. Bu riskli durum, ısıl işlem süreci ile azaltılabilir. Fakat ısıl işlem yapıyı tamamen homojenize edemez. Burada yüzey parlatma işlemleri iyi yapılmalıdır. En çok deformasyon riskleri görülen noktalar alt tabaka plakaları ve destek noktalarıdır. Bu bölgelerde oluşan gerilmelere, gerilim giderme tavlama uygulanarak sorunlar giderilebilir fakat zaman ve maliyet açısından sorun oluşturabilir. Bundan dolayı, toz partikül boyutu çok önemlidir. Tozlardaki yüzey alanı artışı, oksijen artışı demektir ve bu durum olumsuz yapısal etkiye sebep olabilmektedir. 10 ppm'in altındaki oksijen içeriğine sahip toz partikülleri tercih edilmelidir ve atmosfer kontrolü üretim sırasında da sağlanmalıdır. Fakat yapıda az sayıda porozite (5-50 mikrometre) görülebilir [6].

Mekanik özelliklerin çok önemli olduğu, havacılıktan sonra en tehlikeli ve dikkat edilmesi gereken sektör biyomedikal sektördür.

Biyomedikal sektöründe kullanılan biyomalzemeler, önemli bir yere sahiptir. Biyomalzemeler, insan vücudundaki canlı dokuların işlevlerini yerine getirmek ve destelemek için kullanılan doğal veya yapay malzemelerdir. Yeni malzemelerin bu alanda geliştirilmesine yoğun çaba harcanmaktadır. İnsan vücudunun değişik yerlerinde farklı amaçlar için kullanılan biyomalzemeler, sürekli vücut içindeki akışkanlar ile temas halindedir. Vücudun biyomalzemelere karşı verdiği reaksiyon son derece önemlidir ve biyouyumlu olmalıdır [7]. Biyouyumluluk; malzemenin vücut sistemine uygun reaksiyon verme, vücutla uyuma, kendini çevreleyen dokuların işlevlerine engel olmama, iltihap ve alerji oluşturmama özelliği olarak tanımlanır. Kısacası, biyouyumluluk bir biyomalzemenin vücut dokularının fiziksel, kimyasal, biyolojik ve mekanik davranışına sağladığı uyumdur. Bu amaçla laboratuvar ortamında çeşitli biyouyumluluk testleri uygulanmaktadır [8]. Biyouyumluluk test çeşitleri genel olarak in-vivo, in-vitro ve in-situ olmak üzere 3 başlık altında toplanabilir. In-vitro, hücre ve dokuda gerçekleştirilen deneylerdir, yani canlı organizma dışında gerçekleşen deneyler iken in-vivo vücut ile doğrudan temasla yapılan deneylerdir. İn-situ ise hücre içinde yapılan deneyler olarak tanımlanmaktadır [9]. Biyomalzeme olarak kullanılacak malzemenin biyouyumluluğunun yüksek olması tercih sebebidir. Biyouyumluluğu yüksek, korozyona karşı dirençli, dokular ile benzer veya yakın elastisite modülüne (E) sahip ve yüksek yoğunluklu olması sebebiyle titanyum ve alaşımlarının biyomalzeme alanındaki payı büyüktür. Kristal yapıları ve sahip oldukları güçlü kimyasal bağlar sayesinde, iyi mekanik özelliklere sahiptir. Ortopedik uygulamalarda eklem protezi ve kemik yenilenmesi malzemesi olarak kullanılırken, yüz-çene cerrahisi, beyin-sinir cerrahisi, diş implantlarında veya kalp-damar cerrahisinde kullanılmaktadır. Teşhis ve tedavi amaçlı kullanılan biyomedikal cihazların üretiminde de tercih edilmektedir [10].

Metallerin mekanik özelliklerini geliştirmek için ilave elementler ile alaşım oluşturulmaktadır. Oluşturulan alaşımlar saf metalin, mekanik özelliklerini iyileştirmektedir. Titanyum; alüminyum, vanadyum, demir ve niobyum gibi elementler ile alaşım oluşturularak biyomalzeme olarak kullanılmaktadır. Titanyum, reaktif bir metal olmakla birlikte, korozyona karşı yüksek dirençli ve hızlı oluşan koruyucu oksit tabakası sayesinde biyouyumluluk sağlar [10,11]. Titanyum ve alaşımlarının iyi mekanik özellikler içermesi, bu alaşımların sınıflandırılmasında önemli bir faktördür [12]. Titanyum ve alaşımları; saf titanyum, alfa (α) titanyum alaşımları, alfa-beta (α - β) titanyum alaşımları ve beta (β) alaşımları olarak sınıflandırılmaktadır. Saf titanyum iyi korozyon direnci nedeniyle yüksek dayanım gerektirmeyen yerlerde tercih edilen hafif bir geçiş metalidir. Alfa titanyum alaşımları korozyon direncinin yanı sıra kaynak kabiliyeti yüksek olan bir alaşımdır. Alüminyum, kalay ve zirkonyum gibi elementler içerir. Çok yüksek sıcaklık ve çok soğuk ortamlarda da tercih edilmektedir [12,13]. Beta

alaşımaları, vanadyum ve molibden elementleri sayesinde yüksek mukavemet değerine sahiptir [14]. Alfa-beta titanyum alaşımlarında, bileşimlerinde kararlaştırıcı alaşım demeti içerir [15]. Isıl işlem sonrası yüksek süneklilik, homojenlik ve yüksek dayanım sağlamaktadır. En yaygın kullanılan alfa-beta alaşımı, Ti-6Al-4V'dir. Ti-6Al-4V alaşımı; yüksek duyarlılığı sebebiyle reaksiyon verme özelliğine sahip olup neredeyse anında oksit olarak metal yüzeyinde yaklaşık 10 µm kalınlığında dirençli ve kararlı oksit katman oluşturur [16]. Bu oksit katmanı yüksek biyouyumlu bir yüzey ve korozyona karşı direnç özelliği sağlar. İmplant yüzeyindeki oksit tabakasının inert (kararlı) etkisi, fizyolojik sıvı, protein, sert ve yumuşak dokunun metal yüzeyinin kavramasını sağlar [17]. Canlı doku ve implantın statik ve işlevsel olarak birleşmesine osseointegrasyon denir. Kemik ile bağlanması iyi olan ve doku tarafından kabul edilebilirliği yüksek olan titanyum, cerrahi müdahale sonrası vücudun bir parçası olmaktadır. Bu da, kemik ve implanta maksimum dayanım sağlar [18].

Bu tez çalışmasının genel amacı; biyomedikal alanındaki ortopedik uygulamalarda kullanılan Ti-6Al-4V alaşımından imal edilmiş malzemelerin, Seçici Lazer Ergitme (SLE) yöntemiyle üretilerek, optimum sıcaklıklarda ısıl işlem uygulayarak sünekliliğini arttırmak ve mikroyapı özelliklerini geliştirmeye yönelik çalışmaların yanında yapısal ve mekanik özellikleriyle karakterizasyonu hakkında bilgi edinerek biyomalzeme olarak kullanılabilirliği sonucuna varılmaya çalışılmıştır. Elektrokimyasal anotlama yüzey işlemi uygulanarak mikro ve nano yapıda modifikasyon sağlanmaktadır. Bu yüzeyler üzerinde oluşturulan nano ölçekli TiO₂ yapılar ile Ti-6Al-4V alaşımının yüzeyinde mikro-nano tekstürlü yapının oluşturulması hedeflenmiştir. Bunlara ek olarak ısıl işlem süreci ile anotlanmış numunelerin daha tok bir yapı elde edilmesini sağlamaktır. Mekanik ve yapısal karakterizasyon testlerinin yanında SBF (biyouyumluluk) testi ve literatür taramaları ile birlikte biyomedikal alanda özellikle ortopedi alanında alternatif olabileceği söylenebilir.

2. GENEL BİLGİLER

2.1 Katmanlı İmalat (K.İ) / Eklemeli Üretim (Additive Manufacturing)

Eskiden hızlı prototipleme olarak adlandırılan 3 boyutlu (3B) Baskı teknolojisi, şimdilerde Katmanlı İmalat (Additive Manufacturing) olarak adlandırılmaktadır [19]. Fiziksel olarak bir 3B nesneyi yazdırma kavramı, 2B işlemcilerin üçüncü boyuta genişletilmesini içerir. Katmanlı imalat terimi, katmanlar halinde üretilen malzemelerin (kısmen sinterlenmiş, ergimiş veya katılmış tozlar) eklenerek bileşenlerinin imalatı ile ilgilidir. Bu teknoloji, malzemeleri tek parçadan ayıran işleme proseslerinden farklıdır ve malzemenin nihai şekli, daha sonra herhangi bir plastik deformasyon olmaksızın tek bir işlemde elde edilir [19].

Katmanlı İmalat (K.İ) kavramının geliştirilmesi, güncel bilgisayarlara, lazerlere ve kontrol cihazlarına dayanmaktadır. 1980'lerde, Murutani (Japonya), Andre vd., (Fransa), Charles Hull (ABD) tarafından ayrı ayrı patentleri alınmıştır. Günümüze kadar K.İ teknolojisinin ilkesi, bilgisayar destekli tasarım (CAD) kullanarak, diğer imalat teknikleri gibi araçlar ve kalıpta dahil olmak üzere karmaşık süreç planlaması gerektirmeden bir model üretmektir. Her ek işleme basamağı, işçilik ve üretim zamanının artmasına yol açmaktadır. Bundan dolayı K.İ, sadece kullanılan malzemeler ve makinelere ihtiyaç duyar [20].

K.İ, CAD modelinden elde edilen ince bir enine kesitte yapı malzemelerinin katman katman işlenmesini sağlar. Her katmanın, malzemenin son şeklini belirleyen kendi kalınlığı vardır. Eklenen katmanların inceltilmesi, geleneksel bir yöntemle üretilen orijinal parçaların benzer üretimini teşvik eder [21]. Bununla birlikte, K.İ yöntemi tabaka kalınlığı, termal girdiler ve ısıtma kaynakları dahil olmak üzere çeşitli parametrelerden etkilenebilir. Günümüzün K.İ teknolojisinde, farklı türdeki malzemelerin üretim parametreleri birbirinden farklıdır; bu nedenle, ticari hale getirilmiş K.İ makineleri ve ilgili işlem gereksinimleri, imal edilecek malzemeler tarafından önemli ölçüde değişmektedir [21].

Bu teknoloji birçok araştırmacı için üretim ve ürün geliştirme zincirinde bir devrim olarak tanımlanmaktadır. Bazılarına göre, K.İ teknolojisi hala büyüme aşamasındadır ve yakın gelecekte nihai sonuçları yeni bir sanayi devriminin oluşmasını sağlayacaktır [22]. K.İ'nin asıl amacı, tek bir üretim aşamasında son derece karmaşık parçaları üretmektir. K.İ ile geleneksel yöntemler karşılaştırıldığında, karmaşık parçalar üretmek için birçok aşama gerektirir. Herhangi bir geleneksel üretim yöntemi yerine K.İ kullanıldığında işlem ve proses sayısı azalmaktadır [23].

K.İ'deki tasarım esnekliğinin yanı sıra, aşağıdaki işlem avantajları K.İ'e özgüdür;

Şekilde Karmaşıklık: Şekil karmaşıklığı kabiliyeti, tüm üretim sürecinin maliyetini artırabilecek kalıplama veya sert takımlama gereksinimini ortadan kaldırır.

Proseste Karmaşıklık: Proseste karmaşıklık; lazer gücü, soğutma hızı, tarama hızının nano / mikro boyutu, mikro ve makro yapıları içeren çok boyutlu ölçekte belirli bir konumda kontrol etmesi ile uyarlanabilir.

İşlevsellikte Karmaşıklık: İşlevsel bir parçanın üretimi sırasında, birden fazla parçanın aynı anda üretimi yerine ayrı ayrı yapılması daha avantajlıdır.

Malzeme Karmaşıklığı: Bazı K.İ makinelerinde, malzeme kompozisyonunu farklı yerlerde değiştirme imkanı mümkündür [24].

Katmanlı imalat, birbirinden bağımsız bazı işlem adımlarını içerir. Masaüstü boyutundaki basit 3B makinelerden daha büyük endüstriyel işlem makinelerine kadar, tüm üretim sanal CAD modeliyle başlayan birkaç aşamaya dayanmaktadır [25].

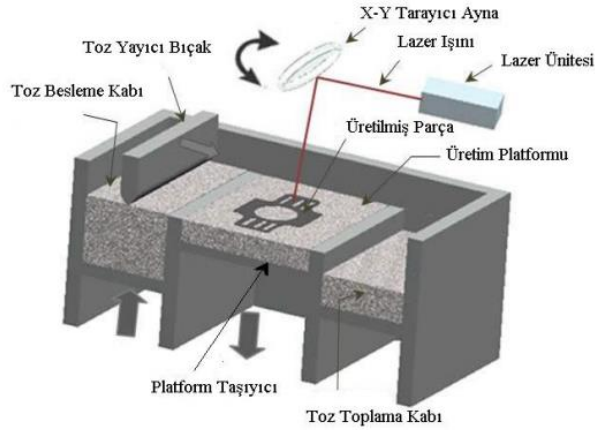
1. Bilgisayar Destekli Tasarım (CAD) Modeli
2. STereoLithography (STL) dosya formatına dönüştürme
3. STL Dosya Manipülasyonu (K. İ makinesi için)
4. Makine Ayarı
5. Parçaların Üretimi
6. Yapı Platformundan Malzeme Çıkarma
7. İşlem Sonrası

2.2 K.İ İşlem Çeşitleri

K.İ prosesleri, başlangıç malzemelerini toz veya tel malzeme kullanarak bileşenleri üretmek için enerji kaynağı olarak lazer veya elektron ışını kullanılır. Hammadde olarak toza dayalı üretim durumunda, lazer/elektron ışını, bir üretim platformu üzerinde belirli bir katman kalınlığına sahip sabitlenmiş toz yatağına yönlendirilebilir veya toz karışımları, toz haznesinden platformda beslenebilir. Lazer ışını ile yapılan bu işlemlere sırasıyla toz yatak prosesi ve yönlendirilmiş enerji biriktirme prosesi denir [26].

2.2.1 Toz Yatak Prosesi (TYP)/ Powder Bed Fusion (PBF)

TYP (Toz Yatak Prosesi) yönteminde, Şekil 2.1'de şematik olarak gösterilen füzyon, termal kaynak ile toz parçacıkları arasındaki etkileşimle indüklenir. Isı kaynağı yaygın olarak bir lazer veya elektron ışını tarafından sağlanır. Toz yatağı termal kaynakla ergitildiğinde, toz tabakası ergitilir veya erime noktasının hemen altında ısıtılır ve daha sonra, üretim pistonunun toz rulosuna yeni bir toz tabakası eklemek için bir tabaka kalınlığı kadar aşağı indirilir. Üretim sırasında, azot veya argon gibi inert bir gazın girmesi veya elektron ışını ergitme (EBM) teknolojisinde olduğu gibi vakum ortamının kullanılmasıyla malzemenin oksidasyonu önlenir [24, 27].



Şekil 2.1 Termal kaynak olarak lazeri kullanan toz yatak süreci [27].

Metal İmalatı İçin Lazer Bazlı TYP Sistemleri

Lazerler, yüksek düzeyde ışın enerjisi ve yüksek yoğunluk sağlamada üstün özellikleri sayesinde kullanılır. Bu sayede, lazerler bir tarama aynası kullanarak belirli bir yere hızla hareket ettirilebilir. Lazer toz yatağa temas ettiğinde, toz tabakası erir ve lazer, metalik malzemeler farklı bir konuma odaklandığında seçici olarak çok hızlı katılaşır [28].

Metalik malzemelerin sinterlenmesi ve tam ergimesi için lazer bazlı TYP sistemleri ticari olarak birçok şirket tarafından uygulanmaktadır: Selective Laser Sintering (Almanya), EOS (Almanya), 3D Systems (Fransa / ABD), Renishaw (İngiltere), Realizer (Almanya) ve Concept Laser (Almanya). Selective Laser Melting (SLM) gibi bu şirketler tarafından kullanılan teknolojiler için birkaç ortak terminoloji vardır. Seçici

lazer sinterleme (SLS) ve Laser Cusing terimleri de bazı üreticiler tarafından kullanılmaktadır [24, 27].

Metal tozların işlenmesi, yüksek ısı iletkenliği, oksidasyon eğilimi, yüksek yüzey gerilimi, kalıntı gerilmeler ve lazer yansıtıcılığından dolayı polimer granüllerinden daha zordur [32]. Bu doğal sorunların üstesinden gelmek için, “Fraunhofer Almanya Lazer Teknolojisi Enstitüsü” tarafından yeniden ergitme yaklaşımı geliştirilmiştir. Lazer ışını emilimini artırmak amacıyla, dalga boyu aralıklarını kolaylaştırmak için CO₂ lazer yerine Nd-YAG lazeri etkinleştirmektedir. Günümüzde, yukarıda belirtilen şirketler tarafından geliştirilen hemen hemen tüm makineler, daha iyi ışın kalitesi sağlayan ve enerjisi verimli lazerler elde etmek için fiber lazerler kullanmaktadır [30, 31].

Lazer bazlı TYP makinesi üreticileri, malzeme özelliklerinin son yapıyı belirlemek için makine teknolojisi kadar önemli olduğunu bildiklerinden, imal edilecek malzemenin türüyle değiştirilen bazı proses parametreleri geliştirmektedirler. Bu değişkenler katman kalınlığı, lazer gücü, lazer hızı, üretim hacmi ve tarama stratejisi olarak kabul edilebilir [29, 33].

Metal İmalatı İçin Elektron Işınlı Ergitme PBF Sistemleri

Elektron ışını ergitme (EBM), 2001 yılında Arcam AB, İsveç tarafından piyasaya sürülen ve ısı kaynağı olarak elektron ışını kullanan spesifik bir tekniktir. Lazer bazlı sistemlere benzer şekilde, EBM işleminde, bir elektron ışını daha önce serilmiş tozla tam ergime ve katılaşmaya neden olan tabaka oluşturur [33, 34].

Enerji kaynakları nedeniyle SLE'nin çalışma prensipleri ile EBM arasında birkaç farklılık vardır (Tablo 2.1). Toz parçacıkları SLE'deki lazer ışınlarının emilimi ile ergirken, EBM'de ısıtma elektronlardan tozlara kinetik enerji dönüşümü ile sağlanır. EBM toz yatağında, SLE toz yatağından daha yüksek bir sıcaklıkta elde edilir, böylece yüksek ergime sıcaklığına sahip malzemeler kısa sürede üretilir. EBM'de daha yüksek sıcaklık, daha büyük ve daha yaygın ısı girişine neden olur ve bu nedenle, soğutma hızı SLE işleminden daha yavaştır. EBM'de döküm mikroyapısına daha benzer bir mikro yapı ve daha az miktarda gözeneklilik elde edilir. SLE'deki hızlı soğutma, mikro yapıdaki ince tanecik boyutlarına neden olur, ancak zaman içinde daha büyük ısı girişi farkları, denge dışı fazlardan kaynaklanır.

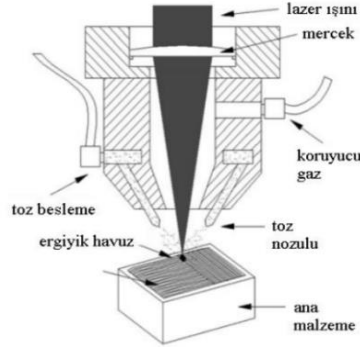
Tablo 2.1 SLE ve EBM prosesleri arasındaki farklar [28].

Karakteristik	SLE (Seçici Lazer Ergitme)	EBM (Elektron ışını ergitme)
Isı kaynağı	Lazer	Elektron ışını
Atmosfer	İnert gaz	Vakum
Tarama	Galvanometreler	Saptırma bobini
Enerji soğurma	Sınırlı soğurma	Sınırlı iletkenlik
Toz ön ısıtma kaynağı	Kızılötesi veya rezistif ısıtıcı	Elektron ışını
Tarama hızı	Galvanometre ile sınırlıdır	Çok hızlı
Enerji tüketimi	Yüksek	Orta
Yüzey kalitesi	Orta	Düşük
Çözünürlük özelliği	Mükemmel	Orta
Malzeme	Polimer, metal, seramik	Metal
Toz partikül boyutu	İyi	Orta

Ayrıca, SLE ve EBM'de üretilecek malzeme türü farklıdır. İletken olması için EBM'de toz yatağı gereklidir. Bu nedenle, EBM yalnızca metaller gibi iletken malzemeler üretmek için kullanılır; SLE ise, lazer dalga boyunun enerjisini soğurma yeteneğine sahip olan herhangi bir malzemeye (örneğin metaller, seramikler ve polimerler) uygulanabilir [35, 36]. Bir EBM sisteminin şematik gösterimi Şekil 2.2'de verilmiştir.

2.2.2. Yönlendirilmiş Enerji Biriktirme (YEB)

Yönlendirilmiş enerji biriktirme (YEB) yöntemi, tozları üretim platformuna bırakmadan önce eritmek için lazer veya elektron ışınına dayanan bir ısı kaynağı kullanır. Lazer bazlı YEB sisteminin şematik gösterimi Şekil 2.3'de gösterilmektedir.



Şekil 2.3 Lazer tabanlı YEB sistemi [40].

Temel bir YEB makinesi, bir toz nozülü, inert bir gaz tüpünü ve bir ısı kaynağını barındıran bir biriktirme kafasından oluşur. Daha önce eritilmiş toz parçacıkları, üretim platformu ve biriktirme kafa hareketi tarafından kontrol edilen belirli bir yönde depolanır. Çoğu YEB sisteminde, malzeme ve biriktirme başlığı x, y ve z eksenlerinde hareket ettirilebilir.

Metal İmalatı İçin Lazer Esaslı YEB Sistemleri

Lazer bazlı YEB sistemi ilk olarak ABD Sandia Ulusal Laboratuvarları tarafından geliştirilmiştir. LENS olarak adlandırılan teknoloji, 1997 yılında ABD Optomec tarafından ticarileştirilmiştir. Bu işlem, genellikle metal parçaların üretilmesi için büyük ölçüde uygulanmasından dolayı lazer metal biriktirme (LMB) olarak adlandırılır. Son zamanlarda, Optomec dışında bu teknolojiyi kullanan çok sayıda şirket vardır. Bunlar; ABD, POM Group, DM3D Technology, AeroMet Inc., ABD, Accufusion, Kanada ve Almanya'daki Trumpf Group, Almanya'daki Kontrollü Metal Yapı (CMB), [41, 44] tarafından satın alınmıştır.

YEB İşlemlerinin Sonuçları

Yönlendirilmiş Enerji Biriktirme (YEB) teknolojisi, tam yoğunluk ve stabil mikroyapı özelliklerine sahip parçalar üretebilmektedir. YEB işlemlerinde biriktirme prensibi nedeniyle korozyon ve aşınma direnci sağlamaya yönelik ince tabaka kaplamaları yapılabilir [45]. Düşük yüzey kalitesi, daha yavaş tarama hızı ve çok uzun üretim süreleri, YEB işlemlerinin en önemli dezavantajlarıdır. TYP teknikleri ile karşılaştırıldığında, YEB işlemleri, malzeme ve parça arasındaki yetersiz destek yapıları nedeniyle karmaşık tasarımlar üretilemez. Üretim aşamasından sonra, malzemeyi artık gerilmelerden arındırmak için genellikle ısıl işlem prosesi gerekir [44-48].

2.3 Ti-6Al-4V Alaşımının Katmanlı İmalatı

Son zamanlarda, Katmanlı İmalat (K.İ) teknolojisi özellikle biyomedikal ve havacılık uygulamalarında kullanılan karmaşık parçalar üretmeye odaklanmıştır. Ti-6Al-4V alaşımının benzersiz özellikleri nedeniyle, biyomedikal ve havacılık alanları, bu alaşımın yapısal esneklik ve maliyet verimliliği sağlayan alternatif bir işleme üretilmesine büyük önem vermektedir. Bu nedenle, karmaşık Ti-6Al-4V parçalarının üretilmesi için metal K.İ işlemlerinin sayısı (örneğin, toz yatak prosesi ve yönlendirilmiş enerji biriktirme) geliştirilmiştir. Bu bölümde, Ti-6Al-4V alaşımının katmanlı imalat ile birlikte, kalıntı gerilmeleri, mekanik davranışı ve mikroyapı gibi çeşitli yapısal özellikleri, farklı üretim yöntemlerinin karşılaştırmalı analizine dayanarak seçici lazer ergitme (SLE), seçici lazer sinterleme (SLS), elektron ışını ergitme (EIE) ve lazer metal biriktirme (LMB) ile özetlenmiştir.

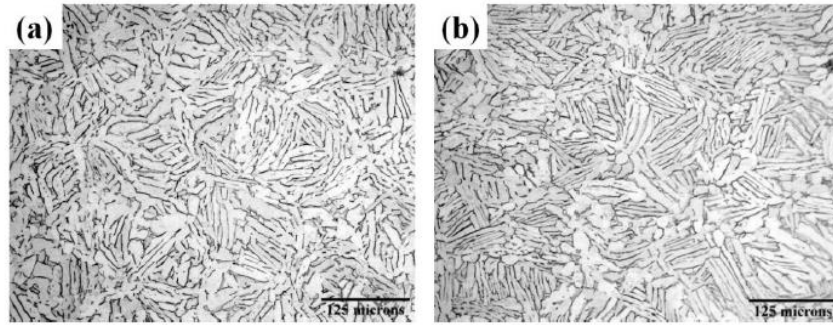
2.3.1 Katmanlı İmalat ile Üretilen Ti-6Al-4V Alaşımın Malzemelerin Mikroyapıları

Hem TYP hem de YEB tekniklerinde, toz veya tel üzerinde odaklanmış bir ısı kaynağının doğrudan temasıyla, katman katman üretim gerçekleştirilir. Tüm K.İ tekniklerinde, katılma işlemi, proses tipi ne olursa olsun büyük termal bileşenler nedeniyle çok kısa sürede gerçekleşir. Ayrıca sonraki katmanın birikmesi, elde edilen mikro yapıyı etkileyen önemli bir faktördür. Bir tabaka katılırken, ikincisi daha önce biriktirilmiş tabakaya yüksek sıcaklıklarla bırakılır. Bu iki tabaka arasındaki etkileşim, işlem boyunca ısı alışverişi tarafından indüklenen mikroyapısal değişikliklere yol açar.

Tozların (veya tellerin) ön ısıtması, alt tabaka ısıtması ve üretim sıcaklığı, son mikroyapı üzerinde güçlü etkiye sahiptir [49, 53].

Seçici Lazer Sinterleme (SLS)

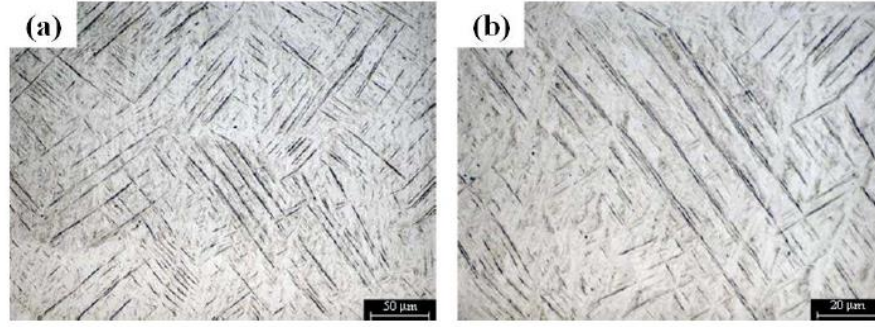
SLS bileşenlerine genellikle yoğunluğu artırmak ve mekanik özellikleri iyileştirmek için HIP (Sıcak İzostatik Presleme) uygulandıktan sonra işlem aşaması tercih edilir. Das vd. [53], geleneksel toz metalurjisi (TM) ile üretilen Ti-6Al-4V alaşımının SLS parçalarıyla aynı teorik yoğunluğa sahip olduğunu ve dolayısıyla her iki işlemde de HIP'nin uygun bir yöntem olduğunu % 99 üzerinde bir yoğunluğa ulaştığını bildirmiştir. TM + HIP ve SLS + HIP mikro yapılar, Şekil 2.4'de gösterilen α (beyaz) ve β (gri) lamellerden oluşan benzer Widmanstätten yapısına sahiptir.



Şekil 2.4 Optik mikroskop görüntüleri; (a) TM + HIP, (b) SLS + HIP, Ti-6Al-4V [53].

Seçici Lazer Ergitme (SLE)

SLE işlemi genellikle “Soğuk Toz Yatak Prosesi” tekniği olarak adlandırılır, çünkü toz biriktirme işlemi önceden ısıtılmamış bir alt tabaka üzerinde gerçekleştirilir [54]. Ergimiş tozların her tabakası, soğuk toz yatağı üzerinde hızlı bir şekilde katılır ve bu, Şekil 2.5'te gösterilen SPH martenzit (α') gibi denge dışı fazların oluşmasına yol açar. Tüm mikro yapı, SLE tarafından Ti-6Al-4V alaşımı üretildiğinde, iğnemsiz martenzit fazından oluşmaktadır [54].



Şekil 2.5 SLE ile üretilen Ti-6Al-4V alaşımının mikro yapısı [54].

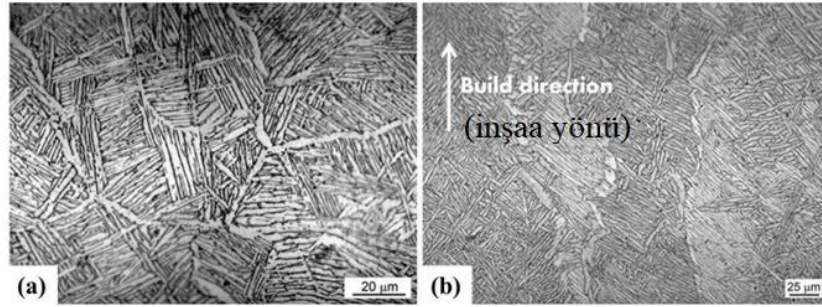
Ayrıca, proses parametreleri SLE üretiminde katılma sırasında üzerinde güçlü etkiye sahiptir. Yüksek güç girişli lazer, tozlara odaklandığında α' plakaları katılma sırasında yüksek soğutma nedeniyle taneler çökler. Lazer gücü, tarama hızı, tarama stratejisi, lazer spot çapı, son mikro yapıyı belirleyen en önemli proses parametreleridir [55, 57]. Thijs vd., proses parametrelerinin SLE ile üretilen Ti-6Al-4V alaşımının mikroyapı değişimi üzerindeki etkilerini araştırmışlardır [50]. Her tabakanın taranmasından sonra lazer ışını 90° döndürülerek elde edilen numuneleri zigzag düzeninde üretmişlerdir. Zigzag deseni, SLE üretiminde yüksek yoğunluk elde etmek için yaygın bir tarama parametresidir. Dalgalı β tane sınırları, zigzag tarama modeli nedeniyle ve bu primer β taneleri martenzit plakalarının çökertilmesinden dolayı mikroyapıda değişime sebep olur [50]. SLE'de hızlı katılma meydana geldiğinden, tane sınırları arasında primer α taneleri görülmemiştir. Thijs vd., tarafından yapılan çalışmada kullanılan optimum proses parametreleri. Tablo 2.2'de verilmiştir.

Tablo 2.2 Thijs vd., tarafından optimize edilen SLE proses parametreleri [50].

Değişkenler	Proses parametreleri
Lazer gücü, P (W)	42
Hacim, V (mm/s)	200
Lazer kalınlığı, t (μm)	30
Tarama stratejisi	Zigzag deseni
Enerji yoğunluğu, E (10^{-9} J m^{-3})	93
Bağlı yoğunluğu (%)	99.6

Elektron ışını ergitme (EBM)

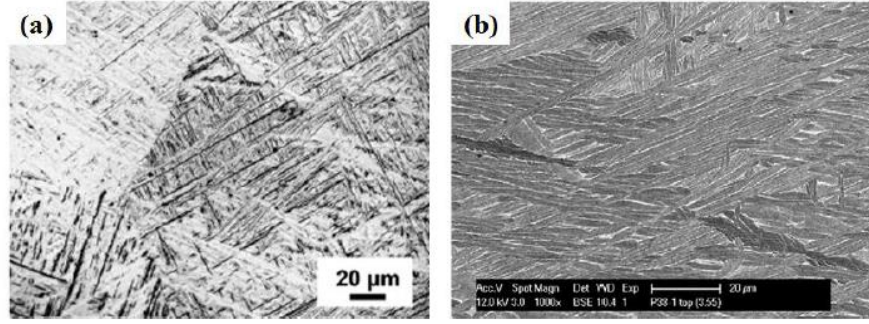
EBM'de, soğutma hızı üretim platformunun ön ısıtılmasıyla kontrol edilebilir. Ayrıca, elektronlardan tozlara enerjinin dönüşümü sonucu elde edilen daha yüksek ve daha fazla yayılan termal girdiler nedeniyle soğutma hızı düşebilir. SLE tekniğinden farklı olarak, işlem boyunca yüksek sıcaklık nedeniyle önceden serilen tozların yapıda yeniden çözünmesi nedeniyle primer taneler gözlenir [54, 64]. Üretim platformu malzemesi katılmış malzemeyle aynı tercih edilerek, ısıtma açısı (θ) teorik olarak 0° sağlanabilir [65] Şekil 2.6'da, EBM'nin Ti-6Al-4V bileşenlerinin iki farklı yöndeki ve büyütmedeki mikro yapılarını göstermektedir. Tane sınırları içindeki Widmanstätten morfolojisindeki $\alpha + \beta$ fazları lamellerden oluşur. α lamelleri, inşaa (üretim) yönü boyunca birincil sınırlarda birikir [55 - 57].



Şekil 2.6 EBM ile üretilen optik mikroskop görüntüleri Ti-6Al-4V; (a) enine kesit, (b) boyuna kesit [58].

Lazer Metal Birikimi (LMB)

Son zamanlarda, daha büyük üretim hacimleri elde etmek, toz kirliliğini azaltmak ve yüksek fiyat sorunlarının üstesinden gelmek için LMB tekniklerinde toz biriktirme yerine tel besleme kullanılmaktadır. Özellikle LENS teknolojisi, yüksek yoğunluklu büyük parçalar üretme yeteneğine sahipken, geometrik serbestlik toz bazlı teknolojilere kıyasla sınırlıdır [52]. Şekil 2.7'de gösterilen mikroyapı görüntüleri, $\alpha + \beta$ lamelleri ve ikincil α' fazının varlığıyla malzemenin heterojenliğini göstermektedir. LMB işleminde, birden fazla eksenle birikme nedeniyle SLE ve EBM'den farklı olarak primer taneler yapı yönü boyunca yönlendirilmez. Örneğin, LENS MR-7 makinesi, 3 eksenle hareket eden bir lazer biriktirme kafası kullanılmaktadır [63].



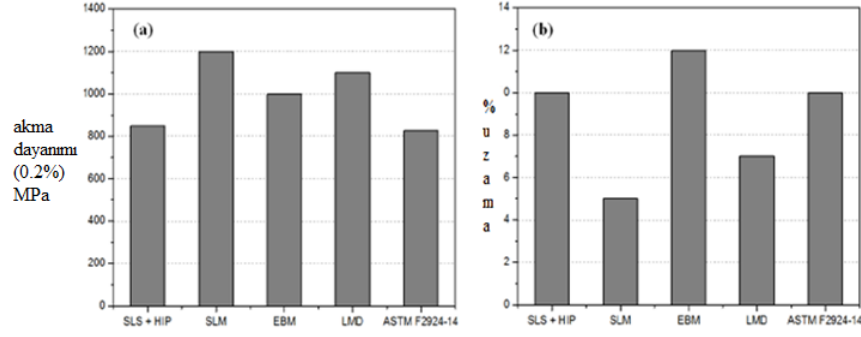
Şekil 2.7 LMB'nin mikroyapıları Ti-6Al-4V; (a) alaşım yüzeyindeki heterojenliği gösteren optik mikroskop görüntüsü (Widmanstätten $\alpha + \beta$ ve ikincil α') [67], (b) Widmanstätten $\alpha + \beta$ gösteren enine kesitin SEM görüntüsü [65].

2.3.2 Katmanlı İmalat ile Üretilen Ti-6Al-4V Alaşımlarının Mekanik Özellikleri

Literatürde, birkaç K.İ yöntemiyle elde edilen Ti-6Al-4V alaşımının mekanik özelliklerini karşılaştıran çok sayıda çalışma vardır. Brandl vd., [59], K.İ ile üretilmiş Ti-6Al-4V'nin çekme özelliklerini, dövme Ti-6Al-4V örnekleri ile karşılaştırmışlardır. SLE ile üretilen alaşımların düşük uzama değerleri ile birlikte en yüksek dayanıma sahip olduğunu bildirimlerinde yayınlamışlardır. SLE'deki az sünekliliğe rağmen, tavlama veya HIP işlemleri ile makul seviyelere getirilebilir. EBM ile üretilmiş numuneler ise, dövme ile üretilmiş Ti-6Al-4V alaşımı ile karşılaştırıldığında nispeten uzama ve akma dayanımına sahipken, LMB ile üretilmiş numunenin akma dayanımı EBM ile üretilmiş numuneden daha yüksektir [59].

Ayrıca Murr vd., [57] Ti-6Al-4V alaşımlarının EBM ve SLE ile üretilmiş parçaların mekanik özelliklerini karşılaştırılmışlardır. Yaptıkları deneyler ile, SLE'de üretilen parçaların martenzit yapıları mikroyapı nedeniyle EBM parçalarına göre daha az sünek özellikte olduklarını göstermiştir. Bu nedenle, mikro yapıyı geliştirmek için ısıtma süreçleri uygulamışlardır. SLE parçalarına 843 ° C'de 2 saat boyunca tavlama yapılmış ve ardından fırında soğutulmuştur. Deney sonucunda, EBM'de % 12 uzamaya sahipken, bu değer dövme ile üretilen Ti-6Al-4V'de % 16'dır [57].

Literatürdeki çalışmalara göre, üretilen Ti-6Al-4V alaşımın lazer gücü ve malzemenin uzaması, Şekil 2.8'deki ASTM F29224-14 standardı ile özetlenmiştir [32, 41, 42, 51 - 58]. SLS numunesinin mekanik değerleri sıcak izostatik preslenme (HIP) ile verilmesinin nedeni literatürde statik ısıtma işlemi olarak yer almasıdır [52,53].



Şekil 2.8 Farklı yöntemler ile üretilen Ti-6Al-4V alaşımının (a) % 0,2 akma dayanımı ve (b) % uzama değerlerinin karşılaştırılması[32, 41, 42, 51 - 58].

2.3.3 Katmanlı İmalat ile Üretilmiş Ti-6Al-4V Parçalara Uygulanan Isıl İşlemler

Katmanlı imalat ile üretilen Ti-6Al-4V parçaları için, özellikle lazer bazlı toz yatak prosesi (TYP) prosesi yöntemiyle üretilen kararsız mikro yapılarının geliştirilmesi gerektiğinden, literatürde çeşitli ısıl işlemler önerilmektedir [66 - 68]. Toz Yatak Prosesi (TYP) yöntemlerinden biri uygulandığında Yönlendirilmiş Enerji Biriktirme (YEB) ve kullanılan elektron ışını, Ti-6Al-4V parçalarının üretimi için ısıl işlem prosesi olmadan da homojen ve stabil mikroyapı elde edilebilir. Bununla birlikte hızlı katılma ve aşırı lokalize ısı girdilerinin bir sonucu olarak, lazer bazlı TYP ile imal edilmiş parçaların mikro yapısını kontrol etmek için ısıl işlem prosesi gerekebilir [66 - 68].

SLE'nin ürettiği parçaların ısıl işlemleri, Vilaro vd., önerdiği çalışmaya dayanarak iki farklı sıcaklık da stratejisinde gerçekleştirmiştir [66]. Mikroyapıyı etkilemeden gerilmeyi azaltmak için 730°C'lik düşük bir tavlama sıcaklığında 2 saat ısıl işlem uyguladılar. İlk olarak α' martenzit fazı numune 730°C'den oda sıcaklığında soğutulduğunda kısmen α ve β fazlarına ayrılmıştır.

Yüksek süneklik elde etmek amacıyla yüksek sıcaklık tavlaması yapılmıştır. Tane büyümesini önlemek için numunelere β geçiş sıcaklığının (980 ° C) hemen altında 1 saat bekletildi ve sonuç olarak α ve β tanelerinden oluşan son mikro yapı elde ettiler. Ayrıca, β geçiş sıcaklığı (1000°C) üzerindeki bir sıcaklıktan su verme işlemi uygulanan numunelerden sonra 700-900°C arasındaki sıcaklıklarda tavlama işlemleri uygulanmıştır. Vilaro vd., temperleme sıcaklığı arttıkça numunelerin sertliğinin fırında soğutmadan sonra azaldığını, yüksek sıcaklıkta tavlamanın α matrisinde β tane büyümesine yol açtığını belirttiler [66].

Tablo 2.3'de, Thöne vd., yaptığı çalışmaya göre akma dayanımı ve uzama değerleri ile birlikte çeşitli ısıtım sıcaklıkları gösterilmektedir [67]. Farklı sıcaklıklarda yapılan ısıtım işlemlerden sonra mekanik özellikte oluşan değişimi göstermek için SLE ile üretilen bulk Ti-6Al-4V alaşım numunelere ısıtım işlem gerçekleştirildi. Her bir ısıtım işleminden sonra tüm numuneler fırında soğutulmuştur. Tablo 2.3'de gösterilen yarı-statik çekme testi sonuçları, artan ısıtım sıcaklığı ile verim gücünün azaldığını göstermektedir. ısıtım işlem uygulanan numunenin akma dayanımı %12.5 azalmış olsa da, 1050°C'de 2 saat ısıtım işlem uygulandığında, bu numunenin uzaması yaklaşık %625 artmıştır. Bu çalışmada, artan ısıtım sıcaklığı ile artan β faz miktarını ifade eden kapsamlı bir analiz yapılmıştır [67].

Tablo 2.3 Ti-6Al-4V numunelerinin artan ısıtım sıcaklıkları ile mekanik değişimleri [67].

	Bulk numune	1.ci numune	2.ci numune	3.cü numune	4.ncü numune	5.nci numune
Sıcaklık (°C)	-	750	800	850	950	1050
Zaman (h)	-	2	2	2	2	2
Akma dayanımı(MPa)	1080	1062	1040	1009	972	945
Uzama (%)	1.6	3.7	5.1	5.2	10.1	11.6

Çeşitli ısıtım ve soğutma stratejilerinin nihai mikroyapı ve mekanik özellikler üzerindeki etkisini gösteren benzer bir çalışma Vracken vd., tarafından yapılmıştır [68]. Tablo 2.4'de, SLE ile üretilen Ti-6Al-4V alaşımların mekanik özellikleri farklı ısıtım işlemlerle gösterilmektedir. Vracken vd., tarafından yapılan mikroyapı incelemelerine göre, 780, 843 ve 1015 ° C'de gerçekleştirilen 2 saatlik işlemler, fırında soğutulmasından sonra α fazının α' fazından ayrışmasıyla sonuçlanmıştır. Artan ısıtım sıcaklığı ile birlikte, α tane boyutları düşük sıcaklıkta yapılan ısıtım işlemlerden daha kalın hale gelmiştir [68].

Tablo 2.4 Isıl işlem uygulanmış Ti-6Al-4V SLE alaşımlarının mekanik özellikleri [68].

Numuneler	T (°C)	T (h)	Soğutma	Akma mukavemeti (MPa)	Uzama (%)
1	540	5	Su verme	1118	5.36
2	850	2	Fırında soğutma	955	12.84
3	850	5	Fırında soğutma	909	Kopma
4	1015	0.5	Havada soğutma	801	13.45
5	1020	2	Fırında soğutma	760	14.06
6	705	3	Havada soğutma	1026	9.04
7	940	1	Havada soğutma	899	13.59
8	1015	0.5	Havada soğutma	822	12.74

2.4 Biyomalzemeler

2.4.1. Biyomalzemenin Tanımı

Biyomalzemeler, tıbbi sistemler için biyolojik sistemler ile etkileşime girecek şekilde tasarlanmış vücudun doku işlevini tedavi eden, güçlendiren, onaran ve değiştiren veya tanı koyan malzemelerdir. Bir bilim dalı olan, biyomalzemeler yaklaşık 50 yıldan fazladır canlıları iyileştirmek için kullanılmaktadır. Biyomalzeme çalışma alanlarına biyomalzeme bilimi veya biyomalzeme mühendisliği denir. Birçok şirketin yeni ürünlerin geliştirilmesine büyük miktarda bütçe ayırmasıyla tarih boyunca istikrarlı ve güçlü bir büyüme yaşamıştır. Biyomalzeme bilimi; tıp, biyoloji, kimya, doku mühendisliği ve malzeme bilimi alanlarını kapsar. Biyomalzeme, biyolojik bir sistem

tarafından üretilen kemik gibi biyolojik bir malzemeden farklıdır. Ayrıca, uygulamaya özel olduğundan, bir biyomalzemenin biyouyumlu olarak tanımlanmasına özen gösterilmelidir. Biyolojik olarak uyumlu olan veya bir uygulama için bir malzeme, diğerinde biyolojik olarak uyumlu olmayabilir [69]. Biyomalzemeler vücutla uyumlu olmalıdır ve sıklıkla bir ürünün piyasaya sürülüp klinik bir ortamda kullanılmasından önce çözülmesi gereken biyolojik uyumluluk sorunları vardır. Bu nedenle, biyomalzemeler genellikle yeni ilaç tedavi uygulamalarıyla aynı şartlara tabii tutulur [70,71]. Biyouyumluluk, biyomalzemelerin çeşitli ortamlardaki kimyasal ve fiziksel koşullar altındaki davranışıyla ilgilidir. Bu terim, malzemelerin nerede veya nasıl kullanılacağını belirtmeden bir malzemenin spesifik özelliklerini etkileyebilir. Örneğin, bir malzeme bir organizmada bağışıklık tepkisi göstermeyebilir veya belirli bir hücre ve dokuyla entegre olmayabilir.

Biyomalzemeler doğrudan elde edilebilir veya laboratuvar ortamında; metalik bileşenler, polimerler, seramikler veya kompozit malzemeler ile çeşitli kimyasal yaklaşımlar kullanılarak sentezlenebilir. Genellikle tıbbi uygulama için kullanılırlar ve/veya uygulanırlar ve bu nedenle doğal işlevi yerine getiren, büyüten veya değiştiren bir biyomedikal cihazın tamamını veya bir kısmını içerirler. Bu tür fonksiyonlar, bir kalp kapakçığı için kullanıldığı gibi nispeten pasif olabilir veya hidroksiapatit (HA) kaplı kalça implantları gibi daha etkileşim fonksiyonelliğine sahip biyoaktif özellikte olabilir. Biyomalzemeler ayrıca dişçilik uygulamaları, ameliyatta ve ilaç endüstrisinde kullanılmaktadır. Örneğin, emprenye edilmiş farmasotik ürünler içeren bir yapı, ilacın uzun süre boyunca salınmasına izin vererek vücuda yerleştirilir. Biyomalzemelerin kullanıldığı alanlar; eklem protezleri, kemik plakaları, göz ameliyatları için göziçi lensleri, yapay bağlar ve tendonlar, diş fiksasyonu için diş implantı, kan damarı protezleri, kalp kapakçıkları, cilt onarım cihazları (yapay doku), sinir kanalları, yara kapanması için cerrahi dikişler, kilipsler ve zimbalar, sürdürülebilir malzemeler, kırılma stabilizasyonu için pimler ve vidalar ve cerrahi ağlar gibi birçok fonksiyon için kullanılmaktadır.

Bir biyomalzemenin, işlevini ve performansını destekleyen fizyolojik bir tepkiye neden olma yeteneğine biyoaktivite denir. En yaygın olarak, biyoaktif camlarda ve biyoaktif seramiklerde implante edilmiş malzemelerin, osseoconductive (yeni kemik gelişimi için iskele sistemi) veya osseoproductive (iskele sisteminin üretilmesi) görevlerinde etrafındaki dokuya iyi bir şekilde bağlanabilme yeteneğini ifade eder [72]. Kemik implant malzemeleri genellikle çevredeki vücut sıvısında erirken kemik büyümesini teşvik etmek için tasarlanmıştır [73]. Bu nedenle birçok biyomalzeme için, iyi mukavemet ve çözünme oranları ile birlikte iyi biyouyumluluk arzu edilmektedir. Genel olarak, biyomalzemelerin biyoaktivitesi, yüzeyde doğal bir hidroksiapatit tabakasının oluştuğu yüzey biyomineralizasyonu (canlı organizmaların oluşturduğu mineralleşmesi) ile ölçülür.

Biyomedikal uygulamalar için sınıflandırılacak herhangi bir malzemenin, üç gereksiniminin karşılanması gerekir. İlk şart, malzemenin biyolojik olarak uyumlu olması (biyouyumluluk) gerektiğidir; bu, organizmanın yabancı bir nesne olarak davranmaması gerektiği anlamına gelir. İkincisi, malzeme biyolojik olarak parçalanabilir olmalıdır. Malzemeler, doğal işleyişine devam etmesi için organizmanın vücudunda zararsız şekilde çözünmeli veya bozunmalıdır. Üçüncü ve son olarak, malzeme mekanik olarak mukavemetli olmalıdır; taşıyıcı yapıların değiştirilmesi, malzemenin yüksek güvenilirliğini sağlamak amaçlı eşdeğer veya daha fazla mekanik özelliklere sahip olması gerekir. Biyomalzeme terimi, biyomedikal ve klinik uygulamalarda sektörel malzemeler için kullanılır. Biyoaktif ve biyouyumlu olmalıdır. Halen, birçok metal ve alaşım türü (paslanmaz çelik, Co-Cr alaşımları, Ti alaşımları), seramikler (zirkonya, biyoaktif camlar, alümina, hidroksiapatit) ve polimerler (akrilik, naylon, yük uygulamaları için silikon, poliüretan, polikaprolakton, polianhidritler) kullanılmaktadır [74]. Diş implantı, kemik birleşimi ve değiştirme gibi tıbbi klinik uygulamalarını içerdiğinden mekanik özellikleri çok önemlidir. Bundan dolayı, iyi mekanik özelliklere sahip biyomalzeme üretmek gerekir. Buda son yıllarda yeni bir üretim yöntemi olan katmanlı imalat teknolojisi ile mümkün olmaktadır.

2.4.2 Biyomalzeme Çeşitleri

Genel olarak biyomalzemeler metaller, seramikler, polimerler ve kompozitler olarak dört ana grupta incelenebilir. Ortopedik ve dental implantlar, daha çok metal ve seramik malzemelerden hazırlanırken, kalp damar sistemi ve genel cerrahi malzemeleri, polimerlerden üretilmektedir. Ayrıca, metal-polimer veya polimer-metal kompozit biyomalzemeler de farklı tıbbi uygulamalarda kullanılmaktadır [75].

2.4.2.1 Metalik Biyomalzemeler

Korozyona uğramaları, dokulara göre çok daha sert olmaları, yüksek yoğunlukları ve alerjik doku reaksiyonlarına neden olabilecek metal iyonu salımı gibi dezavantajlarına rağmen, güçlü atomlararası bağları ve kristal yapıları nedeniyle üstün mekanik özelliklere sahip metal ve alaşımlarının biyomalzeme sektöründeki payı büyüktür. Ortopedik uygulamalarda eklem protezi ve kemik yenileme malzemesi olarak kullanılırken aynı zamanda yüz ve çene cerrahisinde (diş implantı), kalp-damar cerrahisinde yapay kalp kapakçıkları, kateter ve vana olarak da kullanılabilir. Bu

sektördeki en büyük payı ise teşhis ve tedavi amaçlı kullanılan araçların metalik aksamaları oluşturur. Biyomalzeme üretiminde kullanılan demir, bakır, krom, kobalt, nikel, titanyum, tantal, molibden ve vanadyum gibi çok sayıda metal az miktarda dahi kullanıldığında zararlı etki oluşturabilir. Bu durumu önlemek için miktarları ve kullanım biçimleri iyi teşhis edilmelidir.

Metalik biyomalzemeler kas-iskelet sistemimizde mekanik koşullarına en iyi uyum gösteren malzemelerin başında gelirler. Metalik biyomalzemeler belirli sınırlarda, ağır, uzun süreli, değişken ve ani yüklemelere karşı özelliklerini kaybetmediklerinden dolayı tercih edilmektedirler [76]. Metaller implant olarak çeşitli formlarda kullanılırlar. İmplant üretimi için kullanılan birçok metalin (Fe, Cr, Co, Ni, Ti, Ta, Mo ve W) çok azı vücut tarafından kabul edilebilir. Metalik implantlar genellikle üç farklı malzeme (titanyum ve titanyum alaşımları, paslanmaz çelik, kobalt-krom alaşımları) tipinden yapılırlar.

Metallerin biyoyumluluğu vücut içerisinde korozyona uğramalarıyla ilişkilidir. Korozyon, metallerin çevreleriyle istenmeyen kimyasal reaksiyona girerek oksijen ve hidroksit gibi bileşikler oluşturarak bozunmasıdır. İnsan vücudundaki akışkan, su, çözülmüş oksijen, klorür ve hidroksit gibi çeşitli iyonlar içerdiği için insan vücudu metalik biyomalzemeler için oldukça koroziv bir ortamdır. Malzemeler, korozyona uğradıklarında zayıflar ve korozyon ürünleri doku içerisine girerek hücrelere zarar verir. Soymetaller korozyona karşı iyi direnç gösterirler. Biyomalzeme olarak en çok tercih edilen bazı malzemeler ise; paslanmaz çelik, titanyum ve alaşımlar, krom- kobalt alaşımları (Co-Cr-Ni, Co-Cr-Mo), nikel titanyum alaşımı, tantal ve platin olarak sınıflandırılabilir.

Paslanmaz çelik (stainless steel-316L)

%1'den daha az karbon içeriğine sahiptir ve içeriğinde metal yüksek oranda Cr ve Ni bulunan bir çelik oluşturur. İşlenmesi zordur ve pahalıdır fakat korozyon ve ısı dirençleri yüksektir. İçeriğinde çeşitli elementler bulundurulabilirler. Bunlar; alüminyum, krom, kobalt, mangan, molibden, nikel, silisyum, vanadyum, titanyum ve tungsten içerebilirler. Alüminyum, aşınmaya karşı direnci arttırırken, krom korozyon direncini ve ısı direnci arttırır. Biyomalzeme olarak kullanılan paslanmaz çelik 316L olarak adlandırılır. "L" karbon içeriğinin düşük olduğunu belirtmek için kullanılır. %60-65'i demir, %17-19 krom ve %12-14 nikelden oluşan bir alaşımdır. Yapısında az miktarda azot, mangan, silisyum, kükürt, fosfor ve molibden bulunabilir. Çok yaygın kullanılmamakla birlikte son zamanlarda tercih edilmemektedir.

316 L paslanmaz çelik vücut içinde belli şartlar altında (oksijenin olmadığı ve yüksek gerilim altında) korozyona uğrayabilir. Bunları geçici olarak kırık plakası, vida ve kalça

çivisi olarak kullanmak uygundur. Anotlama, pasivasyon, azot implantasyon gibi yüzey modifikasyon metotları ile 316L paslanmaz çeliğin korozyon dayanımı, aşınma direnci ve yorulma dayanımı artırılabilir [77].

Krom-kobalt (Co-Cr) Alaşımları

Co-Cr-Ni alaşımları ve Co-Cr-Mo alaşımları olmak üzere ikiye ayrılır. Co-Cr-Ni alaşımları, uzun yıllardır dişcilik ve yapay eklemlerin üretiminde kullanılmaktadır. Co-Cr-Mo alaşımları ise yeni bir alaşım grubu olup, aşırı yük altındaki diz ve kalça protezlerinde kullanılır. Bütün alaşımların içeriğinde, ağırlıkça temel olarak %65 kobalt ve %35 krom içerir. Daha iyi tane yapısı elde etmek için yapıya molibden elementi eklenir. Kobalt ve alaşımlarının elastik modülü, paslanmaz çeliğin elastik modülünden daha büyüktür. Malzemenin elastik modülü arttıkça kırılma direnci azalır. Biyomalzemenin elastik modülünün kemiğe benzer olması istenir. Bunun nedeni, malzemenin elastik modülünün kemiğin elastik modülünden daha fazlaysa yükün yalnızca malzeme tarafından taşınmasına sebep olmasıdır. Tersine durumda, yük kemikten daha azsa yük kemik tarafından taşınır.

Titanyum (Ti) ve Alaşımları

Titanyum ve alaşımlarının biyomalzeme alanındaki etkisi ve önemi büyüktür. Titanyum, 316 paslanmaz çelik ve kobalt alaşımlarına göre daha hafif bir malzemedir. Yüksek sıcaklıklarda reaktif ve oksijen varlığında oksitlenir. Bundan dolayı, yüksek sıcaklıklarda inert atmosfere ihtiyaç duyulur veya vakumda ergitilir. Oksijen varlığında metal içerisine girer ve metali gevrekleştirir.

Titanyumun inert özellikte olması, non-toksit yapısı, antimanyetik özelliği, hafif olması, mekanik özelliklerinin iyi oluşu, rahatlıkla küçük boyutlu numunelerin üretilmesi, biyouyumluluğunun yüksek olması, korozyona karşı dirençli olması, elastisite modülünün kemiğinkine yakın olması gibi özellikleri nedeniyle dental ve ortopedik uygulamalarda biyomalzeme olarak kullanılmaktadır [76-78]. Titanyum işleme teknolojisi zor ve pahalı olsa da, bu üstün özelliklerinden dolayı; havacılık, uzay, uçak, tıp (kalça ve diz implantları, kalp valfi, diş dolgu maddesi v.s.), el aletleri ve hatta golf sopasına kadar pek çok kullanım alanına sahiptir [73].

Nikel-titanyum (Ni-Ti) Alaşımları

Bu alařımlar, ısıtıldıklarında bozulan ilk Őekillerine dönebilme kabiliyetine sahiptirler. “Őekil hafıza etkisi” (shape memory effect) olarak adlandırılan bu durum, Ni-Ti alařımlarında yūksektir. Ni-Ti Őekil hafızalı alařımlarında oluŐturulan gūzenekli yapı, insan vūcuduyla olan biyoyumundan dolayı biyomedikal sektūründe ūnemli bir uygulama alanine sahip olmuŐtur. Ni-Ti alařımı insan vūcudunda yapay olarak, sert dokuların cerrahi aŐılamalarında kullanılır [79]. Őekil hafıza etkisinin gerekli olduđu bazı uygulamalar olan; diŐ kūprūleri, yapay kalp iŐin kaslar ve ortopedik protezler de bu alařımlardır.

2.4.2.2 Seramik Biyomalzemeler

Seramiklerin insan yaŐamında oluŐturduđu būyūk geliŐim, geŐtiđimiz yıllarda vūcudun zarar gūren veya iŐlevini yitiren organlarının onarımı ve yeniden yapılandırılması iŐin ūzel tasarımı seramiklerin geliŐtirilmesi gerŐekleŐmiŐtir. Bu amaŐla kullanılan seramikler, “biyoseramikler” olarak adlandırılır. Seramiklerin ortopedideki temel uygulamaları kalŐa ve diz protezleriyle ilgilidir [80].

Biyoseramikler, polikristalin yapılı seramik (alūmina ve hidroksiapatit), biyoaktif cam, biyoaktif cam seramikleri veya biyoaktif kompozitler (polietilen-hidroksiapatit) Őeklinde hazırlanır. Sađlık sektūründe ūok ūeŐitli uygulamalarda inorganik malzemelerin ūnemli bir būlūmūnū oluŐturan bu malzemeler kullanılmaktadır. Mikroorganizmalara, sıcaklıđa, ūūzūcūlere, pH deđiŐimlerine ve yūksek baŐıncılara karŐı direnŐleri ile teŐhis cihazları, termometreler, doku kūltūr kapları, diŐiŐilikte dolgu malzemesi, kaplama, protez parŐaları ve endoskopide fiber optik olarak kullanılmaktadır. Biyoseramikler, “biyoinert” ve “biyoaktif” olmak ūzere iki kategoride incelenir. Biyoaktif seramikler, doku ve implant arasında kimyasal bađ oluŐumuna izin verir ve yapısal iŐlevlerine gūre; oksit seramikleri, alūmina ve zirkonya olarak ūç gruba ayrılırlar. Oksit seramikleri, inert yapıda ve metal iyonlarının bađlanmasıyla polikristalin yapı oluŐturan seramiklerdir. İki ūnemli tūrleri arasında alūmina ve zirkonya gibi seramik malzemeler vardır.

Alümina

Yüksek yoğunluk, yüksek saflık, korozyon direnci, yüksek dayanım ve iyi biyouyumluluğu ile kalça protezlerinde ve diş implantlarında kullanılırlar. İyi tane yapısına sahip bu biyoseramik çeşidi, 1600-1700°C’de preslenmesi ve sinterlenmesi sonucu elde edilir ve ortopedik uygulamalarda uzun yıllardan beri kullanılmaktadır. Alümina kalça protez bileşenlerinin, mükemmel küresellik ve uyumlulukta olması, sürtünme ve aşınmanın sınırlandırılmasında önemlidir.

Zirkonya

Biyomedikal kullanıma uygun yüksek özelliklere sahip seramik malzemelerden biridir. Zirkonya, alümina gibi inert özelliğe sahip bir biyoseramik olmasıyla birlikte yüksek çatlama ve bükülme direncine sahiptir. En çok uyluk kemiği protezlerinde tercih edilir fakat fizyolojik sıvılar sebebiyle zamanla gerilme direnci azalır, kaplama özelliği azalır ve radyoaktif malzeme içermesi gibi dezavantajları da mevcuttur.

Kalsiyum-fosfat (CaP) seramikleri

Kalsiyum ve fosfat atomlarının çoklu oksitleri şeklindeki yapılardan oluşurlar. Hidroksiapatit, $Ca_5(PO_4)_3OH$, Trikalsiyum fosfat, $Ca_3(PO_4)_2$ ve oktakalsiyum fosfat $Ca_8(PO_4)_6(OH)_2$ yapıları örnek olarak verilebilir. Diş implantlarında, yüz ve kulak kemiklerinde, kalça ve diz protezlerinde ve ortopedik kaplamalarda kullanılır. 1000-1500°C’de sinterlenir ve değişen hızlarda biyolojik olarak bozunurlar. Gözenekli yapıya sahip olabilen bu grubun en büyük avantajı; kemik seramik malzemenin gözenekleri içerisinde oluşan arayüzün mekanik özellikleri yüksek kararlılığa sahiptir. Gözenekli implantlar kemik oluşumu için yapı iskelesi olarak kullanılırlar. Kemik kırıklarının doldurmak amaçlı sentetik kalsiyum fosfat seramikleri kullanılırken, diş implantlarında kaplama amaçlı gözenekli hidroksiapatit malzemeler kullanılır.

Cam ve cam-seramikleri

Bu seramik çeşidi silika (SiO_2) temelli seramiklerdir. bu seramiklerin bazı grupları; kalsiyum, fosfor veya sodyum içerirken, bazıları lityum, alüminyum ve magnezyum içerebilir. Bunlar doku ve implant arasında bağlanmayı sağlar.

Biyocamda ise silika gruplarının bazıları kalsiyum, fosfor veya sodyum ile yer değiştirmiştir (SiO_2 , Na_2O , CaO , P_2O_5). Böylece doku ve implant arasında kimyasal bağlanma gerçekleşir. Biyoseramikler, iskeletteki sert bağ dokusunun tamiri veya

yenilenmesinde kullanılırlar. Bu malzemelere olan gereksinim, özellikle ilerleyen yaşa bağlı olarak ortaya çıkmaktadır [71].

Biyoseramikler, iskelet sistemindeki sert bağ dokusunun tamiri ve yenilenmesinde kullanılırlar. Biyoseramiklerin kullanımındaki en önemli dezavantajı, bazı klinik uygulamalarda yavaş ilerleyen çatlaklar, yorulma dayanımlarının tam olarak bilinmemesidir. Bunları önlemek için biyoaktif kompozitler veya malzemelere kaplama yapılarak tercih edilirler [81].

2.4.2.3 Polimerik Biyomalzemeler

Polimer, küçük ve tekrarlanabilir birimlerin oluşturduğu uzun zincirli moleküllere denir. Tekrarlanan birimler, “mer” olarak adlandırılır. Senteze başlarken kullanılan küçük molekül ağırlıklı birimlere “monomer” adı verilir. Polimerizasyon sırasında, monomerler doymuş hale gelerek (zincir polimerizasyonu) veya küçük moleküllerin yapıdan ayrılmasıyla (H_2O veya HCl) değişir ve “mer” halinde zincire katılırlar. Polimerlerin özellikleri, yapı taşları olan monomerlerden büyük farklılık gösterir. Bu nedenle, uygulama alanına yönelik olarak uygun biyomalzeme seçimi, tıp mühendisi tarafından dikkatlice yapılmalıdır [71].

Biyopolimerler, biyomalzeme olarak geniş bir kullanım alanına sahiptir. Biyopolimerler, monomerlerin birbirine eklenerek uzun zincir oluşturduğu yüksek molekül ağırlıklı bileşiklerdir. Doğal polimerler ile birlikte günümüzde kullanımı gittikçe artan sentetik (yapay) biyopolimerlerde mevcuttur. Biyopolimerlere örnek olarak; polietilen (PE), poliüretan (PU), polimetilmetakrilat (PMMA), silikon kauçuk (SR), poliaktik asit (PLA) ve poliglaktolik asit (PGA) gibi çok sayıda polimerler tıp alanında kullanılmaktadır. Çok değişik bileşimlerde ve şekillerde (lif, film, jel, nanopartikül veya boncuk) hazırlanırken sıvıların yapısını alarak şisebilir veya istenmeyen zehirli (monomerler, antioksidanlar gibi) ürünler salgılayabilirler. Bu tür dezavantajlara rağmen kararlılığı yüksek olan PMMA malzemesinin ışık geçirgenliğinin ve sertliğinin iyi olması nedeniyle, göz içi lenslerde ve sert kontakt lenslerde kullanımı yaygındır. PE, tüp formundaki uygulamaları ve kateterlerde kullanılırlar. Yapay kalça protezlerinde PVC, kan nakli ve diyalizinde polidimetilsiloksan, drenaj borularında, bazı damar protezlerinde ve yüksek oksijen geçirirliği sayesinde solunum cihazlarında kullanılmaktadır.

Polietilen (PE)

PE farklı şekil ve bileşimlerde mevcuttur. Bunlar; yüksek yoğunluklu (HDPE), düşük yoğunluklu (LDPE), lineer düşük yoğunluklu (LLDPE), çok düşük yoğunluklu (VLDPE) ve ultra yüksek moleküler ağırlıklı (UHMWPE). Tıbbi uygulamalarda çoğunlukla yüksek-yoğunluklu HDPE polietilen türü kullanılır. Bunun nedeni sterilizasyon sırasında oluşan sıcaklığın düşük yoğunluklu polietileni eritmesidir. PE, plastik cerrahide, kateterlerde ve yapay kalça protezlerinde kullanılır. Düşük maliyetli ve yağlara karşı dirençlidir.

Polipropilen (PP)

Polietilen ile benzer özellikler gösterir ancak daha sert bir polimerdir. Polietilenin kullanıldığı birçok uygulamada polipropilenden faydalanılabilir. PP tek kullanımlık hipotermik şırıngalarda, kan oksijen verici membranlarda, çeşitli sıvı ve ilaçlarda, dikiş ipliği, yapay damar aşısı, dokunmamış kumaşlarda vb. yerlerde kullanılırlar.

Polimetil metakrilat (PMMA)

Ticari PMMA amorf malzemedir (Tg: 105°C ve yoğunluk: 1.15~1.195 g/cm³) ve seyreltik alkalilere ve diğer inorganik çözeltilere karşı dirençlidir. Oda sıcaklığında camsı halde bulunur. Lucite ve Plexiglas ticari isimleri ile tanınır. Işık geçirgenliği ve kararlılığı nedeniyle göziçi lensler ve kontakt lenslerin üretiminde kullanılır. Çeşitli işlemler ile çapraz bağ içeren hidrojel formu elde edilir. Bu form bozunmaya dirençlidir ve vücut tarafından emilmez. Polimetilmetakrilat (PMA), polihidroksietyl metaakrilat (PHEMA), poliakrilamid (PAAM) gibi diğer akrilik polimerler de medikal uygulamalarda kullanılmaktadır.

Polivinil klorür (PVC)

PVC amorf (biçimsiz) ve rijit polimerdir. Yüksek erime viskozitesine sahip olduğundan işlenmesi zordur. Yağlayıcılar, metal yüzeylerde adhezyonu önlemek ve işleme esnasında erime akışını kolaylaştırmak için PVC bileşenleri ile formüle edilirler. Tıbbi olarak kan nakli, diyaliz ve beslenme amaçlı uygulamalarda tüp formunda kullanılır.

Poliüretan (PU)

Kan ile yüksek uyumluluk gösterirler bu nedenle yapay kalp ve damar uygulamalarında tercih edilir.

Polikarbonat (PC)

Sert bir malzeme olması nedeniyle yüksek dayanıma sahiptir. Gözlük camlarında, kalp-akciğer makinelerinde ve solunum cihazlarında kullanılır.

Polyester

Polietilen-tereftalat (PET) gibi polyesterler sahip oldukları özgün kimyasal ve fiziksel özelliklerinden dolayı medikal uygulamalarda sıklıkla kullanılmaktadır. Yüksek ergime sıcaklığı (Tm: 265°C) ile yüksek kristalin, hidrofobik ve seyreltik asit içinde hidrolize dirençlidir.

Politetrafloroetilen (PTFE)

Daha çok ticari adı teflon ile anılır. Oldukça kararlı, işlenmesi zor ve hidrofobik bir malzemedir. Yüksek kayganlığa sahiptir. Gore-Tex olarak bilinen formu damar protezlerinde kullanılır.

Polilaktik Asit (PLA)

Yarı kristalin ya da amorf yapıda olan, rijit ve termoplastik bir polimerlerdir. Biyo çözümlü yapay tendon parçası olarak kullanıldığı gibi bağ doku, tendon yapıları, vasküler ve ürolojik cerrahi için olan stent uygulamalarında da kullanılır. 3B yazıcıların gelişimi ile birlikte polimer yapı malzemesi olarak sıkça tercih edilir.

Polyamid (PA)

Polyamidler naylon olarak bilinirler ve tekrar eden birçok karbon atomlarından oluşur. Naylonlar yoğunlaşma ile polimerize edilebilirler. Bunlar mükemmel fiber şekillenme özelliğine sahiptirler. Diğer yandan diş protezlerinde ve ortopedik cerrahide kullanılan

ekipmanlarda vardır. Örneğin, naylon adı ile bilinen poliamid ailesi, cerrahide ameliyat ipliği olarak kullanılmaktadır.

2.4.2.4 Kompozit Biyomalzemeler

Kompozit, iki ya da daha fazla malzemenin birleşmesiyle veya karıştırılmasıyla oluşurlar. Dolayısıyla kompozit malzeme, kendisini oluşturan bileşenlerden birinin tek başına sahip olamadığı özelliklere sahip olur. Kompozit malzeme, “matris” olarak adlandırılan bir malzeme içerisine çeşitli güçlendirici malzemelerin katılmasıyla hazırlanır. Matris olarak çeşitli polimerler, güçlendirici olaraksa çoğunlukla cam, karbon ya da polimer lifler, bazen de mika ve çeşitli toz seramikler kullanılır. Kompozitler, yüksek dayanıma ve düşük elastik modülüne sahip olduklarından, özellikle ortopedik uygulamalar için öngörülür. Ayrıca, kompozit malzemenin bileşimi değiştirilerek, implantın vücuttaki kullanım alanlarına göre mekanik ve fizyolojik şartlara uyum sağlaması kolaylaştırılabilir. Genel itibariyle, kompozit malzemeler, homojen malzemelere oranla, yapısal uyumluluğun sağlanması açısından daha avantajlıdır.

Dokular genel olarak sert ve yumuşak dokular olmak üzere iki gruba ayrılır. Sert dokulara örnek olarak kemik ve diş, yumuşak dokulara örnek olarak kan damarları, deri ve bağlar verilebilir. Yapısal uyumlulukta, metaller ya da seramikler sert doku uygulamaları için, polimerlerse yumuşak doku uygulamaları için seçilebilir. Metaller ve seramiklerin “elastik modül” ile tanımlanan sertlik değerleri, insan vücudundaki sert dokulara oranla 10-20 kat daha fazladır.

Ortopedik cerrahide karşılaşılan en önemli problemlerden biri, kemikle metal ya da seramik implantın sertlik derecesinin birbirini uyumlu olmamasıdır. Kemik ve implanta binen yükün paylaşılması doğrudan bu malzemelerin sertliğiyle ilgilidir. İmplantın sertlik derecesinin, temasta olduğu dokularla aynı olacak şekilde ayarlanması, kemikte oluşacak deformasyonları engeller. Kullanımdaki tüm bu olumsuzlukları ortadan kaldırmak amacıyla, liflerle güçlendirilmiş polimerik malzemeler, yani polimer kompozitler alternatif olarak sunulmaktadır. Polimer kompozitlerin sağlayabileceği diğer üstünlükler, korozyon direnci, yorulma ve metal iyonlarının salımının görülmemesi ve kırılma azalmasıdır. Kompozitler, ortopedi ve diş hekimliği uygulamaları dışında, yumuşak doku implantı olarak da kullanılırlar. Polimer kompozitler manyetik özellik taşımadıklarından, manyetik rezonans (MR) ve bilgisayar tomografi (CT) gibi modern sistemlerle uyumludurlar. Metal alaşımları ve seramikler radyo-opak olduklarından X-ışınları radyografisinde problem oluştururlar. Fakat

kompozit malzemelerde radyo-şeffaflık ayarlanabilir. Hafif oluşları ve üstün mekanik özellikleri göz önüne alındığında, kompozitler bu tür görüntüleme cihazlarının yapısal bileşenleri olarak son derece uygundur [71-81].

2.5 Katmanlı İmalatın Biyomedikal Alandaki Uygulamaları

3B yazıcılar üretim sürecine sağladığı katkıların yanı sıra canlıların yaşam koşullarını iyileştirmesiyle de dikkatleri üzerine çekmektedir. Protez kollar, canlı dokular hatta organlar bile 3B yazıcılar ile üretilebilecekler arasındadır. 3B baskı teknolojisi, tıpta özellikle kişiye özel üretim ile önemli bir potansiyele sahiptir. Canlılar için ürünler standart değildir, esnek ve kişiye özel olmalıdır. Her canlı birbirinden farklıdır, bundan dolayı herkese özgün ara yüzeyler olmalıdır. Katmanlı imalatın biyomedikal alanında 1980'lerin başında temeli atılmıştır. Bugün katmanlı imalat, eklemeli üretim, hızlı prototipleme ve 3 boyutlu (3B) baskı olarak adlandırılan bu teknoloji organ basımı, özel ilaç tedavileri, protez ve tıbbi implant imalatına kadar hemen hemen her alanda üretilmesine olanaklı kılmaktadır [82,83].

2.5.1 Organ Basımı

Organ basımı, fonksiyonel 3 boyutlu organ yapılarının bilgisayar destekli robotik biyofabrikasyonu ile katman katman üretilmesi olarak tanımlanır. Biobaskı (bioprinting) olarak da bilinen bu işlemde, hücre ve hücre dışı matris bir 'bioink' olarak birleştirilir [84]. Bioink (mürekkep), püskürtmeli baskı [85] kullanılarak, fotolitografi [86] ve şırınga bazlı ekstrüzyon [87] hücrelerini tekrarlanabilir ve tanımlanmış desenlerde biriktirilir. Dijital modele göre kendinden montajlı doku sferoidleri kullanılır. Bilgi teknolojisi ve bilgisayar destekli tasarım yazılımları, sanal 3 boyutlu biyolojik görüntüleme bilgisinin insan dokusu ve organları ile canlılığa dönüştürülmesinde önemli rol oynar. Ortaya çıkan bilgi teknolojisi ve mevcut bilgi araçlarının etkin bir şekilde uygulanması ve yeni insan dokusu ve organ bilişimi, tasarım otomasyonu, sanal insan organları gibi teknolojik platformlar “3 boyutlu bioprinting” olarak kabul edilir [88-89]. Dijital destekli fonksiyonel 3B doku ve organ yapılarının katman katman biyofabrikasyonu ile bilgisayar destekli ve kendinden montajlı yapı taşları olan doku hücreleri model olarak kullanılır [89]. Organ basımı hızla gelişen yeni bir biyomedikal, biyolojik ve mühendislik disiplinlerinin arayüzünde

bir teknolojidir. İlk olarak kemik ve kırıldak dokusu basılırken daha sonra kulak ve burun baskıları alınmaya başlamıştır, şimdilerde ise karaciğer ve böbrek baskıları alınmaya çalışılmaktadır [90,91].

2.5.2 Özel İlaç Tedavileri

Terapötik ilaçları doğrudan hedeflenen bölgeye taşımak ve vücutta güvenle parçalanması veya atılması üzere tasarlanmış özel ilaç sistemleri oluşturmak için 3B yazıcılar kullanılmaktadır [92]. Glasgow Üniversitesi'ndeki araştırmacılar tarafından geliştirilmekte olan bir sistemle, organik bileşikler ve inorganik bileşikler ile kümeler oluşturulur. Araştırmacılar, bu sistemin özelleştirilmiş ilaçlar oluşturma konusunda uzun vadeli bir potansiyele sahip olabileceğini öne sürmektedir [93,94]. Daha odaklı bir ilaç dağıtım sistemi için antibiyotik veya kemoterapi ilaçlarıyla yüklü tıbbi dereceli, biyolojik olarak parçalanabilen ve biyolojik olarak uyumlu polilaktik asit (PLA) ve polycaprolactone (PCL) filamentleri, Louisiana Tech Üniversitesin'deki bir ekip tarafından geliştirilmiştir [95,96]. Bu buluş geliştirilmiş ilaç dağıtım cihazları, implantlar ve kateterler üretebilmektedir. Bu yeni 3B baskı tekniğinin ilham kaynağı, kanseri tedavi eden enfeksiyonu azaltmanın bir yolunu geliştirmek ve hastalığın yayılmasını önlemeye yardımcı olmaktır. Metodların, tümü standart bir 3B yazıcı kullanarak enfeksiyon ve kemoterapötik ilaçları azaltan antimikrobiyal filamentlerden üretilir. Tasarımdaki ana amaç, kontrollü ilaç salınımını sağlayan ve ayarlanabilen bir sistemdir. Böyle bir sistem, enfeksiyonun önlenmesi ve hastalığın tedavisine yardımcı olmak için çeşitli ilaçların (yani antibiyotikler, antifungaller, kemoterapötikler vb.) kullanılmasında olanak sağlar [97,98].

2.5.3 Protezler

3B baskı endüstrisi son birkaç yılda hızla büyümekte ve en önemli uygulama alanlarından biri de sağlık ve tıp sektörlerinde olmuştur. Yenilikler ilaçlardan insan organlarına her şeyi basmayı içerir, ancak belki de şimdiye kadar ticari olarak en başarılı olan alan “protezler” olmuştur. Bir protezin ortalama ömrü beş yıldır, fakat canlılar yeni bir proteze çok daha sık ihtiyaç duyabilirler. Amerikan Ortez ve Protez Derneği tarafından yapılan açıklamaya göre, ortalama protez maliyeti 1.500-8.000\$ arasında değişmektedir. Bu gider genellikle sigorta kapsamında değildir ve hasta kendisi ödemek zorundadır. Buna karşılık, bir 3B baskı protezi maliyeti ise 50 \$'dan

daha azdır. 3B baskılı protezler daha hızlı basılabilir; örneğin bir günde bir uzuv kullanıma hazır hale gelebilir. Ayrıca, tüketiciler satın alımlarını kolayca özelleştirebilir, bu da çocuklar için ilgi çekici bir faktördür. Çocuklar kendi isteklerine ve ihtiyaçlarına göre renkleri ve stilleri seçebilirler [99, 100].

2.5.4 Tıbbi İmplantlar

Ticari olarak temin edilebilen dental ve ortopedik implantlar tipik olarak pahalıdır. Bunlar, zorunlu olarak anatomik yetenekleri ve özellikleri ile karmaşık değildir ve özelleştirilemezler [101]. Düşük maliyetli implantlar mevcuttur, ancak bunlar genellikle vücut için rahatsız edici tasarıma sahiptir [102]. 3B baskı, hastaya özgü ve kendi gereksinimlerine uygun bir tasarımla maliyet ve kişiselleştirme konularının da kolaylık sağlamıştır [103]. Özel tıbbi implantların örnekleri arasında dental, spinal ve kalça implantları bulunur [104,105].

Biyomedikal alanda ise ilerleyen yıllarda daha da artacak olan pazar payı ile tıp alanında kişiye özel üretim sayesinde 3B baskı ürünlerinin hem prototip hemde nihai ürün olarak kullanımının olması beklenmektedir. Tercih edilme sebepleri arasında ise kişiye özel ve küçük hacimli üretim ile 3B Baskı teknolojisi büyük bir güce sahiptir. İmplantların tam bir hassasiyetle ve kısa zamanda üretilmesi büyük bir avantaj sağlamaktadır [106,107]. Her bireyin anatomik olarak farklı olması canlılar için standart bir ürün kavramının olmamasına sebebiyet vermektedir. Girişim gerektiren tıbbi olay ve vaka da kişiye özel üretim gerektirdiğinden 3B Baskı teknolojisi hem cerrah hemde hasta için istenilen tüm gereklilikleri karşılar ve yaşam kalitesini artırır. Pazara çıkış sürelerini azaltarak, ürün kalitesini artırmak ve maliyeti azaltmak için her ölçekteki firmalar, hızlı ürün geliştirmek için ana araç olarak katmanlı imalata yönelmektedir [108]. Bugün birçok kişiye özel protezler ve milyonlarca diş implantı 3B baskı teknolojisi ile üretilmektedir. Bu yöntem ile çok karmaşık geometriler, tıpta genel ve kişiye özel amaçlar için implantlar üretilir [109]. Halen, 3B baskı teknolojisinin araştırılmasında bir dizi sağlık uygulamasına odaklanan yoğun bir hedefi bulunmaktadır. Bu hedefler arasında biyomühendisler tarafından yapılmış kan damarları [110,111] biyomedikal malzemeler, diş ve ortopedik cerrahi için aletler [112,115] bulunmaktadır. Tıpta, 3B baskı ve biyoplastikler cerrahi planlamada, anatomik ve cerrahi modellerin oluşturulmasında, yapay ve protez cihazların, özel ilaç tedavilerinin, biyo ve tıbbi implantların ve hatta insan doku ve organlarının üretilmesinde kullanılmaktadır.

3. KATMANLI İMALAT TEKNOLOJİSİNDE TIBBİ İMPLANT ÜRETİMİ

3.1 Titanyum ve Titanyum Alaşımları

Titanyum, 1791 yılında bir maden bilimci olan Gregor tarafından keşfedilmiş ve 1795 yılında Alman kimyacı Klaproth tarafından isimlendirilmiştir. Nilson ve Petterson, saf olmayan titanyumu 1887 yılında üretmiş ancak % 99 saflıktaki metali 1919 yılında Hunter, çelik pota içinde $TiCl_4$ ve sodyum ile birlikte elde etmiştir. Doğada daima diğer elementler ile bağlı bir şekilde bulunan titanyum elementi, yeryüzünde en çok bulunan dokuzuncu elementtir ve en bol bulunan yedinci metaldir. En önemli mineral kaynakları ilmenit ($FeTiO_3$) ve rutil (TiO_2)'dir [116]. İmplant üretimi için titanyumun kullanımı 1930'ların öncesine dayanmaktadır. Titanyumun hafifliği ($4,5 \text{ gr/cm}^3$), iyi mekanik ve kimyasal özelliklere sahip olması implant uygulamaları için en dikkat çekici özellikleridir.

Titanyum ve alaşımları, yüksek mukavemet/ağırlık (spesifik mukavemet) oranı ve mükemmel korozyon direnci gibi üstün özellikleri nedeniyle havacılık, biyomedikal, petrokimya, kişisel ürün ve otomotiv endüstrileri gibi çeşitli alanlarda kullanılmaktadır. Yüksek sıcaklıklarda yüksek spesifik mukavemet titanyumun vazgeçilmez bir havacılık malzemesi olarak tercih edilmesine sebep olur. Günümüzde, biyomedikal endüstrisinde titanyum alaşımlarının yaygın kullanımı için aşağıdaki faydalar önemlidir [117].

- Yüksek spesifik mukavemet,
- Biyoyumluluğu yüksek,
- İnert özellikte,
- Kemiğe yakın elastisite modülüne sahip,
- Elektrokimyasal oksidasyonuna katkıda bulunan düşük bir elektrik iletkenliğine sahip olduğu için ince bir pasif oksit tabakası oluşmasına yardımcı,
- Korozyona karşı yüksek dirençli (oksit tabaka),
- Sulu ortamlarda düşük reaktiviteye sahip,
- Hasarlı sert dokunun yerini alacak biyomedikal implant cihazlarında kullanılabilir olması titanyumu biyomedikal alanında tercih edilmesine neden olmuştur [118-121].

Titanyum alaşımları için en yaygın kullanılan diğer bir alan ise biyomedikal sektördür. Titanyum yüksek korozyon direncine, kemiğe yakın mekanik özelliklere ve vücut ortamında iyi biyouyumluluğa sahip olduğundan, vücudun sert dokuları yapay titanyum implantlarla değiştirilebilir. Bu nedenle kalça eklemlerinde, dişlerde, dizlerde, omurgada, yapay damar stentlerinde, vida şeklindeki kemik tespit cihazlarında vb. kullanılır [122].

3.1.1 Titanyumun Özellikleri ve Fiziksel Metalurjisi

Tablo 3.1'de, titanyum ve titanyum alaşımlarının ve Fe, Ni ve Al gibi diğer metallerin bazı fiziksel ve mekanik özellikleri sunulmaktadır.

Tablo 3.1 Bazı diğer metalik malzemelere kıyasla titanyum ve alaşımlarının bazı temel özellikleri [123].

Özellik	Ti	Fe	Ni	Al
Erime Sıcaklığı (°C)	1670	1538	1455	660
Allotropik Geçiş (°C)	882	912	-	-
Kristal Yapı	sph→hmk	hmk→ymk	ymk	ymk
Oda Sıcaklığındaki E (GPa)	115	215	200	72
Akma Gerilmesi (MPa)	1000	1000	1000	500
Yoğunluk (g/cm ³)	4,5	7,9	8,9	2,7

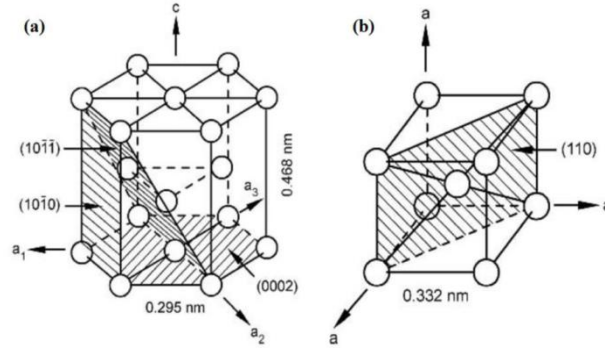
Titanyum diğer metaller arasında göreceli olarak daha yüksek bir mukavemet gösterse de, fiyatı Kroll işlemi olarak adlandırılan pahalı üretim yöntemi nedeniyle nispeten yüksektir. Titanyumun yüksek fiyatı temel olarak oksijenin yüksek reaktivitesi ile ilgilidir.

Titanyumun yüksek oksijen aktivitesine bağlı olarak, oksijen difüzyonunu önlemek için üretim sürecinde vakum veya soygaz atmosferi kullanılması gerekir. Tersine, yüksek oksijen reaktivitesi, titanyum havaya maruz kaldığında yüzey boyunca hemen oksit

tabakası oluşumuna yol açar. Bu ince yüzey oksit tabakası, çeşitli uygulamalarda istenen mükemmel korozyon direnci sağlar [124].

Saf titanyumun sıcaklığını 882 °C'nin üzerine çıkarıldığında, oda sıcaklığında stabil olan sıkı paket hegzagonal (SPH) α fazından, allotropik faz dönüşümüne maruz kalır. SPH (Sıkı Paket Hegzagonal) α ve HMK (Hacim Mekezli Kübik) β fazlarının şematik birim hücresi, kafes sabitleri ile birlikte Şekil 3.1'de verilmiştir. HMK α faz birim hücresi, $a = 0.295\text{nm}$ ve $c = 0.468\text{nm}$ kafes parametrelerine sahipken, HMK β fazı 900 °C'de $= 0.0332\text{nm}$ 'dir. α fazı, 3 kayma sistemine sahiptir ve dolayısıyla 12 kayma sistemine sahip β faza kıyasla daha az sünekler. β fazı, kayma sistemleri üzerinde daha kolay kayma ve YMK kristalinde daha yüksek atom yoğunluğunun bir sonucu olarak α 'dan daha plastik olarak deforme olabilir ve daha sünekler [125].

Titanyumun oda sıcaklığındaki α -fazı adı verilen SPH yapısı, 882 °C'de β -fazı adı verilen HMK yapıya dönüşür.

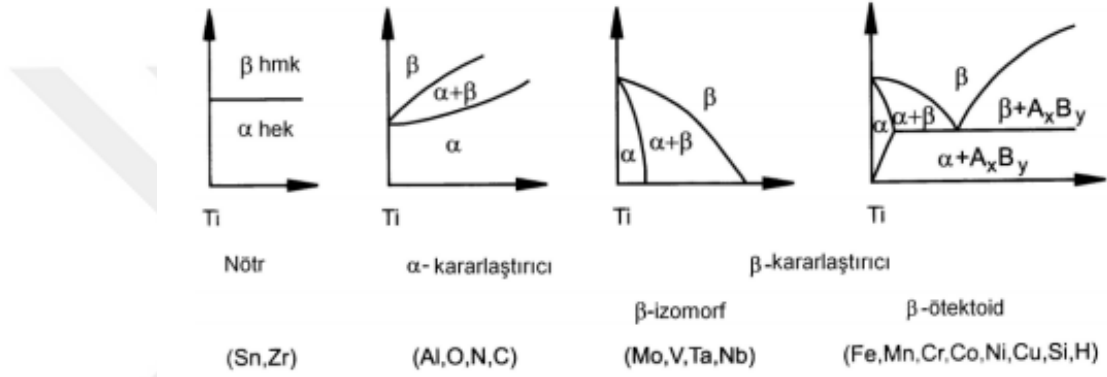


Şekil 3.1 (a) α fazı birim hücre (b) β fazı birim hücre [126].

Saf titanyum için 882 °C'de allotropik dönüşüm sıcaklığında element miktarına bağlı olarak değişir. Çeşitli elementlerin α - β geçiş sıcaklığı üzerindeki etkisi, Şekil 3.2'de verilen şematik fazlarda gösterilmiştir. Alüminyum, hem α hem de β fazlarında yüksek çözünürlüğü nedeniyle en yaygın kullanılan ilave alaşım elementidir. B, Ge, Ga ve nadir toprak elementleri gibi diğer alaşım elementleri β geçiş sıcaklığını Al gibi yükseltir; Bununla birlikte, titanyumdaki katı çözünürlükleri Al'e kıyasla çok daha düşüktür. Azot, karbon ve oksijen α faz stabilizatörleridir.

Özellikle oksijen önemli bir α fazı stabilize edici etkiye sahiptir, oysa oksijen içeriği gevrekleşme riskini büyük ölçüde artırır ve sünekliği azaltır [127]. Yalnızca hidrojen,

interstisyel elemanlar arasında β faz dengeleyici etkiye sahiptir, böylece α - β geçiş sıcaklığını düşürür. V, Nb, Mo, Fe, Cr ve Si elementleri en yaygın kullanılan β stabilizatör ilave elementleridir. Bu elementlerin uygun miktarlarda alaşımı oda sıcaklığında titanyumu stabil (denge) hale getirmek için yeterlidir. Zr, Hf ve Sn, dengeleyici etkisi olmayan alaşım elementleri grubudur. Özellikle Sn, α geçiş sıcaklığı üzerinde bir etkisi olmasa bile, birçok ticari uygulamada α faz stabilize edici element olarak kabul edilir [128, 129].



α ve yakın α alaşımları düşük sıcaklıklarda kararlıdır. Artan miktarda β stabilize edici elementlerle, faz oda sıcaklığında daha kararlı hale gelir. $\alpha + \beta$ alaşımlarında, mikro yapıda az miktarda β fazı ile birlikte ağırlıklı olarak bulunan α fazıdır [131].

3.1.2 Titanyumun Biyouyumluluğu

Titanyum, ilk kez diş hekimliğinde kullanıldıktan sonra 1950'lerde ameliyatlarda kullanılmaya başlanmıştır. Artık protez, implant ve iç gövde cihazları için tercih edilen bir malzemedir. Titanyum ve alaşımları biyomedikal implant alanında hemen hemen her uygulamada kullanılır. Nöroşirurji (sinir cerrahisi) alanında kullanılan spinal füzyon kafesleri, kemikiçi iletim cihazları, yapay göz implantları, kalp pilleri, ayak implantları ve omuz/dirsek/kalça/diz protezlerinde kullanılır. Titanyum vücutta sıklıkla kullanılmasının ana nedeni; titanyumun biyouyumluluğundan ve yüzey modifikasyonu ile biyoaktif yüzeyinden kaynaklanmaktadır. Biyouyumluluğu etkileyen

yüzey özellikleri yüzey dokusu, bağlanma yerleri ve hidrofobiklidir (ıslatma). Bu özellikler ideal bir hücrel tepki oluşturmak için optimize edilmiştir. Bazı tıbbi implantların yanı sıra cerrahi aletlerin parçalarında titanyum nitrür (TiN) ile kaplanmıştır.

İmplantlarda, yüzey özelliklerini “osseointegrasyon” terimi belirler. Biyomalzemelerin yüzey özellikleri malzemeye hücrel tepkilerinin (hücreye yapışması ve çoğalması) belirlenmesinde önemli rol oynar. Titanyumun mikroyapısı ve yüksek yüzey enerjisi, osseointegrasyon sürecine yardımcı olur [132]. Katı haldeki titanyum oksidasyona girerek daha iyi bir indirgeyici malzeme olur. Titanyum ve alaşımları, vücut sıvılarından biyolojik olmayan sıvıların, osseointegrasyon kapasitesi yüksek yorulma direnci ve korozyona karşı gösterdiği direnç nedeniyle en iyi biyoyumlu metal olarak kabul edilir. Islatma, yüzey pürüzlülüğü parametresinin bir fonksiyonu olarak oluşur [133]. Islanmanın artırılmasıyla implantlar, hücrenin bir implant yüzeyine daha kolay bağlanmasını sağlayarak osseointegrasyon için gereken zamanı azaltabilir [133]. Titanyumun ıslanması; sıcaklık, zaman ve basınç gibi işlem parametrelerinin optimize edilmesiyle değiştirilebilir. Ağırlıklı olarak TiO₂'den oluşan stabil oksit katmanlarına sahip titanyum, implantın fizyolojik sıvı ile temas halinde ıslanmasına yol açar [134]. Titanyumun oksit filminin mekanik aşınması, korozyon oranının artmasına neden olur [134].

Titanyum ve alaşımlarının ağır çevresel ortamlarda dayanabilme yeteneği, doğal olarak oksijen varlığında oluşturulan koruyucu oksit filminin bir sonucudur. Oksit film, metalin çevresi ile reaksiyonunu kimyasal olarak önler. Titanyum doğal olarak pasifleşerek, vücut ortamında maruz kalma süresinin bir fonksiyonu olarak heterojen hale gelen ve polarize olan bir oksit tabakası oluşturur [135]. Bu, zaman içinde hidroksil gruplarının, lipoproteinlerin ve glikoproteinlerin adsorpsiyonunun artmasına neden olur [136]. Bu bileşiklerin adsorpsiyonu, malzemenin vücutla etkileşimini değiştirir ve biyoyumluluğunu arttırabilir. Ti-Zr ve Ti-Nb gibi titanyum alaşımlarında, korozyon nedeniyle serbest kalan zirkonyum ve niobyum iyonları vücut içine salınmaz [137]. Pasif katmandaki alaşım demetleri, korozyondan önce dökme metalin orjinal alaşım bileşimine bağlı olarak bir dereceye kadar biyoyumluluk ve korozyon direnci sağlamaktadır. İmplant arayüzündeki hücreler yabancı cisimlere karşı oldukça hassastır. İmplantlar vücuda yerleştirildiğinde hücrelerde kapsüllenmeye yol açar ve implante edilen yüzeyde cihazın çalışmasını bozabilecek duruma gelir [138]. Biyoaktif bir yüzey ideal hücre tepkisi, biyomalzeme stabilizasyonu ve entegrasyonu ile yüzeydeki potansiyel bakteri enfeksiyon alanlarının azaltılması ile karakterize edilir.

3.1.3 Titanyumun Isıl İşlemi

Titanyum ve alaşımlarına uygulanan ısıl işlem sürecinin nedenleri 3 ana başlık altında sınırlandırılabilir;

1. Üretim sırasındaki artık iç gerilmelerin önlenmesi (Gerilim giderme),
2. Süneklilik, boyutsal ve yapısal stabilite ve önemli parametrelerin (tavlama gibi) talaş kaldırma optimizasyonu için uygunluğu.
3. Mukavemeti arttırmak (Çözeltiye alma ve yaşlandırma).

Su verme, çözeltiye alma ve yaşlandırma işlemleri malzemenin mekanik özelliklerini iyileştirmek için kullanılan proseslerdir. Tavlama ve gerilim giderme işlemleri; malzemenin aşındırıcı ortamlara direncini arttırmak, çarpılmaları önlemek ve ön şekillendirmeyi kolaylaştırmak için malzemeye uygulanabilir [139]. Titanyum ve alaşımlarına uygulanan gerilim giderme tavlaması, malzemenin mukavemeti veya sünekliliği üzerinde olumsuz bir etkiye sahip değildir. Gerilim giderme işlemi, dövme işleminde parçanın asimetrik şekillenmesinden veya döküm ve kaynaklı üretimden sonra parçanın soğutulmasından kaynaklanan iç gerilmeleri azaltmak için uygulanır [139]. Titanyum ve alaşımları, yüksek sıcaklıklarda boyutsal ve yapısal stabilite sağlamak için yeterli kırılma tokluğuna, oda sıcaklığında maksimum sünekliliğe ve dayanıma sahiptir [140]. Yüksek mukavemet ve süneklilik sağlamak için birçok titanyum alaşımına ısıl işlem uygulanabilir. Bu ikili kombinasyon özelliği genellikle çözeltiye alma, su verme ve yaşlandırma işlemleriyle sağlanır [140].

3.2 Titanyum Alaşımları

α ve yakın alfa alaşımları, $\alpha + \beta$ alaşımları, β ve yakın β alaşımları gibi farklı özelliklere sahip alaşım elementlerinin içeriğine ve tipine göre sınıflandırılmış çeşitli titanyum alaşım sınıfları vardır [141].

3.2.1 α ve yakın α alaşımları

Ticari olarak saf titanyum (CP-Ti) ve bir α fazı dengeleyici element ile alaşımlı titanyum bu kategoriye girer. Düşük sıcaklıklarda, % 100 SPH titanyum, yaklaşık α alaşımı olarak sınıflandırılır. İlave alaşım elementleri (Al, Sn) ve arayer elementleri (N, C, O) hem SPH α fazında çözünür. Ti-3Al-2.5V, Ti-5Al-2.5Sn, Ti-8Al-1Mo-1V, Ti-

6Al-2Sn-4Zr-2Mo gibi α titanyum alařımları, yüksek sűrűnme direncinin gerekli olduęu çeřitli alanlarda yaygın olarak kullanılmaktadır. Bu tűr alařımların özellikleri bir ısıl iřleme deęiřtirilemez ve bu nedenle Ti-6Al-4V alařımı gibi $\alpha + \beta$ alařımlarına kıyasla daha yüksek sıcaklıklarda kullanılır. Bu tűr alařımlarda sadece %100 β faz alanının hemen altında bulunan ozelti tavlama iřlemlerinden yararlanılabilir. Dięer titanyum alařımlarına göre műkemmekorozyon direncine ve iyi kaynaklanabilirlięe sahiptirler. Ti-0.3Mo-0.8Ni gibi bazı α alařımları, sűrűnme direncini arttırmak için β faz stabilizatörleri ve az miktarda Si içerirler [142, 143, 144]. α fazının mekanik özellikleri, içindeki alűminyumun ozűlmesiyle bűyűk lde arttırılabilir. Al, altıgen Ti_3Al fazının oluřumunu saęlayarak titanyumun mukavemetini arttırma mekanizması űzerinde önemli bir etkiye sahiptir.

3.2.2 $\alpha + \beta$ alaşımları

Bu kategoriye ait alaşımlar, hem α hem de β stabilizatör elemanlarını birlikte içerir. Genel bir terim olarak, α ve β faz oluşumlarını bir araya getirmek için Al, V ve Mo gibi bir veya iki β stabilizatör ilave elementi bir araya getirir. Aynı űekilde, titanyum endűstrisi için önemli bir alaşım olan Ti-6Al-4V alaşımı da bu gruptadır. α alaşımından yűksek mukavemet veya β alaşımından daha iyi sűrűnme direnci gerektiğinde, α ve β fazlarını bir arada bulunduğu alaşımlar kullanılır. Bir $\alpha + \beta$ alaşımı ısıl işleme tabi tutulabilir ve ısıl işlem kabiliyeti artan β ilave elementlerin içeriği ile daha kolay artar. Geçiř sıcaklığının altında ozeltiye alma en yaygın űekilde yapılan ısıl işlemdir. $\alpha + \beta$ alaşımının alaşım elementlerinin miktarı ve tipi sertleşebilirlik, sağlamlık ve plastik deformasyon kabiliyeti gibi çeşitli özellikler űzerinde gűlű etkiye sahiptir. $\alpha + \beta$ alaşımlarının özellikleri űekil 2.6'da gösterilmiştir. Ti-6Al-4V alaşımları, α alaşımları ve β alaşımlarının özellik kombinasyonuna sahip olduklarından endűstride ve akademik araştırmalardaki çeşitli çalışmalarda yaygın olarak kullanılan bir alaşımdır. $\alpha + \beta$ alaşımları Ti-6Al-4V, Ti-6Al-7Nb, Ti-6Al-6V-2Sn, Ti-8Mn, Ti-7Al-4Mo, Ti-3Al-2.5V, Ti-6Al-2Sn-4Zr-6Mo gibi alaşımları içerir [145, 148].

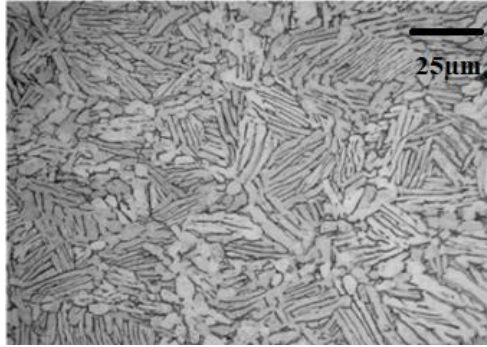
3.2.3 β alaşımları

Titanyum alařımı β fazında, martenzite dnűřmeden %100 β faz alanından su verme iřlemi űzerine kaldıęında β alařımı olarak kabul edilir. Yeterli miktarda β stabilizatör elemanı içeren alařım, ısıl iřlemden sonra 1400 MPa'ya kadar yűksek bir mukavemete sahip olur. Bu alařım tűrleri daha kolay ısıl iřlem görmektedir ve bu nedenle mekanik özellikleri geniř bir aralıktaki deęiřebilir. Oda sıcaklıęında mukavemeti dięer titanyum

alaşımından önemli ölçüde yüksektir. Diğer titanyum alaşımlarının yanı sıra HMK β fazının varlığından dolayı iyi biçimlendirme kabiliyeti, β alaşımlarının daha kolay soğuk haddelenmesine neden olur. Bununla birlikte β alaşımları kaynak yapılamaz ve sürünme direnci α alaşımlarına göre daha düşüktür [147, 149]. Al alaşımları, Ti-10V-2Fe-3Al, Ti-15V-3Cr-3Al-3Sn, Ti-8Mo-8V-2Fe-3Al-3Sn, Ti-15Mo-2.7Nb-3Al-0.2Si, Ti-3Al-8V-6Cr-4Mo-4Zr gibi alaşımları içerir [149].

3.3 Ti-6Al-4V Alaşımı

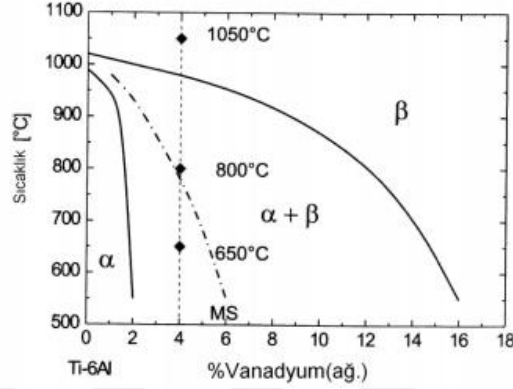
Ti-6Al-4V alaşımı, α fazı dengeleyici olarak ağırlıkça % 6 alüminyum ve β faz dengeleyici olarak ağırlıkça % 4 vanadyum içeren bir $\alpha + \beta$ alaşımıdır. Ağırlıkça yaklaşık % 90 SPH α fazı, oda sıcaklığında ağırlıkça %10 β fazı ile birlikte kararlıdır. Yüksek sıcaklıklarda β faz bölgesinden yavaş soğutma durumunda yarı kararlı HMK β fazı oluşur [150]. Ti-6Al-4V alaşımının β geçiş sıcaklığı arayer elementlerinin ilavesiyle değiştirilebilir, ancak α ve β fazların % 100 β sistemine dönüşüm sıcaklığı yaklaşık 995 ± 20 ° C'dir [8]. Alaşım, geçiş sıcaklığının yukarisından çok yavaş bir şekilde soğutulduğunda, β fazı temel olarak küresel α 'ya dönüşür. Daha yüksek soğutma oranları için, Şekil 3.3'de gösterilen bir döküm mikro yapısı olan bir Widmanstätten'de β tane sınırlarına asiküler α (α') plakaları ortaya çıkmıştır [151].



Şekil 3.3 Widmanstätten yapısını gösteren optik mikroskopta beyaz renkli β fazı ve siyah renk ise α fazının olduğu bir döküm yapısı [151].

α plakalarının primer (birincil) β tanelere çekirdeklenme oranı artan soğutma hızı ile artarken, α plakalarının genişliği ve uzunluğu esas olarak soğutma işlemi tarafından belirlenir [152]. Ayrıca, tüm β bölgesinden su verme işleminden sonra, Ti-6Al-4V alaşımı Ms'den (martensite-start) geçtiğinde, β 'den α 'ya dönüşüm fazı (HMK martenzit) gözlenmektedir. Titanyumdaki martenzit, altıgen martenzit (α') ve ortombromik martenzit (α'' fazı) olmak üzere iki şekilde bulunur. α'/α'' fazının miktarı esas olarak alaşımdaki β stabilizatör elemanlarının kimyasal bileşimine bağlıdır. % 100 β faz

alanından su verme sonrasında daha sünek α " martenzit, ağırlıkça \geq %10 vanadyum bulunan veya hidrojen ilave edilen bir durumda oluşturulabilir [153]. Farklı sıcaklıklardan su verme işleminde Ti-6Al-4V alaşımının faz bileşenlerinin şematik gösterimi Şekil 3.4'de gösterilmektedir.



Şekil 3.4 Su verme işleminde Ti-6Al-4V alaşımının faz bileşenleri [150, 153].

Mekanik özellikleri ile Ti-6Al-4V alaşımının mikro yapısı arasındaki ilişki Lütjering tarafından çalışılmıştır [154]. Çalışmaya göre, α plakalarının tane boyutu, Ti-6Al-4V alaşımındaki mekanik özellikleri etkileyen en önemli mikroyapısal parametredir. α tane boyutundaki küçülme ile, düşük çevrim yorulma (LCF) kuvvetini belirleyen akma dayanımı, süneklik ve çatlak yayılma direnci gibi mekanik özellikler artırılır. Sadece tane boyutu azaldıkça kırılma tokluğu ve makro çatlak yayılma direnci azalır. Bu nedenle, tane boyutu çeşitli uygulamalarda kullanılan Ti-6Al-4V'nin mekanik özelliklerini belirlemek için çok önemlidir. α tane boyutu büyüklüğü temel olarak tüm faz alanlarından gelen soğutma hızına, imalat işlemi ve imalat sonrası ısıl işleme belirlenen son mikro yapıya bağlıdır [154].

Havacılık ve biyomedikal endüstrilerinde yaygın olarak kullanılan malzeme olan Ti-6Al-4V alaşımı, döküm ve dövme koşullarında çeşitli şekillerde kullanılabilir. Geleneksel olarak, Ti-6Al-4V bileşenleri işlenmiş veya ürünlerinin sıcak işlenmesiyle üretilir. Mekanik özellikleri belirleyen son mikro yapı temel olarak sıcaklık, şekil değiştirme ve deformasyon hızından etkilenir. Bu gibi durumlarda, mekanik özellikler temel olarak yüksek sıcaklıktaki deformasyon sırasında tanımlanmaktadır. Bununla birlikte, Ti-6Al-4V alaşımı, çelik ve alüminyum alaşımlarına göre daha sert ve plastik deformasyona uğradıkları bilinmektedir. Gözenekli kalça ve eklem diskleri gibi karmaşık ve kompleks parçaların geleneksel bir yöntemle üretilmesi istendiğinde önemli işleme prosesi ve iş gücü gereklidir [155].

Günümüzün işlem teknolojisinde, karmaşık Ti-6Al-4V parçalarının üretilmesi için daha kolay ve uygun maliyetli bir yöntem talebi bulunmaktadır [155]. Katmanlı imalat adı verilen popüler tekniklerden biri çoğunlukla ara işlem adımlarını (deformasyon, işleme, kaynak vb.) ortadan kaldırır ve kalıp ihtiyacını ve üretim süresini önemli ölçüde azaltır. Kimyasal bileşim döküm, dövme ve katmanlı imalat ile üretilen Ti-6Al-4V alaşımlarının mekanik özellikleri yaklaşık olarak aynıdır; ancak, Tablo 3.2 ve 3.3’de sunulan ASTM standartlarında az bir fark gözlemlenebilir [156].

Tablo 3.2 ASTM standartlarına uygun döküm, dövme ve Kİ Ti-6Al-4V bileşimleri [157].

Element	Kimyasal kompozisyon (ağ. %)		
	ASTM F1108-14 (döküm)	ASTM F136-13 (dövme)	ASTM F2924-14 (Kİ)
Al	5.50-6.75	5.50-6.50	5.50-6.75
V	3.50-4.50	3.50-4.50	3.50-4.50
Fe	0.30 mak.	0.25 mak.	0.30 mak.
O	0.20 mak.	0.13 mak.	0.20 mak.
C	0.10 mak.	0.08 mak.	0.08 mak.
N	0.05 mak.	0.05 mak.	0.05 mak.
H	0.015 mak.	0.015 mak.	0.015 mak.
Titanyum	0.015 mak.	dengede	dengede

Tablo 3.3 Döküm, dövme ve Kİ ile üretilen Ti-6Al-4V alaşımının minimum çekme değerleri [158].

Standartlar	Akma Muk. (MPa)	Gerilme Muk. (MPa)	% Uzama	% Taradığı alan (reduction of area)
ASTM F1108-14	758	860	8	14
ASTM F136-13	795	860	10	25
ASTM F2924-14	825	895	10	15

3.4 Yüzey Pürüzlülüğü

Yüzey pürüzlülüğü, malzemelerin işlevsellik kabiliyetini etkileyen bir parametredir ve etkili olan hassas bir kalite kriteridir. Bu kriterin uygun değerler arasında sağlanması ile biyomalzeme sektöründe kullanılacak malzemelerin korozyon dayanımını artırır. Ra (yüzey pürüzlülüğü), en çok kullanılan yüzey pürüzlülük ölçme parametresidir ve aynı zamanda malzemenin merkezinden yukarı doğru oluşan dalgalanmaların aritmetik ortalamasıdır [159]. Katmanlı imalat yönteminde ise iyi bir yüzey kalitesi için lazer gücü, lazer ışını, tarama hızı, tarama mesafesi, katman kalınlığı, tarama stratejisi gibi giriş parametrelerinin iyi bilinmesi ve optimize edilmesi gerekmektedir [160,161,162,163].

Yüzey kalitesi üzerinde önemli etkenlerden biri de enerji seviyesidir. Ergitme sırasında tarama hızı aynı zamanda enerji seviyesi miktarına karar vermekte ve dolayısıyla parçanın yüzey kalitesine katkıda bulunmaktadır [164]. Daha düşük lazer gücü ve daha yüksek tarama hızı değerleri ile gözenekli bir yüzey elde edilmektedir [165]. Lazer gücünün de artırılması ile yüzey pürüzlülüğünde artış görülmektedir [166]. SLE işleminde tarama mesafesi, imal edilecek parçaların da yüzey pürüzlülüğünü etkilemektedir [164]. Tarama mesafesinin azaltılması ile oldukça dalgalı yüzeyden pürüzsüz bir yüzeye aşamalı geçiş oluşmaktadır [167].

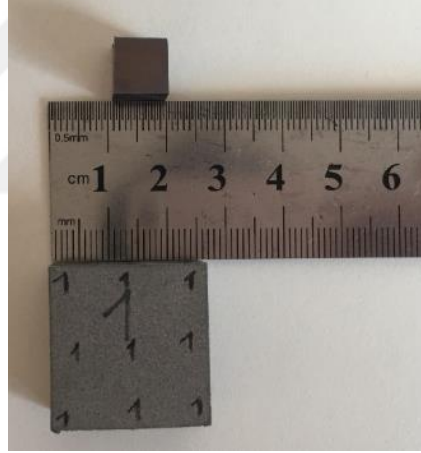
316L paslanmaz çelik ve Ti-6Al-4V tozları ile Lazer yeniden-ergitme stratejisi ile, hem yüksek tarama hızı (640mm/s) ve yüksek lazer gücünde (256W) hem de orta tarama hızı (320mm/s) ve orta lazer gücünde (128W) pürüzlülük değerlerinde %90 oranında gelişme olmuştur [168]. Bir başka çalışmada, lazer yeniden-ergitme ile bir kişisel diş protezi, %99'a kadar yoğunlukta yüksek dayanım ve yüzey kalitesi ile imal edilmiştir [169].

Yüzey kalitesini etkileyen bir başka faktör de imalat yönü'dür. İmalat yönü boyutsal hata ve yüzey pürüzlülüğü açısından parça kalitesi üzerinde önemli bir etkiye sahiptir. Hatalı parça yönü ve katman kalınlığı SLE parçalarında merdiven basamağı etkisine neden olur ve pürüzlü yüzey imalatına yol açar [164-169]. Yüzeyin pürüzlü olması, boyutsal hassasiyette azalma oluşturması sebebi ile parça kalitesinde düşüş meydana getirmektedir [170].

4. MATERYAL VE YÖNTEMLER

4.1 Materyal

Bu tez çalışmasında, EOS marka M280 model 3 boyutlu yazıcı kullanılarak Ti-6Al-4V alaşımı (Grade 5) toz malzemesi ile üretilen altlıklar kullanılmıştır. Şekil 4.1’de gösterilen 2,5 x 2,5x 2,5 cm³ boyutlarına sahip zigzag modeliyle üretilen kübik kesitli Ti-6Al-4V alaşımı numuneden 1x1x1 cm³ boyutlarında numuneler kesilmiştir. Bu numuneler “ATA Brillant 221” marka “E100” model hassas kesme cihazında 0,5 mm kalınlığında elmas kesici disk kullanılarak dakikada 0,7 mm/dk ilerleme hızında imalat yönüne paralel olacak şekilde kesilmiştir.



Şekil 4.1 Üretilen Ti-6Al-4V alaşımı küp numuneler.

Üretimde kullanılan Ti-6Al-4V (Ti64-grade 5) alaşım tozun boyut aralığı 10-40 µm olup ortalama toz boyutu (d50) 40 µm olarak belirlenmiştir (Tablo 4.1).

Kullanılan bu toz; yoğunluğu düşük, mekanik özellikleri, biyouyumluluğu ve korozyon direnci oldukça iyi bir malzemedir. EOS Ti64 tozunun, en çok kullanıldığı alanlar;

- Yüksek mekanik özelliklerin ve düşük özgül ağırlığın bir kombinasyonunu gerektiren parçalarda,
- Uçak, uzay ve savunma sanayisinde,
- Biyomedikal implantlarda tercih edilmektedir [171].

Tablo 4.1 Deneyleerde kullanılan EOS Ti64 alaşım toz malzemenin zellikleri [171].

Parametre	zellik
Lazer ışın çapı	100-500 m
Tabaka kalınlığı	40 m
Lazer hızı	1200mm/s
Lazer gücü	150W
Tarama mesafesi	0,1mm
Enerji yoğunluğu	1,25 J/mm ²
Kullanılan inert gaz	Argon (Ar)
Kullanılan toz eşidi	Ti-6Al-4V (Ti64-Grade 5)
Standartlar	ISO 5832-3, ASTM F1472, ASTM F2924, ASTM F3302.

EOS M280 cihazı için lazer çapı 100 – 500 m arasında, toz tabaka kalınlığı 40m sabittir. Ti-6Al-4V tozunu M280 cihazı ile sinterlenmesi için EOS firması bazı işlem parametrelerini tavsiye etmektedir. Bu imalat işlem parametrelerinden, lazer gücü 150W, lazer hızı 1200 mm/s ve tarama mesafesi 0.1mm olarak verilmiş ve bu üç parametreye bağlı olarak elde edilen lazer enerji yoğunluğu 1.25 J/mm² olarak (4.1) eşitliğine göre hesaplanmıştır [172].

$$E = \frac{P}{v t h} \quad (4.1)$$

Burada P (W): lazer gücü,

V (mm/s): Lazer tarama hızı,

H (mm): Tarama mesafesini ifade etmektedir.

4.2 Numunelerin retimi

Austurya Leobden’de bulunan Montanuniversitaet Rittinger-Institut Mekanik Laboratuvarında Tablo 4.2’de verilen ‘EOS M280’ 3 boyutlu metal yazıcı özellikleri kullanarak, Ti-6Al-4V alaşımı numuneler üretilmiştir. EOS M280, metal sinterleme teknolojisi metal bileşenlerin imalatında kullanılan 3 boyutlu yazıcı sistemidir. Bu tip cihazlarda imalat teknolojisi; SLS (Selective Laser Sintering) veya SLM (Selective Laser Melting)’dir. Üretimde kullanılan M280 cihazı ise SLM esasında üretim yapan bir cihazdır. Bu cihazda önce CAD (Computer Aided Design) verileriyle üretilmek istenen parça cihaza gönderilir ve cihaz otomatik olarak tek parça halinde üretir. Bu

teknoloji, yoğun işçilik gerektiren, geleneksel imal yöntemlerine göre üretilmesi zor olan parçaların üretilmesini kolaylaştıran bir teknolojidir. Bu yöntem ile hızlı ve uygun maliyetli prototipler, motorlar, hidrolik uygulamalar ve yüksek kaliteli ürünler üretilir. Bu teknolojiye hafif metaller, paslanmaz çelik, titanyum ve titanyum alaşımları, krom-kobalt, inconel 625 ve çeşitli çelikler geniş bir yelpazede üretilmektedir.

Tablo 4.2 EOS M280 3 Boyutlu metal yazıcı makinesinin özellikleri [172].

Parametreler	Özellikler
Üretim platform ölçüleri (mm ³)	250x250x250
Katman kalınlığı	100 - 20 µm
Tarama hızı	7m/s'ye kadar
Tarama sistemi	3B, Ayarlanabilir netleme optiği; görüntü alanı boyutunun, çalışma mesafesinin ve spot boyutunun değiştirilmesi.
Makine ölçüleri (EXGXY)	3200x1070x2290
Lazer gücü	500W (1000-750w)
İnert gaz	Ar (Argon)
İnert gaz kapasitesi	<3.5L/dk
Software/ Yazılım	EOS M280-Magics RP
CAD arayüzü	STL
Operasyon Sistemi	Microsoft Windows XP

(STL*= “STereoLithography” şeklindedir ancak bazı kaynaklarda “Standard Triangle Language” veya “Standard Tessellation Language” olarak da geçer).

2,5x2,5x2,5cm³ boyutlarında üretilen küp numuneler zımparalama işleminden önce, kesme ve delme-klavuzlama ile dış açma aşamalarında kesme sıvısına maruz kalan numuneler etil alkol (C₂H₅OH) ile temizlenmiştir.

Numunelere standart metalografik yöntemler olan zımparalama ve parlatma işlemleri uygulanmıştır. Numuneler önce “ATA” marka “SAPHIR 550” model 500-800-1100 gritlik SiC zımparalar ile zımparalanmış ve bunu takiben OP-S (koloidal silika)→OP-S (%90 karışım) + %10-30 H₂O₂ (hidrojen peroksit) (%30) ile 5 dakika parlatılmıştır. Daha sonra kimyasal dağlama tekniklerinden biri olan Kroll reaktifi ile; 100ml su (H₂O), 1-3 ml hidroflorik asit (HF), 2-6ml nitrik asit (HNO₃) numuneler dağlanmış ve “Olympus” marka “DP-27” model optik mikroskop ile incelenmiştir. Detaylı yapısal inceleme ise “ZEISS” marka “GeminiSEM500” model Taramalı elektron mikroskobu (SEM) ile incelenmiştir.

4.3 Deneysel Yöntemler

Üretilen numunelerden kesilerek elde edilen 1cm³ boyutlarındaki küp şeklindeki numuneler kullanılarak deneysel çalışmalar yapılmıştır. Önce 3 grup numuneye sırasıyla; 935°C’de 30 dakika, 935°C’de 2 saat ve 1000°C’de 30 dakika ısıtım uygulanmıştır. Ayrıca Elektrokimyasal anotlama işleminde 3 numuneye anodizasyon uygulanmıştır. Anotlanan 2 adet numuneye ayrıca 500°C’de ısıtım uygulanmıştır. SBF deneyi ile bulk, ısıtım işlemli, anotlama ve anotlama+ısıtım işlem uygulanmış numunelere 3 hafta SBF biyoyuyumluluk testi uygulanmıştır. Daha sonra numunelere mekanik ve yapısal karakterizasyon işlemleri uygulanarak, araştırma bulguları ve tartışma bölümünde yorumlanmıştır.

4.3.1 Isıtım İşlem

Katmanlı imalat yöntemlerinden biri olan Toz yatak prosesi (Powder Bed Fusion-PBF) ile üretilen Ti-6Al-4V alaşımı numunelerde oluşan kalıntı gerilmeler ve kararsız mikroyapılar nedeniyle mekanik özellikler istenen seviyede elde edilememektedir. Bu nedenle bu alaşımlara ısıtım işlem uygulanması önerilmektedir [173]. Fakat, Yönlendirilmiş enerji biriktirme (Direct Energy Deposition-DED) yönteminde ısıtım olmadan da istenen mikroyapı ve mekanik özellikler elde edilebilmektedir. Bu tez çalışmasında da üretilen numunelere farklı sıcaklık ve sürelerde ısıtım işlem uygulanmıştır.

Deneysel çalışmalarda yapılan ısıl işlem süreçleri;

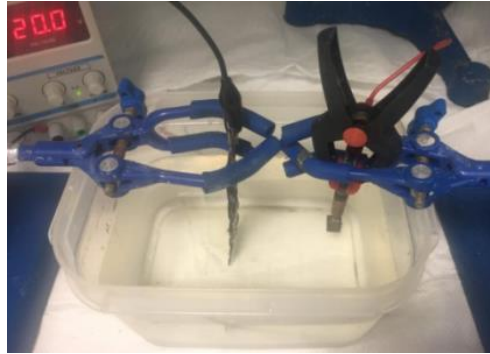
- 1.grup → ısıl işlemsiz/bulk malzeme.
- 2. grup → T=1000°C, t=30 dakika, havada soğutma.
- 3. grup → T=935°C, t=30 dakika, havada soğutma.
- 4. grup → T=935°C, t=2 saat, havada soğutma şeklindedir.

Isıl işlemler Austurya Leobden’de bulunan Montanuniversitaet Rittinger-Institut Mekanik Laboratuvarında bulunan “CARBOLİTE” marka fırında gerçekleştirilmiştir.

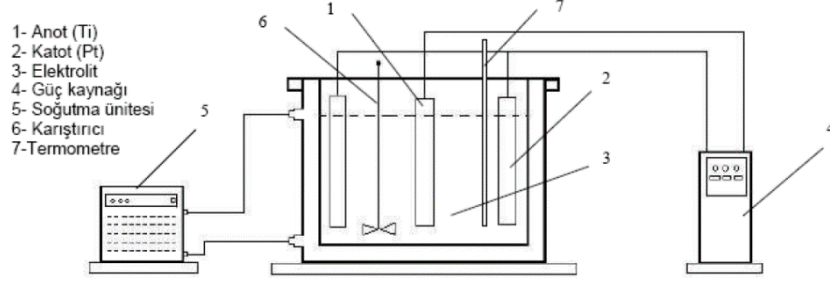
4.3.2 Anodizasyon İşlemi

Deney numunelerinin anotlama işlemi için 1 litre su (H₂O) ve 5 mililitre hidroflorik asit (HF) karışımından oluşan çözelti hazırlanmış ve manyetik karıştırıcı ile 10 dakika homojen olarak karıştırılmıştır. Daha sonra bir yüzeyinden delik açılan numune çözelti içerisine aparat yardımı ile anot olarak sabitlenmiş ve anot-katot uçları birbirine paralel olarak ve temas etmeyecek şekilde yerleştirildikten sonra güç kaynağı bağlanarak deney düzeneği oluşturulmuştur (Şekil 4.2).

Anot-katot arasındaki mesafe 5-6 cm olarak belirlenmiştir. Güç kaynağında kullanılan voltaj değeri 20 V olarak seçilmiştir ve yarım saat boyunca sabit amper’de (0,2 A) tutularak deney tamamlanmıştır. Deney sonrasında üzerine nanotüp kaplanmış numuneler saf suda yıkanarak karakterizasyon işlemlerine hazır hale getirilmiştir.



Şekil 4.2 Birbirine temas etmeyecek şekilde konumlanmış anot (sağ)-katot (sol) uçları.



Şekil 4.3 Anotlama sistemi [161].

Şekil 4.3’de şemada deneysel süreç tasvir edilmiştir. Burada kullanılan bütün düzenekler, Dokuz Eylül Üniversitesi (DEÜ)-EMUM (Elektronik Malzemeler Üretim ve Uygulama Merkezi) Karakterizasyon laboratuvarında bulunan cihazlar ile hazırlanmıştır.

Anotlama işlemi uygulanan numunelerin 2 tanesine 500°’de 2 saat’de atmosferik şartlarda ısıl işlem uygulanmıştır. Isıtma işlemi 2° C/dk olarak yapılmış ve işlem sonrası numuneler fırında soğutulmuştur.

4.3.3 Biyouyumluluk Testi/ SBF (Simulated Body Solution)

Yarı kararlı tampon çözelti olarak bilinen ve iyon konsantrasyonu bakımından, insan kan plazmasına eşdeğer kimyasal yapıda olan yapay beden sıvısı (YBS) ile ilgili farklı çalışmalar literatürde [162-163, 166, 167-170] bulunmaktadır. Taş [162] Kokubo’nun hazırlamış olduğu YBS’deki; HCO_3^- ve Cl^- değerlerinde değişiklik yaparak, kan plazmasındaki iyon konsantrasyonuna daha uygun YBS elde etmiştir. Pasinli vd., ise yeni bir yaklaşım ile kan plazmasında bulunan Cl^- iyonunu 103 mM değerinde gerçekleştirmiş ve hazırlanan YBS, tüm inorganik iyonlar yönünden de ilk defa kan plazması ile benzer bileşim göstermiştir [164]. CaP kaplama işlemi için hazırlanan YBS çözeltisinde kullanılan kimyasal reçete ve işlem süreci için patent alınmıştır [165]. Tablo 4.3’de insan kan plazması ve YBS’nin iyon konsantrasyonu görülmektedir.

Tablo 4.3 İnsan plazması ve YBS'nin iyon konsantrasyonu [162, 166, 170].

İyon	Kokubo (mM)	Taş (mM)	Lac-SBFxl (mM)	İnsan Plazması (mM)
Na	142.0	142.0	142.0	142.0
Cl ⁻	147.8	125.0	103.0	103.0
HCO ³⁻	4.2	27.0	27.0	27.0
K ⁺	5.0	5.0	5.0	5.0
Mg ²⁺	1.5	1.5	1.5	1.5
Ca ²⁺	2.5	2.5	2.5	2.5
HPO ₄ ²⁻	1.0	1.0	1.0	1.0
SO ₄ ²⁻	0.5	0.5	0.5	0.5

YBS; NaCl (sodyum klorür), NaHCO₃ (sodyum hidrokarbonat), KCl (potasyum klorür), Na₂HPO₄2H₂O (disodyumhidrojenfosfat), MgCl₂6H₂O (magnezyum klorür), Na₂SO₄ (sodyum sülfat), (CH₂OH)₃CNH₂ (hidroksimetilaminometan), CaCl₂H₂O (kalsiyum klorür) ve HCl (hidrojen klorür) kullanılarak hazırlanmıştır. Tablo 4.4'de [162] verilen kimyasal maddeler, verilen sırada ve birer birer beher içinde 175 ml diyonize suya katılarak çözülür.

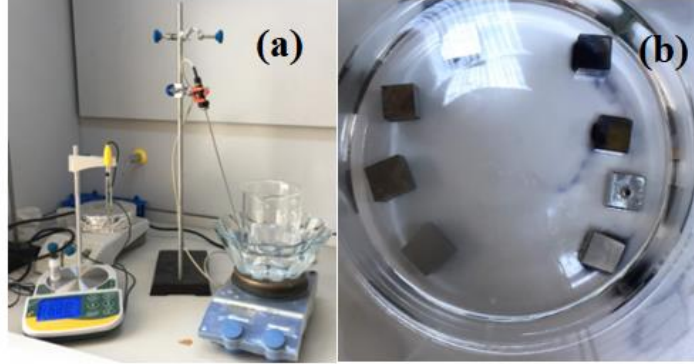
Tablo 4.4 YBS'nin kimyasal yapısı [162].

No	Kimyasal Madde	g/l
1	NaCl	6.547
2	NaHCO ₃	2.268
3	KCl	0.378
4	Na ₂ HPO ₄ 2H ₂ O	0.178
5	MgCl ₂ 6 H ₂ O	0.305
6	CaCl ₂ 2 H ₂ O	0.368
7	Na ₂ SO ₄	0.071
8	(CH ₂ OH) ₃ CNH ₂	6.057

Ancak yaklaşık 10 ml hazırlanan 1M HCl çözeltisinin 3.75 ml'si 6 no'lu madde katılmadan hemen önce çözeltiliye eklenir. Aksi halde çözeltilide bulanıklık oluşur. Geriye kalan HCl, titrasyon boyunca çözeltiliye katılır. 8 numaralı madde katıldıktan sonra çözeltili sıcaklığı ortam sıcaklığından vücut sıcaklığı olan 37°C'ye yükseltilir. Bu sıcaklıkta 4 M HCl ile pH=7.4 değerinde sabit tutulacak şekilde deiyonize su ile son hacim olan 1 litreye ulaşıncaya kadar seyreltme yapılarak YBS hazırlanmıştır (Şekil 4.4 (a)). Yapılan deney sonrasında numuneler ultrasonik banyoda sterilize edilmiştir. Etil

alkol/ etanol (C_2H_5OH) ve suyla (H_2O) oluşturulan bu banyo yüzeydeki partikülleri temizlemek için uygulanmıştır (Şekil 4.4 (b)).

Manisa Celal Bayar Üniversitesi Metalurji ve Malzeme Mühendisliği Biyomalzeme Laboratuvarında gerçekleşen deneyde, her bir numune 100 ml olacak şekilde kapalı kaplarda 21 gün boyunca etüve $37^{\circ}C$ 'de bekletilmiştir. Bu in-vitro analiz sonrası yüzeyde gözle görülür bir tabaka oluştuğu gözlemlenmiştir.



Şekil 4.4 (a) SBF deney düzeneği, (b) ultrasonik banyonda yüzeyi temizlenen numuneler.

4.4 Mekanik Karakterizasyon

4.4.1 Vickers Sertlik Testi (Vickers Hardness Test)

Austurya Leoben Montanuniversitaet Rittinger-Institut Mekanik Laboratuvarında bulunan “Emco Test” marka “M1C 010” model Vickers sertlik cihazı ile ölçümler yapılmıştır. Deneyler numunelerin parlatılmış yüzeyleri kullanılarak 40x büyütmede 50 gram (HV5) yük uygulanması ile gerçekleştirilmiştir. Yükün numune üzerinde kalma süresi yaklaşık 15 saniyedir.

4.4.2 Yüzey Topografyası (Yüzey Pürüzlülüğü)

Austurya Leoben'de bulunan Montanuniversitaet Rittinger-Institut Mekanik Laboratuvarında yapılan yüzey pürüzlülüğü ölçümleri “alicana” marka, “InfiniteFocusSL” model cihazda yapılmıştır. Ayrıca yüzey pürüzlülüğü değerleri ve görüntüleri 3D-Optik mikroskobuyla ölçülmüştür.

4.5 Yapısal Karakterizasyon

4.5.1 Optik Mikroskop

Austurya Leoben'de bulunan Montanuniversitaet Rittinger-Institut Mekanik Laboratuvarında yapılan çalışmalarda “Olympus” marka “DP-27” model optik mikroskop cihazı kullanılmıştır.

4.5.2 SEM (Taramalı Elektron Mikroskobu) Görüntüleri

Numunelerin yüzey morfolojileri Bartın Üniversitesi Merkezi Araştırma Laboratuvarı Uygulama ve Araştırma Merkezinde (BÜMLAB) bulunan, “TESCAN” marka “MAIA3 XMU” model ve Manisa Celal Bayar Üniversitesi-Deneysel Fen Bilimleri Uygulama ve Araştırma Merkezinde (DEFAM) bulunan, “ZEISS” marka “GeminiSEM500” model Taramalı elektron mikroskobu (SEM) ile incelenmiştir.

4.5.3 XRD (X-Işını Difraktometresi) Sonuçları

XRD (X-Işını Difraktometresi) numunelerin faz bileşenlerinin arasındaki farkı incelemek amaçlı uygulanmıştır. X-ışını difraksiyonu ölçümlerini Bartın Üniversitesi Merkezi Araştırma Laboratuvarı Uygulama ve Araştırma Merkezinde (BÜMLAB) bulunan, “RIGAKU” marka “SmartLab” model cihazı ile incelenmiştir. Hedef metali CuK α ile ışınlam sağlayan difraktometrenin tarama ölçümleri;

- 2θ tarama açısı 20° - 80° ,
- x-ışını jeneratörü 40kV'de tarama,
- tarama hızı $1^\circ\text{C} / \text{dk}$ 'da gerçekleştirilmiştir.

5. ARAŞTIRMA BULGULARI VE TARTIŞMA

5.1 Isıl İşlem Sonuçları

5.1.1 Vickers Sertlik

SLE yöntemi ile imal edilen parçalarda sertlik değeri diğer özelliklerde de olduğu gibi lazer gücü, tarama mesafesi ve tarama hızı ile kontrol edilebilmekte ve bağlı yoğunlukla doğru orantılı olmaktadır [171], lazer gücünü 195W'da sabitlenmiş ve bazı işlem parametrelerini (tarama mesafesi 0.05 mm, 0.075 mm, 0.1 mm; lazer tarama hızı 50 mm/s ve 100 mm/s) en iyi mekanik özellikler elde etmek için kombine edilmiştir. Parametrelerin kombinasyonu ile imal edilen modellerde en iyi sonuç (% 97.6 yoğunluk ve 515HV sertlik), tarama mesafesi 0.05 mm ve tarama hızı 50 mm/s seçildiğinde elde edilmiştir. Başka bir çalışmada lazer gücü 120W değerinde sabit iken tarama hızı değerlerinin 200, 400, 600, 800 mm/s olarak denenmesi sonucunda tarama hızı 200 mm/s değerinde imal edilen parçaların mikro sertliği 265 HV olarak elde edilmiştir. Bu değer in döküm ile imal edilen parçanın sertliğinden (220 HV) yüksek olduğu bildirilmiştir [172].

Laohaprapanon vd., [173], çalışmalarında, SLE ile 316L paslanmaz çeliğin işlenmesini araştırmışlardır. Deneylelerden, en iyi işlem şartları ile üretilen numunenin mekanik özelliği 220 ± 6 HV sertlik değeri ile gösterilmiştir. Bir başka çalışmada, en iyi parametrelerle inkonel-718 malzemeden imal edilen tam yoğunluktaki parçalarda, mikro sertlik ortalama değeri 395.8HV elde edilmiştir [174]. Literatür çalışmalarından da anlaşılacağı üzere SLE yönteminde işlem parametrelerinin en iyisini bulmaya yönelik deneyler ve testlerin yapıldığı çok sayıda çalışma bulunmaktadır.

Numunelerin her bir yüzeyinden 5'er adet sertlik değerleri ölçülmüştür (Tablo 5.1'de). Ölçülen bu değerlerin her bir yüzey için ayrı ayrı aritmetik ortalaması alınarak değerler elde edilmiştir. Elde edilen bu değerler daha sonra her bir numune için birer sertlik ölçüm değeri bulunmuştur.

Tablo 5.1 Her yüzey için Vickers sertlik değerleri.

Numuneler	Kenarlar			Sırasıyla Kenarların Sertlik Değerleri (kg/mm ²)			Ortalama Sertlik Değerleri (kg/mm ²)
	1.	2.	3.				
Isıl İşlemsiz/bulk	1.	2.	3.	357,2	344	346	349
(935°C 30 dk)	1.	2.	3.	278,5	276,2	286,2	280
(935°C 2 saat)	1.	2.	3.	302,8	304,8	304,6	304
(1000°C 30 dk)	1.	2.	3.	307	290,4	287	295

Bulk numunenin ilk yüzeyindeki sertlik değeri (357,2HV) diğer 2. ve 3. (344HV-346HV) yüzeylerine oranla sertliği değerleri daha fazladır. Bunun en temel sebeplerinden biri üretim sırasındaki yüksek sıcaklık gradyanları sonucunda ilk yüzeyinde porozite ve çekinti gibi malzeme hataların daha fazla olduğu şeklinde yorumlanabilir. 2.ve 3.yüzeylerdeki sertlik değerleri birbirine neredeyse aynı değer olması mikroyapı özelliklerinden de gözlemlendiği üzere birbirine benzer yüzey özelliklerine sahip olması olabilir.

1000°C 30dk'daki numune ısıtılmış numune ile karşılaştırıldığında sertliğinin yüksek oranda düşmüştür. Bununla birlikte, yüzeyler arasında da diğer numunelere ve yüzeylere oranla farkın çok olduğu bunun nedeninin yüksek ısıtılmış işlem sıcaklığında oluşan artık gerilmeler sertlik değerini olumsuz yönde etkilediği sonucuna varılabilir. 935°C 30 dk'deki numunenin her yüzeyindeki sertlik değeri daha aritmetik bir şekilde olduğu sayısal olarak söylenebilir. Buradan çıkan değer 935°C 2 saat ile karşılaştırıldığında ısıtılmış işlem süresi ile ciddi miktarda fark ettiği ve ısıtılmış işlem sürecinin artması ile sertliğindeki değerinin de arttığı gözlemlenmiştir.

Sertlik değerinin azalması malzemenin iç gerilmesinin azalmasına sebep olurken süneklik ile birlikte malzemenin mukavemetini de arttırmıştır. Bu durum aynı zamanda Ti-6Al-4V alaşımının faz yapısı ile de ilgilidir, yüksek sinterleme sıcaklıklarında $\alpha+\beta$ faz yapısından β faz yapısına geçiş olur. Titanyum'un α fazından β fazına geçiş sıcaklığı 883 °C'dir. Yüksek sıcaklıklarda $\alpha+\beta$ faz yapısından β faz yapısına geçiş olacaktır ve yapıda α fazı azalacaktır, α fazının mikrosertlik değeri β

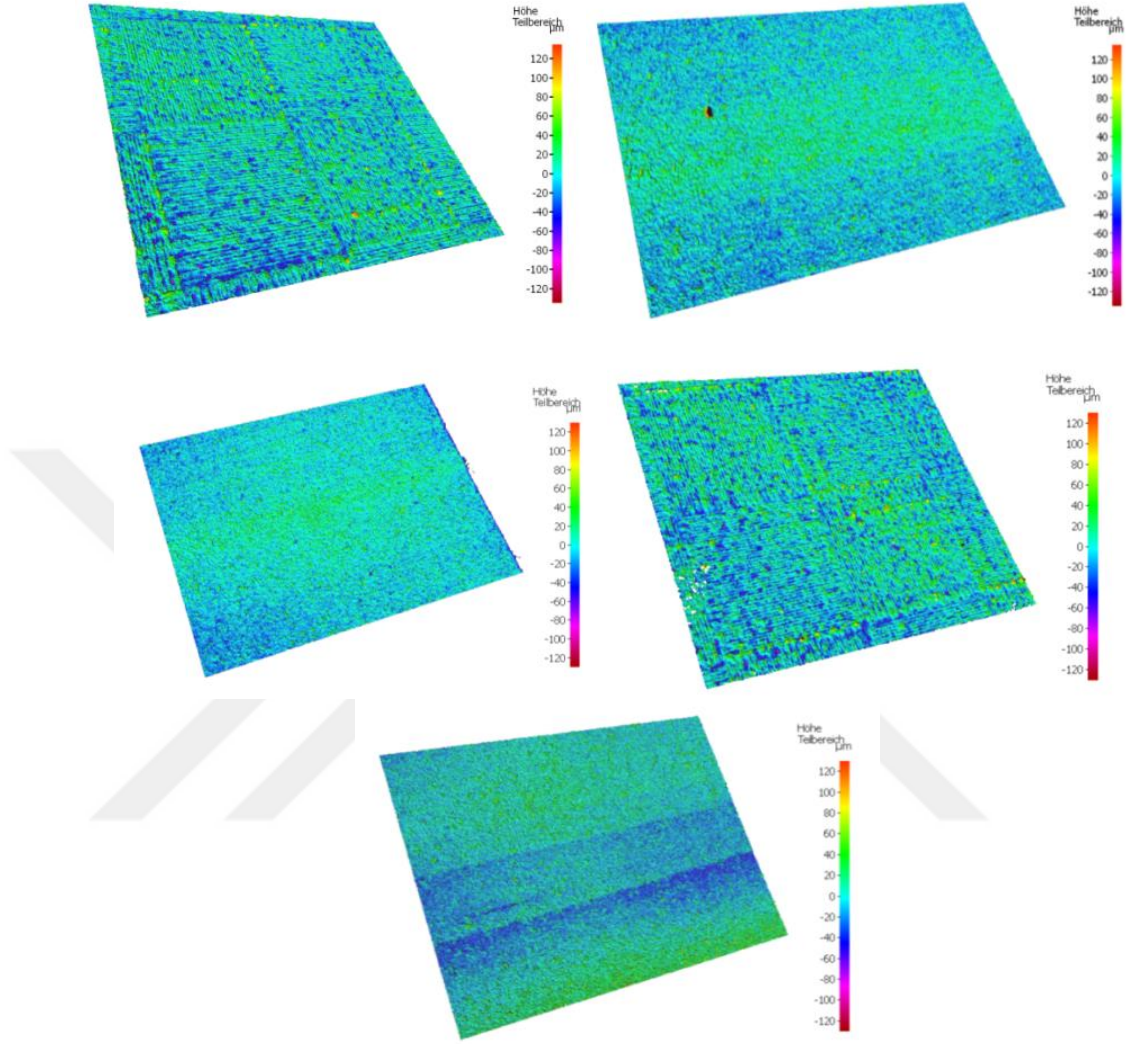
fazından daha yüksektir [175]. Bulk numunenin mikrosertlik değerinin ısıtıl işlemlerli numunelere göre yüksek olmasının sebebi olarak açıklanmaktadır.

Tüm numuneler baz alındığında ise; sertliği en yüksek olan ısıtıl işlemsiz (bulk) (1) numune olduğu, en az değerin ise 935°C 30 dk'deki (3) numunede ısıtıl işlem süresinden kaynaklandığı söylenebilir. Burada birbirine sayısal olarak daha yakın olan numuneler 1000°C 30dk (2) ve 935°C 2 saat (4) olduğu bunun sebebinde (2) no'lu numunenin yüksek sıcaklıkta ısıtıl işlem uygulandığı fakat fırında tutulma süresinin daha az olduğu, (4) no'lu numunenin ise daha düşük sıcaklıkta ısıtıl işlem uygulandığı fakat fırında daha uzun süre kalması sertlik değerlerini etkilediğini gözlemlenmektedir.

5.1.2 Yüzey Pürüzlülüğü

Şekil 5.1 (a), (b), (c), (d) ve (e)'de SLE yöntemiyle üretilen parçaların bulk (0° ve 90°), 935°C 30 dk, 935°C 2 saat ve 1000°C 30 dk'daki numunelerin 3B yüzey topografik görüntüleri sunulmuştur. Görsellerde de görüleceği üzere numunelerin her birinden farklı görüntüler elde edilmiş ve her bir yüzeyin yüzey kalitesi açısından farklılıklar görülmektedir. Numuneler yüksek yüzey pürüzlülüğü ile sonuçlanmıştır (Ra= 7,1212-13,5976). Şekil 5.1 (a)'daki yüzey topografik görüntüsü lazer enerjisiyle Ti-6Al-4V alaşım tozunun sinterleme çizgileri, mesafesi ve tarama yönü görülmektedir. Bu yüzey topografisinde, yüksek enerji yoğunluğundan dolayı toz malzemenin sinterleme çizgileri birbirine iyi yapışmış ve ortalama yüzey kalitesi de dikey (90°) ölçüm sonucuna göre daha az pürüzlüdür. Malzemenin yanal yüzeyinde, sinterlenmiş tozların bir yüzey alanına düşen lazer ışınını tüm tanecikleri kapsamadığından dolayı granüller homojen bir yapıya tam olarak sahip olamamıştır.

Tarama yönüne dik doğrultudaki yüzeye bakıldığında malzemedeki çekinti, boşluk, noktasal ve çizgisel hataların diğer yüzeylere oranla daha fazla olduğu görülmektedir (Şekil 5.1 (b)). Pürüzlülüğün yüksek olduğu yüzeylerde delik, boşluk ve çekinti daha fazladır. Tarama izlerinin yanı sıra tam ergimemiş haldeki toz tanelerinin yüzeydeki durumu gözlemlendiği gibi farklı partikül boyutuna sahip tozların, lazerin yüksek sıcaklık gradyanları ile karakterize edildiğinden termal gerilmelerin artmasına neden olur. Numunelere ısıtıl işlem uygulanmasının temel sebebi de pürüzlülük ile birlikte artık gerilmeleri azaltmaktır (Şekil 5.1 (c), (d) ve (e)). Diğer yüzeylerde ise tarama izlerinin belirsizleştiği ve yüzeydeki toz partiküllerinin gözle görülür bir şekilde arttığı görülmektedir. Bunun sebebi, lazer ışınının dış katmandaki toz partiküllere tam olarak etki edememesinden ve tüm tozların ergimemesinden kaynaklanmaktadır.



Şekil 5.1 (a) ısıls işlemsiz (bulk) 0°, (b) bulk 90°, (c) 935°C 30 dakika, (d) 935 °C 2 saat, (e) 1000°C 30 dakika’da ısıls işlem uygulanmış numunelerin 3B yüzeyi topografik görüntüleri.

Yapılan mikroyapı analizlerinde ise lazer ergitme sınırları net bir şekilde gözükmesede, tane sınırları, α - β taneleri ve malzemenin yüzeyindeki hatalar gözükmemektedir. Mikroyapı görüntüleri ile birlikte numunelerin sertlik değerleri arasındaki temel fark, katmanlı imalat ile üretilen malzemelerin anizotropik yapıda olmasından kaynaklanmaktadır. Malzemenin iç yüzeyine doğru sertliği artar ve paralel yüzeyin sertliği dik yüzeye oranla daha fazladır. Paralel yüzeydeki sertliğin daha yüksek olması, tarama işlemi sırasında dış yüzeyele temastan dolayı daha hızlı soğumanın meydana gelmesiyle açıklanabilmektedir. Sertlik değerlerinin birbirine yakın olması numunelerin homojenize yapıda olduğu anlamına gelebilir. ısıls işlem uygulanması ile sertlik ve pürüzlülük değerleri azalmıştır. Seçilen ısıls işlem süreçleri “homojenleştirme tavlama” sıcaklığı olarak seçilmiştir. ısıls işlem prosesi; sıcaklık, malzemenin yapısını

ve α - β fazının hacim fraksiyonu ve mekanik fizikokimyasal özelliklerini etkiler. Farklı ısıtım işlem sıcaklıkları daha az gözenekli yapı oluşmasını sağlamıştır. Bu durumda pürüzlülüğü doğrudan etkilemektedir.

Üretilen bulk (0° ve 90°), 935°C 30 dk, 935°C 2 saat ve 1000°C 30dk'daki numunelerin yüzey pürüzlülük değerleri Tablo 5.2'de sunulmuştur. Her bir numunenin yüzeyinin farklı noktalarından 4'er adet pürüzlülük değerleri ölçülmüştür. Görüleceği üzere her bir numunede sabit bir pürüzlülük değeri yerine farklı değerler söz konusudur. 1000°C 30 dk ve 935°C 2 saat numunelerinde yapılan pürüzlülük ölçümlerinde, değerler arasında farklar görülmüştür. En düşük pürüzlülük değeri $6,8385 \mu\text{m}$ iken en yüksek pürüzlülük değeri $14,4619 \mu\text{m}$ olarak ölçülmüştür. Pürüzlülük değerlerinin ortalaması alındığında $9,9720 \mu\text{m}$ değeri ortaya çıkmıştır. 935°C 30 dk'daki numune pürüzlülük değeri daha düşük pürüzlülük değerleri elde edilmiştir. Bulk numunenin pürüzlülük değerlerinin ortalaması 0° 'de $11,3680 \mu\text{m}$ ve 90° 'de ise $13,5976 \mu\text{m}$ olarak ölçülmüştür. 935°C 2 saat numuneden alınan ölçümlerin ortalaması ise 1000°C 30dk olarak alınan ölçümlerin ortalamasından 1,37 kat daha fazladır.

Tablo 5.2 Numunelerin Ra ölçüm değerleri.

Numuneler	Ra ölçüm değerleri (μm)	Ortalama Ra değerleri (μm)
Isıl işlemsiz/ Bulk (0°)	11,0533, 11,4941, 11,0746, 11,8498	11,3680
Isıl işlemsiz/ Bulk (90°)	14,4619, 13,1949, 12,9428, 13,7906	13,5976
935°C 30 dk	7,3914, 6,8385, 7,1876, 7,0673	7,1212
935°C 2 saat	11,6349, 8,7558, 9,4374, 11,2318	10,2650
1000°C 30 dk	7,7780, 7,2272, 7,5584, 7,4702	7,5085

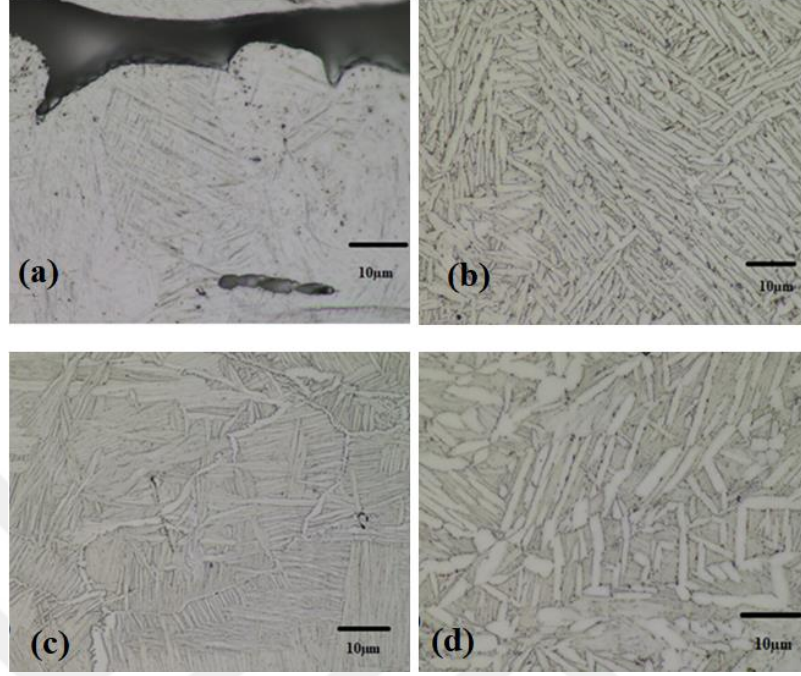
5.1.3 Optik Mikroskop Görüntüleri

Katmanlı imalatla üretilen parçalarda sonraki katmanların mikrosertlikleri ilk katmandan sonra düşmekte, sonrasında ise son katmana doğru artmaktadır. Bunun sebebi orta katmanlardaki soğuma hızının ilk ve son katmanlardakine oranla çok daha düşük olmasıdır. Ayrıca, önceki ve sonraki katmanlardaki ısınma/soğumadan dolayı orta katmanlar sürekli ısı değişimine maruz kalmaktadır. Dolayısıyla daha yüksek soğuma hızına sahip üst ve alt katmanların mikrosertlikleri, orta katmanlara göre daha yüksek çıkmaktadır [187]. Daha homojen bir mikrosertlik dağılımı ve yoğunluğun artırılması için katmanlı imalattan sonra ısı işlem uygulanması önerilmektedir.

Vrancken vd., Seçici lazer ergitme yöntemiyle üretilen Ti-6Al-4V numunelerin mekanik özellikleri üzerinde ısı işlemi etkisini incelemişlerdir. 1600 mm/s tarama hızı, 250 W lazer gücü, 60 µm yanal kayma mesafesi ve 30 µm katman kalınlığının kullanıldığı çalışmada, üretilen parçaların akma ve azami çekme dayanımlarının (1110 ve 1267 MPa) bulk numuneye göre (960 ve 1006 MPa) daha yüksek çıktığı belirtilmiştir. Bunun sebebinin ise hızlı soğuma sonucu oluşan ince mikroyapı olduğu belirtilmiştir. Isıl işlem uygulandığında ise akma ve azami çekme dayanımları azalmıştır [188].

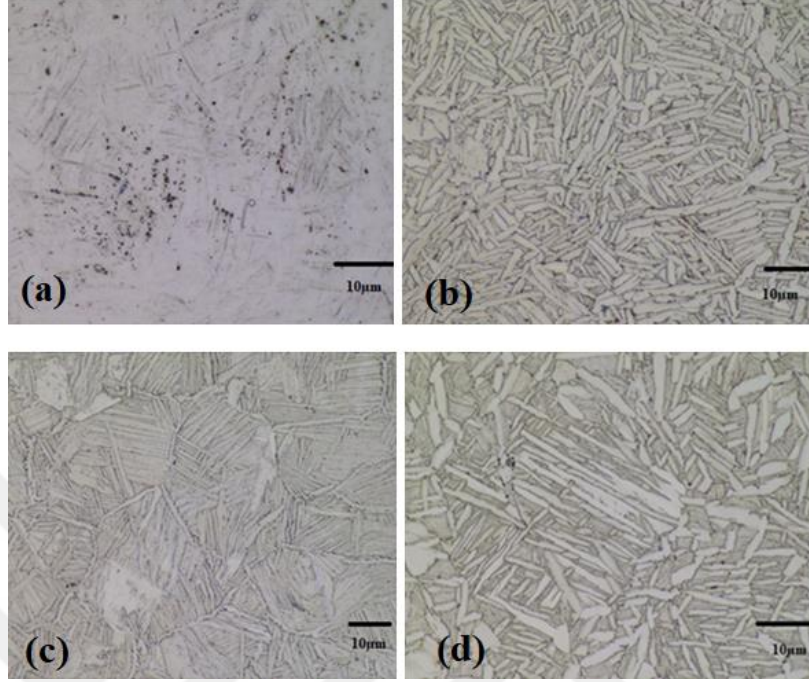
Leuders vd, lazer ergitme yöntemiyle üretilen Ti-6Al-4V parçaların mekanik özelliklerini incelemişlerdir. 40 µm ortalama tanecik büyüklüğüne sahip tozlar ve 30 µm katman kalınlığının kullanıldığı çalışmada, 1008 MPa akma dayanımı, 1080 MPa azami çekme dayanımı ve % 1,6 kopma uzaması değerleri elde edilmiştir. Parçalara ısı işlem uygulandığında, akma ve azami çekme dayanımı azalırken, kopma uzaması artmıştır [189,190].

Isıl işlemlenmiş numunelerin enine kesitinin optik mikroskop ile 1000x büyütmedeki mikroyapı görüntüleri verilmektedir. Enine kesit görüntüsü mikroyapıda eş eksenli taneler ve imalat yönteminden kaynaklı gözenekler görülmektedir. Mikroyapı görüntüsünde açık renkler α fazını, koyu renkler ise β fazını temsil etmektedir. SLE imalat yönteminde, ergitmede hızlı soğumadan dolayı mikroyapıda martenzitik (α' faz) yapı görülmektedir. Titanyum alaşımlarında SPH α fazı, HMK β fazına dönüşümü (β dönüşüm sıcaklığı) soğuma oranına bağlı olarak martenzit olarak meydana gelebilir. β dönüşüm sıcaklığı hızlı soğumayla olursa, β fazı α' fazına martenzit olarak dönüşebilir. Literatürde de belirtildiği üzere daha yavaş soğumayla, Widmanstätten α fazına dönüşebilir [191].



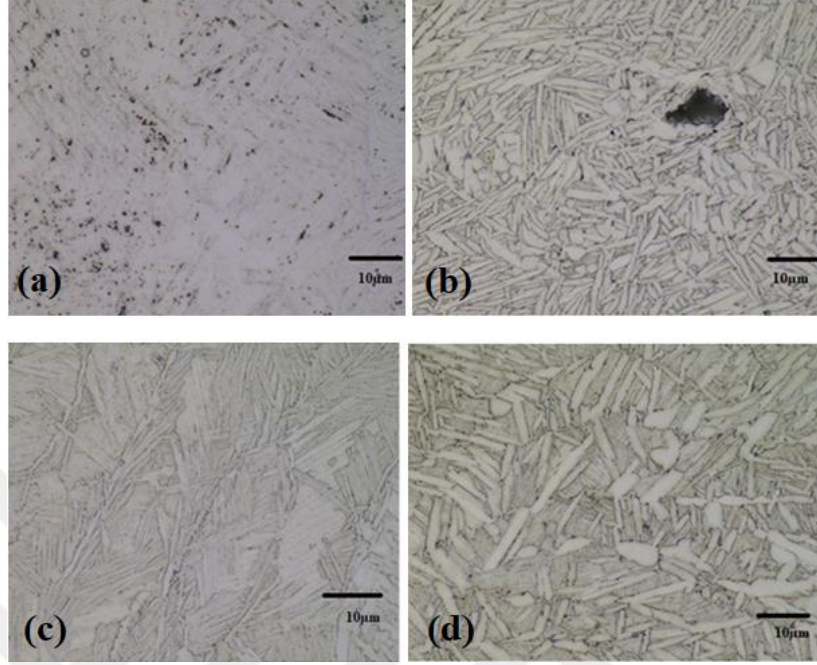
Şekil 5.2 Optik mikroskopta malzemenin birinci yüzeyinin (a) Isıl işlemsiz (bulk), (b) 935 ° C ve 30 dakika (c) 1000 ° C ve 30 dakika (d) 935 ° C ve 2 saat'teki 1000x büyötmeleri.

Şekil 5.2 (a)'da 1000x büyötmeye ile numune yüzeyindeki boşlukların ve çukurların fazla miktarda olduğu gözlemlenmektedir. Görselde tane sınırların daha belirginleştii ve burada gözlemlenen hataların yanı sıra gaz boşluklarının olduğu gözlemlenmektedir. Bulk numunede, en çok porozitenin olduğu yüzey ilk yüzeydir. 935 ° C ve 30 dakika'daki ısıl işlem değeri ile yüzeydeki hatalar küçölmüş ve küreşelleşmiştir. 1000x'lik büyötmeye dentritik çizgisel mikroyapının olduğu ve mikroyapılar daha net gözlemlenmektedir (Şekil 5.2 (b)). 1000 ° C ve 30 dakika'daki numune yüzeyindeki boşlukların ve çukurların 935 ° C ve 30 dakika'daki ısıl işlem değeri halen olduğu gözlemlenmiştir. Fakat, bu martenzitik yapının azaldığı ve tane sınırlarının belirginleştii söylenebilir (Şekil 5.2 (c)). 935°C'de farklı iki sürede ısıl işlem uygulanmıştır. Bu iki sürenin numunelerin mikroyapılarına yansması aslında çok ta farklı olmadığı söylenebilir. 935 ° C ve 30 dakika'daki numuneye göre ısıl işlem süresinin fazla olması α fazının α' martenzitik faza dönüşümünü attırmıştır. Böylelikle β 'dan α' fazında mikroyapıları oluşur (Şekil 5.2 (d)).



Şekil 5.3 Optik mikroskopta malzemenin ikinci yüzeyinin (a) Isıl işlemsiz (bulk), (b) 935 ° C ve 30 dakika (c) 1000 ° C ve 30 dakika (d) 935 ° C ve 2 saat'teki 1000x büyütmeleri.

Bulk numunenin 2.yüzeyinde, boşluk ve çukurların daha küresel olduğunu ve ilk yüzeye oranla daha homojen dağılmıştır. Bu yüzeyde diğer kenarlara göre daha az hata bulunmuştur (Şekil 5.3 (a)). 935 ° C ve 30 dakika'daki ısıl işlem değerindeki 2. yüzeyde hataların giderek azaldığı ve daha net bir görüntü gözlemlenmiştir. Diğer kenarlarda tane sınırları ve mikroyapıları belirginleşmiştir (Şekil 5.3 (b)). 1000 ° C ve 30 dakika'daki numune yüzeyindeki boşlukların ve çukurların 2.yüzeyde halen olduğu gözlemlenmiştir. Fakat, bu martenzitik yapının azaldığı ve tane sınırlarının belirginleştiği söylenebilir (Şekil 5.3 (c)). 935 ° C ve 2 saat'teki 2.yüzeydeki hataların azaldığı ve 935 ° C ve 30 dakika'daki numuneye göre daha tok bir görüntü olduğu oluşmuştur (Şekil 5.3 (d)).



Şekil 5.4 Optik mikroskopta malzemenin üçüncü yüzeyinin (a) Isıl işlemsiz (bulk), (b) 935 ° C ve 30 dakika (c) 1000 ° C ve 30 dakika (d) 935 ° C ve 2 saat'teki 1000x büyütmeleri.

Bulk numunenin 3.yüzeyinde ise; çukur, çentik ve boşlukların daha az olduğu fakat noktasal hataların yoğun olduğu gözlemlenmiştir. Bulk numunenin bu yüzeyinde diğer kenarlara göre daha az hata bulunmuştur (Şekil 5.4 (a)). 935 ° C ve 30 dakika 3. yüzeyde ise, ilk yüzeye oranla hataların daha az olduğu fakat küresel çukurların ve çekintilerin halen numunede olduğu gözlemlenmektedir. Ayrıca görüntülerde tane sınırlarının arasında yüksek sıcaklık gradyanından dolayı çekinti oluştuğunu gözlemlenmektedir (Şekil 5.4 (b)). 1000 ° C ve 30 dakika'daki numune yüzeyindeki boşlukların ve çukurların 3.yüzeyde de olduğu gözlemlenmiştir. Fakat, bu martenzitik yapının azaldığı ve tane sınırlarının belirginleştiği söylenebilir (Şekil 5.4 (c)). Son olarak 935 ° C ve 2 saat'te diğer yüzeylere oranla makro porozların genel olarak yok olduğu fakat mikro porozların ise azaldığı sonucu elde edilmektedir (Şekil 5.4 (d)).

Şekil 5.2, 5.3 ve 5.4'deki ısıtılmalı numunelerin mikroyapı yönelmesine göre, Ti-6Al-4V alaşımı 890 °C'den daha yüksek sıcaklıklarda α yapıdan (SPH) β yapıya (HMK), allotropik bir faz dönüşümü gerçekleştirdiği ve bu α - β - α ' faz dönüşümünün bileşim, mikroyapı ve kayma sistemleri üzerinde etkili olduğu belirtilmiştir. Lazer ertitme ile üretilen titanyum parçaların mekanik özelliklerinin (akma ve azami çekme dayanımı), levhadan form verilmiş (280 MPa, 345 MPa) veya tavllanmış parçalardan (432 MPa, 561 MPa) daha yüksek olduğu belirtilmiştir [192].

Farklı üretim yönlerindeki farklı soğuma oranları da parçanın mikroyapısını, dolayısıyla mekanik özelliklerini etkilemektedir. Örneğin, X eksenine boyunca parça oluşturulurken (çekme yönüne paralel), lazerin, katmanlar arasındaki geçiş süresi, Y veya Z eksenine boyunca parça oluşturulurken gerekli geçiş süresinden daha fazladır. Dolayısıyla, X eksenine boyunca parça oluşturulurken daha yüksek soğuma oranları ve daha ince mikroyapı elde edilir [193]. Guan vd., yaptığı çalışmada, dikey biriktirme yönü (çekme yönü) ile daha iyi dayanım ve uzama değerleri elde edildiği belirtilmiştir [194].

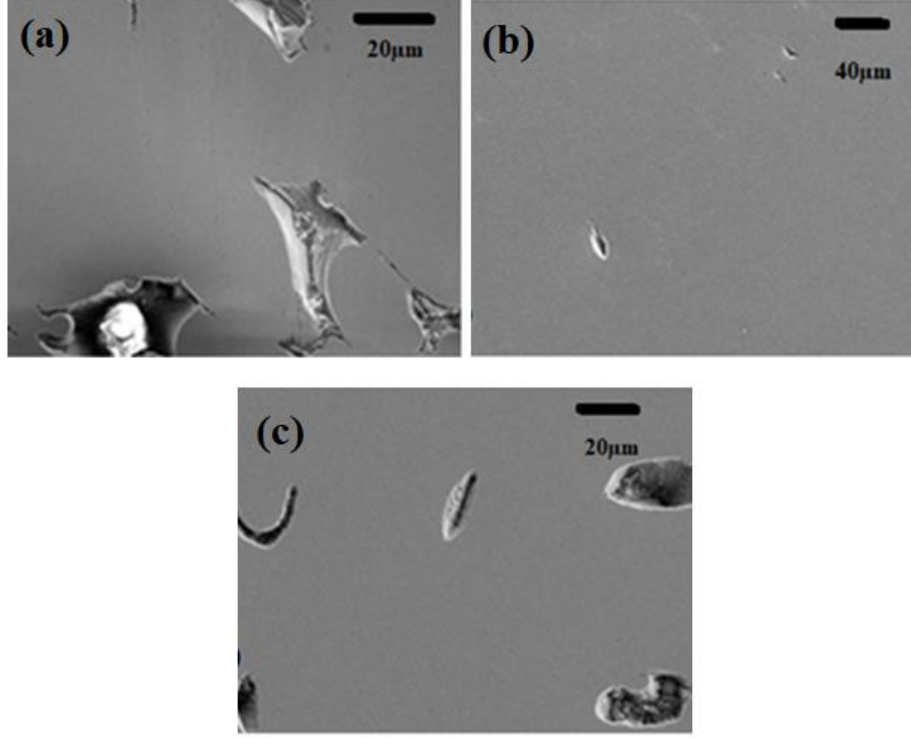
Isıl işlem uygulanmış numunelerde genel olarak 2.yüzeylerde daha az porozitenin olmasının sebebi, imalat yönüne paralel ve lazerin direkt temas ettiği yüzey olmasıdır. Isıl işlem uygulanmış numunelerin mikroyapı görüntülerinde noktasal ve çizgisel hatalarında olduğu söylenebilir. Yapılan deneysel çalışmada elde edilen optik görüntülerde malzemede istenilmeyen yüzey çukurları, poroziteler veya çekinti gibi hataların var olduğu ve bunların 3 ayrı ısıl işlem sıcaklığında farklı yüzeylerde azaldığı gözlemlenmiştir.

5.1.4 SEM Görüntüleri

Katmanlı imalat ile üretilen bir malzeme içerisindeki, dış veya kütleli kuvvetler olmadığında, dengede ve sabit sıcaklıkta kalan gerilmelere artık gerilmeler denilmektedir. Katmanlı imalat sırasında farklı katmanlardaki ısınma/soğuma hızlarının farklı olması üretilen parçada artık gerilmelerin oluşmasına sebep olmaktadır. Bunun sonucunda oluşan anizotropik mikroyapı numunelerdeki artık gerilmeler, numunenin çekme veya yorulma dayanımları gibi diğer malzeme özelliklerini olumsuz yönde etkilemekte, parçanın ömrünü veya dayanımı azaltmaktadır. Malzeme özellikleri (ısı iletkenlik, elastik modül, akma dayanımı vs.), faz dönüşümleri, parça geometrisi, işlem parametreleri ve lazer tarama şekli, üretilen parçadaki artık gerilmelerin büyüklüğünü ve dağılımını etkilemektedir. Bir parçadaki artık gerilmeler, parçanın akma dayanımının %75'ine kadar çıkabilmektedir [195]. Bu gerilme malzemenin akma dayanımından fazla ise eğrilme veya plastik deformasyon, azami çekme dayanımından fazla ise çatlama meydana gelir [196].

Shuangyin vd., Ti-6Al-4V alaşımını lazer biriktirme yönteminde kullanırken, biriktirme düzlemindeki artık gerilmeler lazer tarama yönü ile aynı hizadadır. Ayrıca, lazer taramanın başlangıç noktasında artık gerilmeler düşük, taramanın sonlarına doğru ise artmaktadır. İlk katmanlarda artık basma gerilmeler daha fazladır, katman kalınlığı arttıkça daha düşük artık çekme gerilmeleri görülür [196].

İşleme parametrelerini değiştirerek, özellikle kenarlarda olmak üzere parça boyunca mümkün olduğu kadar homojen bir sıcaklık dağılımı yapıldığı takdirde, artık gerilmelerin azaldığı belirtilmiştir [197].

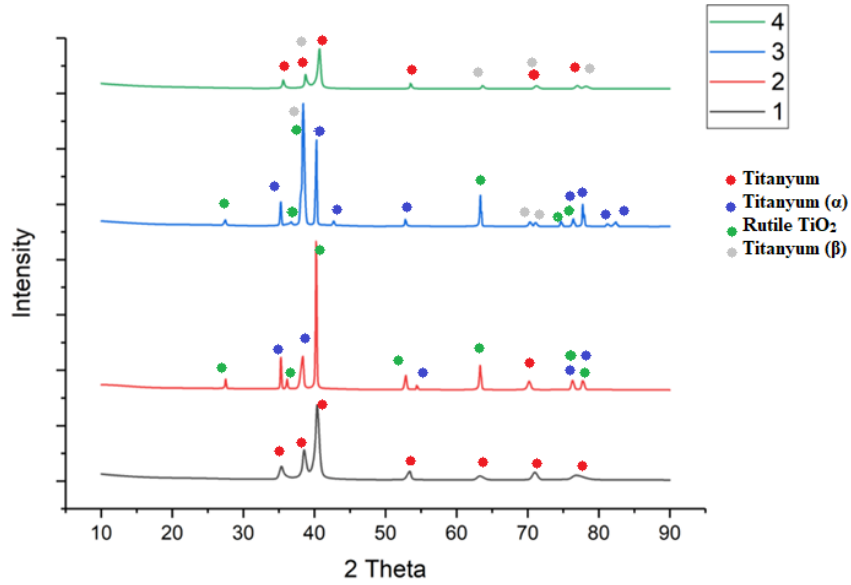


Şekil 5.5 Isıl işlemsiz (bulk) (5) no'lu numunenin 1. yüzey görüntüleri (a) 1.000x. Bulk numunenin 2. yüzey görüntüleri (b) 500x. Bulk numunenin 3. yüzey görüntüleri (c) 1.000x büyütme.

Isıl işlemsiz/bulk numunede yüzeylerin üzerinde bölgesel siyahlık gözükken kısımlarda yüzey çukurları gözlemlenmektedir. Bu çukurlarda SEM'de demet halinde gönderilen elektronlar tutunamamasından veya tutunsa dahi bu demetler yüzeyde daha derinlemesine bir görüntü oluşturur (Şekil 5.5 (a)). Yüzey oldukça pürüzlü ve azda olsa arafaz oluşturmadığı için yüzeyde tutunmanın olmadığı gözlemlenmektedir. Burada şerit halinde numune yüzeyinde oluşan çiziklerin üretim sırasında lazerin Ti-6Al-4V alaşım tozunun birbirine sıcaklığın etkisiyle yapışmasından dolayı oluşmaktadır (Şekil 5.5 (b)). Yüzeydeki kalıntı gerilmeler, boşluk, porozite ve çukur gibi hataların oldukça fazla olduğu bulk numunede diğer numunelere göre gözlemlenen hatalar daha fazla olduğu söylenebilir. Bu durum yüksek sıcaklık gradyanları ile karakterize edilir ve termal gerilmelerin artmasına sebep olur (Şekil 5.5 (c)).

5.1.5 Isıl İşlemin Faz Yapısına Etkisi

Ti-6Al-4V alaşımının 935 ° C 30 dk, 935 ° C 2saat ve 1000 ° C 30dk'daki numunelerin bulk numuneyle birlikte X-ışınları difraksiyon (XRD) paternleri Şekil 5.6'da verilmiştir. Ti-6Al-4V alaşımına fırın içerisi yerleştirilen numuneler Argon ortamında ısıl işlem uygulanmıştır. 935 °C 30dk, 935 ° C 2saat ve 1000 ° C 30dk'daki numuneler ısıl işlem sıcaklığında bekletilmiş ve daha sonra havada soğumaya bırakılmıştır. Bu sıcaklıkta ısıl işlem ve bekleme süresinin tercih sebebi; Ti-6Al-4V alaşımında bulunan $\alpha+\beta$ fazı, β fazında dönüşmesidir. Ti-6Al-4V gibi çoğu $\alpha+\beta$ alaşımları malzemenin mukavemetini, tane sınırı mukavemetleşmesinden sağlarlar. Vanadyum gibi elementler, β fazını stabilize eder ve mikroyapıda tane küçülmesine neden olarak bütün alaşımı mukavemetleştirir. Bu mikroyapıdaki küçülme bu alaşımların oda sıcaklığındaki süneklilik özelliğini geliştirir. Fakat, artan yüksek ısıl işlem sıcaklığının etkisi ile tanelerde büyüme görülmüştür.



Şekil 5.6 Isıl İşlemin Faz Yapısına Etkisinin XRD görüntüsü.

Seçici lazer ergitme (SLE), (1) no'lu numunelerin çok kısa etkileşim sürelerinde yüksek ısı girdileri ile karakterize edilir ve bu nedenle mikro yapıyı önemli ölçüde etkiler. Martenzitik faz ve epitaksiyal büyüme ile (epitaxial growth) birlikte, (2) ve (3) no'lu numunelerde uzun-ışnemsiz taneler ortaya çıkmıştır. Bu tanelerin yönü doğrudan proses parametreleri ile ilgilidir. (2) no'lu numunenin faz yapısında α fazi diğer fazlara oranla daha yogundur. Şekilde de görüleceği üzere (2) ve (3) no'lu numunelerin ısıl işlem sıcaklıkları aynı olsada sürelerine bağlı olarak pik şiddetlerinde de bariz farklılıklar mevcuttur. Bunun sebebi fırında daha fazla bekleme süresinin Ti-6Al-4V

alaşımında β fazının oluşmasını sağlamıştır. Böylelikle (3) no'lu numunenin yapısında $\alpha+\beta$ alaşımları birlikte oluşmaya başlamıştır. (4) no'lu numunenin yapısında (3) no'lu numunenin $\alpha+\beta$ alaşımından ziyade sadece β alaşımı oluşmuştur. 935 ° C 30 dk'da rutil fazının piki ($2\theta=40^\circ\text{C}$) gözlemlenmiş olup, 935 ° C 2saat'te α - β fazları mevcuttur. 1000 ° C 30dk'da ise β fazı daha dominant hale gelmiştir. Artan sıcaklık miktarı ile α fazı tamamen görünmez olmuştur. Bu sıcaklıkta β fazın difraksiyon şiddeti artmaya başlamıştır. Sebebi β fazın, α fazından daha kararlı olmasıdır. Böylece ısıtma işlemi uygulanmasıyla $\alpha+\beta$ faz yapılı Ti-6Al-4V alaşımı numunenin yapısındaki tüm fazlar ayrı ayrı gözlemlenmiştir.

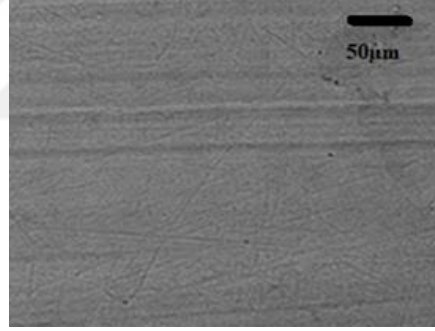
Kullanılan Ti-6Al-4V toz parçacıkları tamamen yoğundur, küresel bir şekle sahiptir ve asiküler fazdan oluşur. SLE yöntemi ile üretimde meydana gelen hızlı ergime ve katılaşmanın bir sonucu olarak α' (asiküler martenzit) ve α fazlarından oluşmaktadır. Isıtma işlemi uygulanmış numunelerde ise faz dönüşümü olmakla birlikte daha iri taneli bir yapının oluştuğu ve α' (asiküler martenzit) fazına ait iğnemsiz yapının daha yumuşak bir form aldığı tespit edilmiştir. Bundan dolayı, (4) no'lu numunedeki ısıtma işlemi sonucunda mikroyapıda kolon tanelerine sahip yönlendirilmiş α' (asiküler martenzitik) faz oluşmuştur. Martenzitik fazın morfolojisi ve mikroyapı değişimi, kullanılan SLE işleme parametreleri ve bileşenlerin farklı ısıtma işlem süreleri uygulanması ile ilgilidir.

XRD grafiklerinden görüldüğü üzere tüm numuneler'de α (SPH) + β (HMK) fazlarından oluşmaktadır. Ancak fazların yoğunluklarında önemli farklılıklar dikkat çekmektedir. Bu farklılığın sebebi ısıtma işlem sıcaklığının ve sürelerinin değişiklik göstermesidir. Soğuma hızı arttıkça α fazı yoğunluğu artmaktadır [208]. SLE ile üretimde kullanılan Ti-6Al-4V toz malzeme hızlı soğuma ile elde edildiği için α fazı yoğunluğunun β fazından daha yüksek olduğu görülmektedir. Benzer durum SLE ile üretilen ve üretimden sonra ısıtma işlemi uygulanmış numunelerde de görülmektedir. Ancak elektrokimyasal anotlanma uygulanmış numunelerde, ısıtma işlem sıcaklığının düşük olması sebebiyle α fazı piklerinin şiddetinde azalma dikkati çekmektedir. SLE ile üretim sonrası ısıtma işlemi uygulanmış numuneye ait pikler ile ısıtma işlemi uygulanmamış numuneye ait pikler benzer faz yapılarına sahiptir. Bulk ve ısıtma işlemi uygulanmış numunelere ait XRD pikleri karşılaştırıldığında, aynı faza ait piklerde kayma meydana gelmiştir. Bu durum, SLE ile üretim sonrası kalıntı gerilmelerin oluştuğunu açık bir şekilde göstermektedir. SLE ile üretim sonrası homojenleştirme tavlama işlemi uygulanmış numunede ise piklerde meydana gelen kaymalar ortadan kalkmış fakat (2) ve (3) numunelerde pik açılarının süresiz olduğu sonucuna varılmıştır.

5.2 Anodizasyon İşlemi

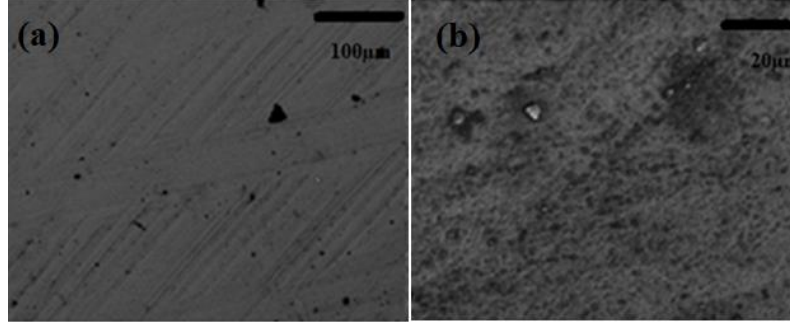
5.2.1 SEM Görüntüleri

Kimyasal işlemdeki, anotlama prosesi ile yüzeyde nano yapıları TiO_2 filmler oluşturulur. Yüzey pürüzlülüğünde bir miktar artışa sebep olurken, titanyum alaşımının yüzeyinin ıslanabilirliği artırmış ve implant uygulamaları için oldukça önemli bir parametre olan hidrofilik yüzeyler elde edilmiştir. Buradaki amaç; özgün yüzey topografyaları oluşturmak, korozyon direncini, biyouyumluluğu ve biyoaktiviteyi arttırmak. Yaklaşık 10nm-50 μ m arası TiO_2 tabakası, elektrolit anyonların birleşmesi ve adsorpsiyonunu sağlamaktadır. Titanyum esaslı implantların biyouyumluluğunu arttırmak için bugüne kadar birçok yöntem geliştirilmiştir. Bu işlemler titanyumun kimyasal kompozisyonunu değiştirmeksizin sadece yüzey özelliklerinin değişimine yol açan kimyasal bir işlemdir.



Şekil 5.7 Sadece anotlama işlemi uygulanmış (6) no'lu numunenin 1.000x'lik görüntüsü.

Seçici lazerin üretim yönüne paralel oluşan şeritler, tozların birbirine lineer bir şekilde yapıştığını göstermektedir. Görüntülerde hafif çukurların olduğu ve tomurcuk halinde kaplamanın yüzeyde tutunduğu gözlemlenmektedir. Fakat yüzeyde oluşan bu porozların anotlanan ve ısıtıl işlem uygulanan numunelere oranla daha az olduğu gözlemlenmektedir. Yüzeyin tam pürüzsüz olmaması ise kaplamanın bazı kısımlarda tam olarak tutunamaması olarak yorumlanabilir. Buradaki çukur veya porozitelerin etkisi büyüktür (Şekil 5.7). Genel olarak özetlemek gerekir ise, iğnemsî şerit şeklindeki yüzeyin elektrokimyasal anotlama ile daha küresel ve tomurcuklu bir görüntü elde edilmiştir.



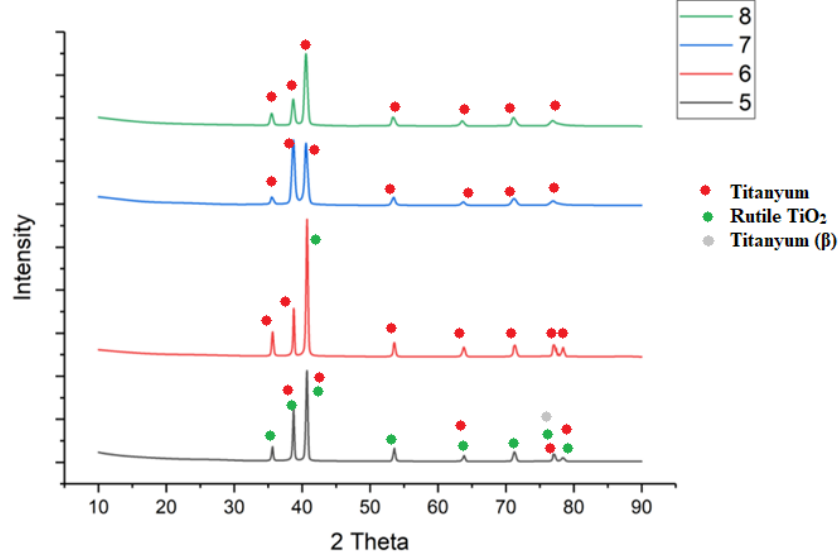
Şekil 5.8 Anotlanan ve ısıl işlem uygulanmış (7) no'lu (a) 500x, ve (8) no'lu (b) 2.000x numunelerin görüntüleri.

(7) no'lu numune ile (8) no'lu numuneye aynı voltaj ve zamanda elektrokimyasal anotlama işlemi uygulanmıştır. Diğer çalışmalardan farkı ise, anotlama sonrası ısıl işlem uygulanmasıdır. Burada uygulanan ısıl işlem; 500°C'de 2 saat boyunca ısıtılmıştır ve hava ortamında ısıtma hızı 2°C/dk'da fırın içinde soğuma sonrasında aynı şekilde 500°C'dir. (7) ve (8) no'lu numunelerin görüntüleri arasındaki farkı şu şekilde yorumlayabiliriz; (7) no'lu numunede kaplamanın tuttuğu küreselleşen yapıdan anlaşılabilir, fakat yüzeyde büyük miktar ve çapta hataların olduğu da gözlemlenmiştir. Bunlar boşluk, çentik, çekinti, çukur veya porozite olabilir. Aynı zamanda katmanlı imalatın da en büyük sorunu olan kalıntı gerilmelerden kaynaklı görüntü bozuklukları olabilir. Bu hataların farklı ısıl işlem sıcaklıkları uygulanarak oluşan hataların giderilebileceği umut edilmektedir (Şekil 5.8 (a)).

(8) no'lu numunenin ise yüzeyinin daha istenen biçimde olduğu gözlemlenmiştir. Net görüntülerin tomurcuklanarak ve iyi bir küresel mikroyapı oluşturduğu anlaşılmaktadır. Buradaki asıl dikkat edilmesi gereken bölüm, bazı görüntülerdeki şeritlerin miktarının azaldığı fakat şeritlerin arasından anotlamanın etkisiyle yeni şerit-yol benzeri yapının oluştuğu gözlemlenebilir (Şekil 5.8 (b)).

5.2.2 Anodizasyon İşlemin Faz Yapısına Etkisi

Ti-6Al-4V alaşımın anotlama sonrası yüzeyde oluşan nano yapılı TiO₂ filmin 500°C sıcaklıkta ısıtılma işlemi uygulanması sonucu elde edilen X-ışınları difraksiyon (XRD) paternleri Şekil 5.9’da verilmiştir.



Şekil 5.9 Anodizasyon İşlemin Faz Yapısına Etkisinin XRD görüntüsü.

Ti-6Al-4V alaşımının anotlanması ile oluşan TiO₂ nano yapılar genellikle amorf yapıdadır. Uygulama alanlarında göz önünde bulundurularak (5) ve (6) no’lu numunelere kristalin TiO₂ elde etmek için çok yüksek olmayan sıcaklıklarda ısıtılma işlemi uygulanmıştır [203]. Bulk numunede β fazın piki (2θ=40°C) gözlemlenmiş olup sadece anotlanan numunede rutil fazı mevcuttur. Anotlanan ve 500°C’de ısıtılma işlemi uygulanmış numunede ise Titanyum daha dominant hale gelmiştir. Numuneye uygulanan farklı işlemler ile β fazı tamamen görünmez olmuştur.

Seçici lazer eritme (SLE), (7) no’lu numunelerin çok kısa etkileşim sürelerinde yüksek ısı girdileri ile karakterize edilir ve bu nedenle mikro yapıyı önemli ölçüde etkiler. Kristalin TiO₂ nanotüplerin amorf yapıdakilere göre daha iyi biyoyumluluğa sahip olduğu belirtilmektedir [204]. Isıtılma işlemi uygulanmayan fakat anotlanan (8) no’lu numunenin nanoporoz TiO₂ filmin amorf yapıda olduğunu ve mevcut piklerin altlıktan kaynaklandığını söyleyebiliriz.

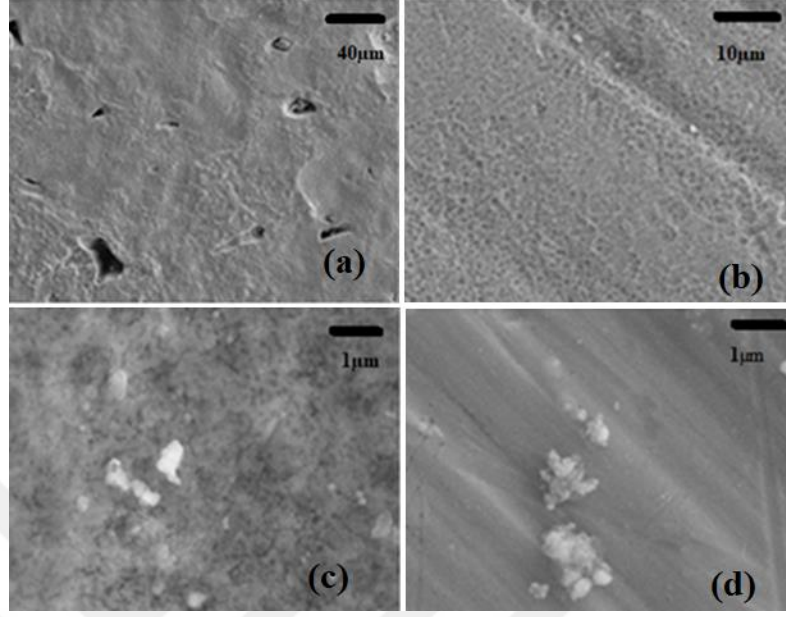
Sreekantan vd., [205] yaptıkları çalışmada doğrulamaktadır. 500 °C’de anataz fazının piki (2θ=40°C) gözlemlenmiş olup, 600 - 700 °C’de anataz-rutil fazları mevcuttur. 800 °C’de ise rutil fazı daha dominant hale gelmiştir. Artan sıcaklık miktarı ile anataz – rutil yüzdeleri değişmekte olup, 800 °C’de anataz piki tamamen görünmez olmuştur. Bu

sıcaklıkta rutil fazın difraksiyon şiddeti artmaya başlamıştır. Sebebi rutil, anataz fazından daha kararlı olmasıdır.

Titanyumun biyoaktivitesi oksit filmin kimyasal ve fiziksel karakteristiğinden etkilenir [206]. Daha önceki çalışmalarda da TiO₂ film anodik oksitleme ile oluşturulmuş ve kristal yapısında hem anataz hemde anataz-rutil yapısı oluşmuştur. Yang vd., [207] oksit filmin biyoaktivitesinin kristal yapısından ziyade kalınlığından etkilendiğini rapor etmiştir. Anodik TiO₂ filmin biyoaktivitesi ile ilgili birçok rapor olmasına rağmen, titanyumun biyoaktivitesi üzerinde yüzey karakteristiğinin etkileri tam anlamıyla açıklanamamıştır.

5.3 SBF Sonuçları

SLE işlemi sırasında, termal gerilmelerin birikmesinden kaynaklanan malzemenin gevrekleşmesini önlemek için parça bir tablada üretilir. Ayrıca, titanyum alaşımları yüksek oranda reaktiftir, bu nedenle üretim prosesi inert bir atmosfer altında yapılmaktadır. SLE işleminden elde edilen Ti-6Al-4V alaşımın yapısı, geleneksel imalat işlemlerinde üretilen parçalardan farklıdır. Doğrudan hızlı katılma sırasında SLE, Ti-6Al-4V alaşım parçaları yüksek soğutma hızlarında β 'dan α ' fazında mikroyapıları oluşur. Bu, dönüşüm plastik deformasyon gösterir fakat ısıl işlem uygulanmış malzemelerden farklıdır. SLE iğnemesi/lameller α ' SPH martenzitik faz malzemenin yüksek soğumasının sonucudur. Ayrıca, malzeme gerekli mekanik özellikleri elde etmek ve sünekliliği arttırmak için ısıl işlem uygulanmalıdır. SLE ile üretilen Ti-6Al-4V alaşım malzemeleri, geleneksel olarak elde edilen küresel mikroyapılardan daha az sünektir [198,199,200]. Bundan dolayı, imalat işlemi sırasında üretilen termal gerilmeleri azaltmaya ihtiyaç vardır.

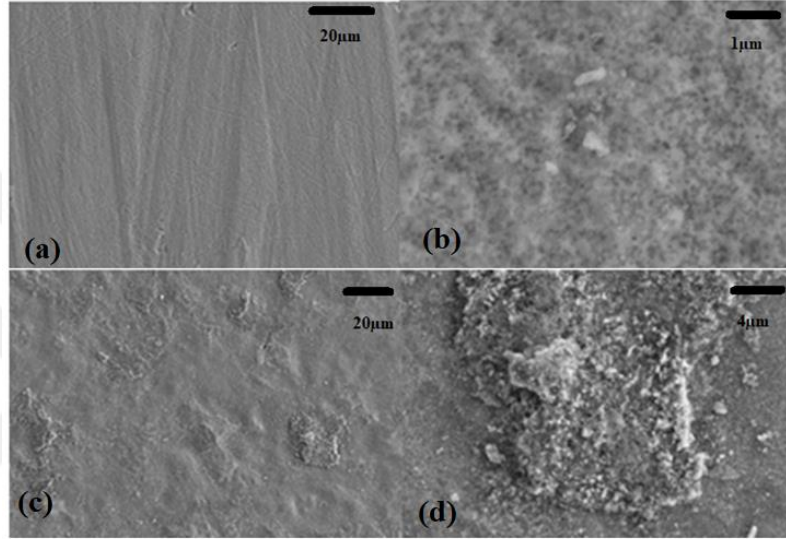


Şekil 5.10 (a) ısıtılmamış/ bulk (1) no'lu numuneye ait 500x büyütme SEM görüntüsü. (b) 935 ° C 30 dakikada ısıtılmış (2) no'lu numuneye ait 2.500x büyütme SEM görüntüsü. (c) 935 ° C 2 saatte ısıtılmış (3) no'lu numuneye ait 20.000x büyütme SEM görüntüsü. (d) 1000 ° C 30 dakikada ısıtılmış (4) uygulanmış numuneye ait 20.000x büyütme SEM görüntüsü.

Şekil 5.10 (a)'da gösterildiği üzere, bulk Ti-6Al-4V numunenin kaplama işlemi için, sıcaklığı 37°C'de tutulan ve hazırlanan yapay vücut sıvısı (SBF) içerisinde bekletilmiştir. Tüm yüzeyin 3 hafta sonrasında kalsiyum fosfat (CaP) tabakası ile kaplanmış olduğu gözlemlenmektedir. Kaplamanın yüzey morfolojisi alan emisyonu taramalı elektron mikroskobu (SEM) ile incelenmiş ve yüzeydeki kalsiyum fosfat birikiminin ilk olarak yarı kürecikler şeklinde başladığı görülmüştür. Uygulanan ısıtma sıcaklık değerinin artması ile mikro yapıda da bir değişim söz konusudur. Mikro çukurların yavaşça yok olmaya başladığı ve iğnemsiz bir yapının oluştuğu görülmektedir. Ancak, ısıtma sırasında numunelere, 600°C'den yüksek sıcaklıklar uygulandığında, yüzeyin apatit oluşumunu tetikleyebilme özelliğini kaybetmeye başladığı yani biyoaktivitenin düştüğü gözlemlenmiştir [201,202]. Bu görüntülerden, yüzeylerin ısıtma sonrası mikrogözenekli ve tomurcuklu bir yapı kazandığı görülmektedir. Şekil 5.10 (b)'de (2) no'lu numunenin yüzeyinde homojen şekilde dağılmış mikrogözenekli tomurcuklu yapının oluştuğu gözlemlenmektedir. (2) no'lu ve (3) no'lu numunenin yüzeyindeki farklılığın temel sebebi Şekil 5.10 (c)'de Şekil 5.10 (d)'ye göre yüzeyinde mikrogözenekli yapının daha çok oluştuğu ve yüzeyinde kalıntı yapay vücut sıvısı olduğu gözlemlenmektedir. Burada 1000 ° C 30 dakikada ısıtma işlemi (4) uygulanmış numunenin yüzeyinde mikrogözenekli yapının tam olarak

oluşmamasının sebebi yüzeyin apatit oluşumunu tetikleyebilme özelliğini kaybetmeye başladığı söylenebilir. Böylelikle numunenin, diğer numunelere göre biyoaktivitesinin düştüğü gözlemlenmiştir.

Isıl işlem olarak uygulanan, 935 ° C 30 dk, 935 ° C 2saat ve 1000 ° C 30dk'daki Ti-6Al-4V alaşım numunelerin biyoaktivitesini arttırdığı ve böylece bu malzemelerden yapılan implantların kemiğe bağlanabilme özelliğinin geliştiği bilinmektedir.



Şekil 5.11 Anotlanan ve 500°C'de ısıl işlem uygulanmış (7) ve (8) no'lu numunelere ait SEM görüntüleri. Büyütme: a) 1.000x ve b) 20.000x. Sadece anotlama işlemi uygulanmış (6) no'lu numuneye ait SEM görüntüleri. Büyütme: c) 1.000x ve d) 5.000x.

SLE ile üretilen Ti-6Al-4V alaşım numunelerin elektrokimyasal anotlama uygulanmasının amacı, apatitin üzerinde oluşabileceği, gözenekli bir ağ yapısına sahip tabaka elde etmektir. Oluşan bu tabakanın kararlılığını arttırmak için elektrokimyasal anotlama işlemi takiben numunelerin bazılarında ısıl işlem uygulanmaktadır. Bunun nedeni, apatit birikimi sürecinde, SBF içerisine bırakılan numunenin yüzeyindeki sodyum titanattan ortama salınan Na⁺ iyonunun miktarının azalması ve yüzeyde daha az TiOH grubunun oluşumuna sebep olmasıdır. Bu sebeple, ısıl işlem sırasında elektrokimyasal anotlama yapılan numunelere 500°C'de daha yüksek sıcaklıklar uygulanmamıştır.

Tüm SEM görüntülerinden, SBF içerisinde 21. günde kalsiyum fosfat (CaP) kristallerinin çekirdeklenmiş olduğu ve yeni kristallerin bu çekirdekler üzerinde büyümekte olduğu anlaşılmıştır (Şekil 5.11 (a),(c)). Ancak, Şekil 5.11 (b)'de görüldüğü gibi kalsiyum fosfat (CaP) birikimi küçük parçacıklar şeklinde başlamış ve ilerleyen günlerde daha büyük yarı kürecikler halini almıştır. SBF'de 21. günde yan yana büyük globüllerin oluştuğu görülmüştür (Şekil 5.11 (d)).

6. SONUÇ VE ÖNERİLER

Tez çalışması kapsamında biyomedikal malzeme olarak kullanılan Ti-6Al-4V alaşımı numunelere ısıtma işlemi ve elektrokimyasal anotlama işlemi uygulanmıştır. Katmanlı imalat yöntemiyle üretilen Ti-6Al-4V alaşım numunelerin mekanik özellikleri ve bu özellikler üzerine etki eden faktörler detaylı bir şekilde incelenmiştir. Tarama hızı, lazer gücü ve katman kalınlığı gibi üretim parametrelerinin yanı sıra, üretim yöntemi, üretim sonucu numunede oluşan artı gerilmeler ve ısıtma işlemi uygulanması gibi faktörlerin de mekanik özellikler üzerindeki etkileri araştırılmıştır. Yapılan deneysel çalışmalar sonucunda elde edilen verileri, bu alanda çalışmak isteyen araştırmacılar ve implant üreticileri için önerileri ve ayrıca ilerideki çalışmalar için bu konuya ilişkin olarak yapmayı hedeflediğimiz çalışmaları alt başlıklar halinde şu şekilde özetleyebiliriz:

- Katmanlı imalat, geleneksel imalat yöntemleriyle üretimi mümkün olmayan parçaların üretiminde kolaylık sağlayan bir yöntem olarak görülmektedir. Fakat katmanlı imalatla üretilen parçaların yüzey kalitesinin beklenen seviyede olmaması önemli bir problem olarak görüldüğü gibi, biyomalzemelerin osseointegrasyonu açısından pürüzlü yüzeyler avantaj sağlamaktadır.
- Katmanlı imalat yöntemi ile üretilen parçaların yüzey pürüzlülük değerleri, yöntemin sağladığı avantajların yanında kullanılan diğer alanlarda olumsuz etki olarak değerlendirilse de biyomedikal sektöründe kullanılacak biyomalzemelerde avantajlı bir durum olarak karşımıza çıkmaktadır. Özellikle katmanlı imalat sonrası yüzey kalitesini iyileştirmeye yönelik çalışmalar tam olarak sonuç vermemekte olup, üretim esnasında parametrelerin seçimi bu durumu azaltabildiği gibi artırılabilir.
- Katmanlı imalatla üretilen parçaların malzeme özellikleri, form verme veya döküm gibi konvansiyonel yöntemlerle üretilen parçaların özellikleri ile karşılaştırılabilir seviyededir. Özellikle katmanlı imalatla üretilen parçaların çekme özellikleri ve sertlikleri, yüksek soğuma oranlarından dolayı, işlenmiş veya döküm malzemelerin özelliklerinden genelde yüksektir [209].
- Seçici Lazer Ergitme (SLE) ile imal edilen parçaların mekanik özelliklerini etkileyen lazer gücü, tarama hızı, tarama mesafesi, katman kalınlığı gibi birçok işlem parametreleri vardır. İşlem parametreleri doğrudan üretilecek parçanın mekanik özelliklerini etkilemektedir. Farklı alanlarda üretilecek parçalarda istenen mekanik özellikler, işlem parametrelerinin seçilmesi ile mekanik özelliklerinin iyi olması sağlanabilir [2010,211].

- Katmanlı imalat teknolojisinin birçok avantajı olduğu gibi dezavantajı da vardır. Lazer ışını ile SLE tarama sırasında çok yüksek sıcaklık gradyanları oluşturur. Üretim sonrası elde edilen yapıya ek olarak ısıtma işlemi uygulanır. Uygulanan tavlama işlemi ile işlem parametreleri istenen özelliklere sahip iyi mekanik özellik, düşük sertlik ve istenen miktarda pürüzlülük ile sonuçlanır [212-214].
- Lazer ışını ile SLE tarama sırasında çok yüksek sıcaklık gradyanları oluşmuştur. Bu işlemle elde edilen yapı çoğunlukla Ti-6Al-4V alaşım toz malzemesine, geometrik özelliklerine ve işlem parametrelerine (lazer gücü, hız ve tarama stratejisi, tek bir katman kalınlığı veya koruyucu gaz atmosferi) bağlıdır. SLE işleminden elde edilen yapı, paramanyetik özelliklere sahip bir yapı oluşturmak için ek ısıtma işlemi gerektirir ve bu durum uygun mekanik özellikleri sağlar [215].
- Bu ısıtma işlem sıcaklıkları, SLE teknolojisi ile üretilen Ti-6Al-4V alaşımının, diğer araştırma ekipleri tarafından yapılan çalışmalarla onaylandığı gibi, tane sınırlarında α' fazı ve β fazından oluşan martenzit bir yapı ile karakterize edilmiştir [216, 217].
- Tavlama işleminin $T=935^{\circ}\text{C}$ (zamandan bağımsız olarak) sıcaklıkta uygulanması, tabakalı (katmanlı) bir yapıya sahip martenzitik ($\alpha+\beta$) yapıya ait bir mikroyapıdan oluşmuştur. $T=1000^{\circ}\text{C}$ $t=2$ saat süreyle tavlama işleminde α' faz, β faz ve birincil globüller α martenzitik bir faz yapısı elde edilir. Ek olarak, Widmanstätten α , ısıtma işleminden sonra Ti-6Al-4V alaşımı için β fazı tane sınırında α fazı ile gözlemlenmiştir. Isıtma işlemi prosesi, sinterleme işleminden sonra yapıda bulunan gözeneklerin sayısını azaltması ile faydalı bir etki sağlamıştır. Bu, yapının homojenliğinin artmasına yol açar. İç gözenekliliğin azalması, bir tür yüksek basınçlı ısıtma işlemi olan sıcak izostatik presleme (HIP) kullanarak da elde etmek mümkündür. Bu işlemin sebep olduğu gözeneklerin azalması, Ti-6Al-4V alaşımının mekanik özelliklerini arttırmıştır [218].
- Numunelere ısıtma işlemi uygulanması, Ti-6Al-4V alaşımının sertliğinin azalmasına sebep olmuştur. Murr [213] ve Camparelli [214] ile karşılaştırılabilir sertlik değerleri elde edilmiştir. Yapılan çalışmalar, doğru yüzey işleme tekniğinin uygulanmasının SLE yöntemi ile üretilen malzeme kalitesinin iyileştirilmesine yol açabileceğini kanıtlamıştır. Daha sonraki çalışmalar, implantların uygulamalı olarak kullanımı için optimal kombinasyonları sunarak daha geniş araştırmaları kapsayacaktır.

- Katmanlı imalatla üretilen parçalar, konvansiyonel yöntemlerle üretilen parçalardan daha yüksek yüzey pürüzlülüğüne sahiptir. Bu yüksek yüzey pürüzlülüğü, gerilim yoğunlaşmasını artırır ve parçanın, yorulmadan dolayı daha erken hasara uğramasına yol açar. Her ne kadar parçada meydana gelen gözenekli yapı ve katmanlar arasındaki birleşmenin yetersiz olması, yorulma süresini azaltsa da, parçaya yüzey işlemlerinin uygulanması, ısıtma işlemi veya sıcak izostatik presleme (HIP) ile parçanın yoğunluğunun artırılması (gözeneklerin azaltılması), yorulma özelliklerinin işlenmiş veya döküm parçalarla kıyas edilebilir seviyeye yükselmesini sağlar [219].
- Elektrokimyasal anotlama işlemini genel olarak özetlersek, implant malzemesi olarak kullanılan Ti-6Al-4V alaşım numunelerin mikro pürüzlü bir yüzey formu oluşturmak için zımparalama, dağlama ve ısıtma işlemlerinin ardından uygun elektrolit içinde farklı üretim parametrelerinde anotlanarak nano yapıları TiO₂ filmler oluşturulmuştur. Literatür çalışmalarında da belirtildiği üzere, nano yapıları titanyum yüzeylerin iyonlar, biyomoleküller ve hücreler ile olan etkileşiminde farklılık göstermektedir. Bu etkileşimler, hücre aktivitelerini ve osseointegrasyon prosesini değiştirebilir. Hücre kültürü çalışması da göstermiştir ki nano ölçekli değişimler Ti-6Al-4V alaşımı kemik arayüzeyinde kemik-bağlanma davranışını yani kemik implant temasını artırabilmektedir [220].
- Her geçen gün piyasaya katmanlı imalat için kullanılacak yeni malzemelerin sürülmesi, 3 boyutlu baskı ekipmanının CNC tezgahlar gibi tekrarlanabilen kontrollü prosesler gerçekleştirebilecek seviyeye getirilmesi ve analiz metodlarının genişletilmesi gibi adımlarla birlikte bu teknoloji gittikçe yaygınlaşacaktır.
- Kişiyeye özel ve küçük hacimli üretimde 3B baskı yöntemi biyomalzemelerde büyük bir güce sahiptir. Tıptaki uygulama 3B baskı ile üretimi 2 nedenle gerekli kılar; her bireyin anatomik olarak farklı olmasıdır. İnsan için standart ürün olmaz. Girişim gerektiren tıbbi olay ve vaka da kişiyeye özeldir ve özel üretim gerektirir. 3B baskı üretim bunları karşılar, hayatı kolaylaştırır ve yaşam kalitesini artırır.
- 935 ° C 30 dk'da rutil fazının piki (2θ=40°C) gözlemlenmiş olup, 935 ° C 2saat'te α-β fazları mevcuttur. 1000 ° C 30dk'da ise β fazı daha dominant hale gelmiştir. Artan sıcaklık miktarı ile α fazı tamamen görünmez olmuştur. Bu sıcaklıkta β fazın difraksiyon şiddeti artmaya başlamıştır. Sebebi β fazın, α fazından daha kararlı olmasıdır. Böylece ısıtma işlemi uygulanmasıyla α+β faz

yapılı Ti-6Al-4V alaşımı numunenin yapısındaki tüm fazlar ayrı ayrı gözlemlenmiştir.

- Bulk numunede β fazın piki ($2\theta=40^\circ\text{C}$) gözlemlenmiş olup sadece anotlanan numunede rutil fazı mevcuttur. Anotlanan ve 500°C 'de ısıl işlem uygulanmış numunede ise Titanyum daha dominant hale gelmiştir. Numuneye uygulanan farklı işlemler ile β fazı tamamen görünmez olmuştur.



KAYNAKLAR

1. G. N. Levy. The role and future of the Laser Technology in the Additive Manufacturing environment. *Physics Procedia* 5 (2010) 65-80.
2. J. Kruth. Material Incess Manufacturing by Rapid Prototyping Techniques. *CIRP Annals - Manufacturing Technology* 40 (1991) 603-614.
3. J. P. Kruth, G. Levy, F. Klocke and T. H. C. Childs. Consolidation phenomena in laser and powder-bed based layered manufacturing. *CIRP Ann-Manuf. Technol.* 56 (2007) 730-759.
4. L. E. Murr, S. A. Quinones, S. M. Gaytan, M. I. Lopez, A. Rodela, E. Y. Martinez, D. H. Hernandez, E. Martinez, F. Medina and R. B. Wicker. Microstructure and mechanical behavior of Ti-6Al-4V produced by rapid-layer manufacturing, for biomedical applications. *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials* 2 (2009) 20-32.
5. L. Facchini, E. Magalini, P. Robotti, A. Molinari, S. Hoges and K. Wissenbach. Ductility of a Ti-6Al-4V alloy produced by selective laser melting of prealloyed powders. *Rapid Prototyping J.* 16 (2010) 450 - 459.
6. L. Facchini, E. Magalini, P. Robotti and A. Molinari. Microstructure and mechanical properties of Ti-6Al-4V produced by electron beam melting of pre-alloyed powders. *Rapid Prototyping J.* 15 (2009) 171-178.
7. L. Thijs, F. Verhaeghe, T. Craeghs, J. Van Humbeeck and J. P. Kruth. A study of the micro structural evolution during selective laser melting of Ti-6Al-4V. *Acta Mater.* 58 (2010) 3303-3312.
8. E. Chlebus, B. a. KuÅ°nicka, T. Kurzynowski and B. DybaÅ°,a. Microstructure and mechanical behaviour of Tiâ€•6Alâ€•7Nb alloy produced by selective laser melting. *Mater. Charact.* 62 (2011) 488-495.
9. I. Yadroitsev and I. Smurov. Surface Morphology in Selective Laser Melting of Metal Powders. *Lasers in Manufacturing 2011: Proceedings of the Sixth International Wlt Conference on Lasers in Manufacturing, Vol 12, Pt A, vol. 12.* Amsterdam: Elsevier Science Bv, 2011. p.264-270.
10. E. Yasa, J. Deckers and J. P. Kruth. The investigation of the influence of laser remelting on density, surface quality and microstructure of selective laser melting parts. *Rapid Prototyping J.* 17 (2011) 312-327.
11. J. Van Vaerenbergh. Process optimisation in Selective Laser Melting. vol. PhD. Twente: University of Twente, 2008.
12. P. Mercelis and J. P. Kruth. Residual stresses in selective laser sintering and selective laser melting. *Rapid Prototyping J.* 12 (2006) 254-265.
13. B. Vandenbroucke. Selective Laser Melting of Biocompatible Metals for Rapid Manufacturing of Medical Parts. vol. PhD. Leuven: KU Leuven, 2008.

14. F. Verhaeghe, T. Craeghs, J. Heulens and L. Pandelaers. A pragmatic model for selective laser melting with evaporation. *Acta Mater.* 57 (2009) 6006-6012.
15. S. Semiatin, N. Stefansson and R. Doherty. Prediction of the kinetics of static globularization of Ti-6Al-4V. *Metallurgical and Materials Transactions A* 36 (2005) 1372-1376.
16. Thone, M., Leuders, S., Riemer, A., Troster, T., Richard, H.: Influence of heat-treatment on selective laser melting products - e.g. Ti6Al4V. *Solid Freeform Fabrication Proceedings* 26 (2012) 492-498 Annual international solid freeform fabrication symposium by University of Texas.
17. Ramosoou, M., Chikwanda, H., Bolokang, A., Booysen, G., Ngonda, T.: Additive manufacturing: Characterization of Ti-6Al-4V alloy intended for biomedical application. *The Southern African Institute of Mining and Metallurgy* (2010) 337-343
18. Sidambe, A.T.: Biocompatibility of advanced manufactured titanium implants - a review. *Materials* 7(12) (2014) 8168-8188.
19. Wohlers T. T. (2009). *Rapid prototyping & tooling state of the industry*. Detroit: Wohlers Associates.
20. Sachs E. M, Clima M., Williams, Brancazio D., Cornie J. (1992). Three dimensional printing: rapid tooling and prototypes directly from Cad model. *Journal of Engineering for Industry*, 481-488.
21. Jacobs P. F. (1995). *Stereolithography and other PP and M technologies: from rapid prototyping to rapid tooling*. New York: SME.
22. Hopkinson N., Hague R., Dickens P. (2006). *Rapid Manufacturing: An Industrial Revolution for the Digital Age*. Chichester: John Wiley & Sons, Ltd.
23. Burns M. (1993). *Automated fabrication: improving productivity in manufacturing*. Upper Saddle River, NJ, USA: Prentice-Hall, Inc.
24. Gibson I., Rosen D., Stucker B. (2015). *Additive Manufacturing Technologies: 3D printing, rapid prototyping and direct digital manufacturing*. New York: Springer.
25. Chua C. K, Leong K., Lim C. (2003). *Sing Rapid Prototyping- Principles and Applications* (2nd Edition). Singapore: World Scientific Publishing Co. Pte. Ltd.
26. Murr L. E., Gaytan S., Ramirez D., Martinez E., Martinez J., Hernandez J., Amato K., Shindo P., Medina F., Wicker R. (2012). Metal fabrication by additive manufacturing using laser and electron beam melting technologies. *Journal of Materials Science & Technology*, 1-14.
27. Thompson S., Bian L., Shamsaei N., Yadollahi A. (2015). An Overview of Direct Laser Deposition for Additive Manufacturing; Part I: Transport Phenomena, Modeling and Diagnostics. *Journal of Additive Manufacturing* , 36-62.

28. Gu D. D., Meiners W., Wissenbach K., Poprawe R. (2012). Laser additive manufacturing of metallic components: materials, processes and mechanisms. *International Materials Reviews*, 133-164.
29. Venuvinod P. K., Ma W. (2001). *Rapid prototyping: laser-based and other technologies (1st b.)*. Norwell,: Kluwer Academic Publishers.
30. Wu X. (2007). A review of laser fabrication of metallic engineering components and of materials. *Materials Science and Technology*, 631-640.
31. Kruth J. P., Levy. G., Klocke F., Childs T. (2007). Consolidation phenomena in laser and powder-bed based layered manufacturing. *CIRP Annals - Manufacturing Technology*, 730-759.
32. Lü L., Fuh J., Wang Y. (2001). *Laser-induced materials and processes for rapid prototyping*. Norwell: Kluwer Academic Publishers.
33. Arcam. Arcam Brochure. June 6, 2016. Web Site: <http://www.arcam.com/wp-content/uploads/justaddbrochure-web.pdf>.
34. Larsson M., Lindhe U., Harrysson O. (2003). *Rapid Manufacturing with Electron Beam Melting (EBM) – A manufacturing revolution?* Austin: University of Texas.
35. Kruth J. P., Mercelis P., Vaerenbergh J., Frogen L., Rombouts M. (2005). Binding mechanisms in selective laser sintering and selective laser melting. *Rapid Prototyping Journal*, 26 - 36.
36. Poprawe R., Loosen P., Hoffmann H. (2007). The future of high power laser techniques. 16th Int. Symp. on „Gas flow chemical lasers, and high-power lasers“. Gmunden, Austria: SPIE.
37. Santosa E. C., Shiomia M., Osakada K., Laouib T. (2006). Rapid manufacturing of metal components by laser forming. *International Journal of Machine Tools and Manufacture*, 1459–1468.
38. Schleifenbauma H., Meinersa. W., Wissenbacha K., Hinkeb C. (2010). Individualized production by means of high power Selective Laser Melting. *CIRP Journal of Manufacturing Science and Technology*, 161–169.
39. Shiomi M., Osakada, Nakamura K., Yamashita T., Abe F. (2004). Residual Stress within Metallic Model Made by Selective Laser Melting Process. *CIRP Annals - Manufacturing Technology*, 195-198.
40. Booth G. (2005). *Manufacturing with Lasers Developments and Opportunities*. *Welding in the World*, 16-20.
41. Atwood C., Ensz M., Greene D. (1998.). Laser engineered net shaping (LENS(TM)): a tool for direct fabrication of metal parts. 17th International Congress on Applications of Lasers and Electro-Optics. Orlando.
42. Palčiča I., Balazic M., Milfelncarc M., Buchmeistera B. (2009). Potential of Laser Engineered Net Shaping (LENS) Technology. *Materials and Manufacturing Processes*, 750-753.
43. Taminger K., Hafley R. (2006). *Electron Beam Freeform Fabrication*. NASA Technical, Paper No. TM-2006-214284.
44. Edwards P., O’Conner A., Ramulu M. (2013). *Electron Beam Additive Manufacturing of Titanium Components: Properties and Performance*. *ASME J. Manuf. Sci. Eng*, 061016.

45. Liu W., DuPont J. (2003). Fabrication of functionally graded TiC/Ti composites by laser engineered net shaping. *Scripta Materialia*, 1337–1342.
46. Banerjee R., Collins P., Genç A., Froser H. (2003). Direct laser deposition of in situ Ti–6Al–4V–TiB composites. *Materials Science and Engineering: A*, 343–349.
47. Bontha S., Klingbeil N., Kobryn P., Fraser H. (2009). Effects of process variables and size scale on solidification microstructure in beam-based fabrication of bulky 3D structures. *Materials Science and Engineering: A*, 311–318.
48. Hofmeister W., Griffith M. (2001). Solidification in direct metal deposition by LENS processing. *JOM*, 30-34.
49. Thijs L., Verhaeghe F., Craeghs T., Van Humbeeck J., Kruth J. (2010). A study of the microstructural evolution during selective laser melting of Ti-6Al-4V. *Acta Materialia*, 3303-3312.
50. Al-Bermani S., Blackmore M., Zhan W., Todd I. (2010). The Origin of Microstructural Diversity, Texture and Mechanical Properties in Electron Beam Melted Ti-6Al-4V. *Metallurgical and Materials Transactions A*, 41(13), 3422-3434.
51. Baufeld B., Biest O., Gault R. (2010). Additive manufacturing of Ti6Al4V components by shaped metal deposition: Microstructure and mechanical properties. *Materials & Design*, 31, S106–S111.
52. Das S., Wohler M., Beaman J., Bourell D. (1999). Processing of titanium net shapes by SLS/HIP. *Materials and Design* 20, 115-121.
53. Facchini L., Magalini E., Robotti P., Molinari A., Höges S., Wissenbach K. (2010). Ductility of a Ti-6Al-4V alloy produced by selective laser melting of prealloyed powders. *Rapid Prototyping Journal*, 450-459.
54. Facchini L., Magalini E., Robotti P., Molinari A. (2009). Microstructure and mechanical properties of Ti-6Al-4V produced by electron beam melting of pre-alloyed powders. *Rapid Prototyping Journal*, 171-178.
55. Kalinyuk A. N., Trigub N., Zamkov V., Ivasishin G., Markovsky P., Teliovich R., Semiatin S. (2003). Microstructure, texture, and mechanical properties of electron-beam melted Ti-6Al-4V. *Materials Science and Engineering*, A346, 178-188.
56. Murr L. E., Esquivel E., Quinones S., Gaytan S., Lopez M., Martinez E., Medina F., Hernandez D., Martinez E., Martinez J., Staffard S., Brown D., Hoppe T., Meyers W., Lindhe U., Wicker R. (2009). Microstructure and mechanical behavior of Ti-6Al-4V produced by rapid-layer manufacturing, for biomedical applications. *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*, 20-32.
57. Rafi H. K., Karthik N., Gong H., Starr T., Stucker B. (2013). Microstructures and Mechanical Properties of Ti6Al4V Parts Fabricated by Selective Laser Melting and Electron Beam Melting. *Journal of Materials Engineering and Performance*, 22(12), 3872-3883.
58. Brandl E., Leyens C., Palm F., Schoberth A., Onteniente P. (2008). Wire instead of powder? Properties of additive manufactured Ti-6Al-4V for aerospace applications. in *Euro-uRapid*. Fraunhofer-Allianz: Berlin, Germany.

59. Heintl P., Korner C., Singer R. (2008). Selective Electron Beam Melting of Cellular Titanium. Mechanical Properties. *Advanced engineering materials*, 10, 882-888.
60. Porter D. A., Easterling K., Sherif M. (2009). *Phase transformations in metals and alloys*. Boca Raton, FL: CRC Press.
61. Optomec. (2016, 1). LENS MR-7. July 24, 2016. Web site: http://www.optomec.com/wp-content/uploads/2014/04/LENS_MR-7_WEB.pdf
62. Baufeld B., Brandl E., Van der Biest O. (2011). Wire based additive layer manufacturing: Comparison of microstructure and mechanical properties of Ti-6Al-4V components fabricated by laser-beam deposition and shaped metal deposition. *Journal of Materials Processing Technology*, 211, 1146-1158.
63. Vilaro T., Colin C., Bartout J. (2011). As-Fabricated and Heat-Treated Microstructures of the Ti-6Al-4V Alloy Processed by Selective Laser Melting. *Metallurgical and Materials Transactions A*, 3190-3199.
64. Thöne M., Leuders S., Riemer A., Tröster T., Richard H. (2012). Influence of heat-treatment on Selective Laser Melting products – e.g. Ti6Al4V. 492-498.
65. Vrancken B., Thijs L., Kruth J., Humbeeck J. (2012). Heat treatment of Ti6Al4V produced by Selective Laser Melting: Microstructure and mechanical properties. *Journal of Alloys and Compounds*, 177-185.
66. S. Semiatin, S. Knisley, P. Fagin, D. Barker and F. Zhang. Microstructure evolution during alpha-beta heat treatment of Ti-6Al-4V. *Metallurgical and Materials Transactions A* 34 (2003) 2377-2386.
67. F. J. Gil, M. P. Ginebra, J. M. Manero and J. A. Planell. Formation of alphaWidmanstatten structure: effects of grain size and cooling rate on the Widmanstatten morphologies and on the mechanical properties in Ti6Al4V alloy. *J. Alloys Compd.* 329 (2001) 142-152.
68. R. Pederson, O. Babushkin, F. Skystedt and R. Warren. Use of high temperature Xray diffractometry to study phase transitions and thermal expansion properties in Ti6Al-4V. *Mater. Sci. Technol.* 19 (2003) 1533-1538.
69. Hench, L. L., ve Ethridge, E. C. (1982). *Biomaterials: An interfacial approach*. New York: Academic Press.
70. Black, J. (1992). *Biological performance of materials* (2nd ed). New York: Marcel Dekker.
71. Gümüşderelioğlu, M. (2002). *Biyomalzemeler*. *Bilim ve Teknik Dergisi*, Tübitak, Temmuz Özel Sayısı.
72. Jonn, B. P. ve Young, K. K. (2000). *Metallic biomaterials*. *Biomedical Engineering Handbook*, Unit: 37.
73. Gür, A. K. (2003). Şekil hafıza özelliğine sahip Ni-Ti alaşımının biyoyumluluğu, Yüksek Lisans Semineri, Fırat Üniversitesi, Elazığ.
74. Yıldız H. (2010). *Biyomedikal uygulamalarda kullanılan Ti6Al4V alaşımının yüzey modifikasyonu ve in vitro biyoaktivitesinin incelenmesi*. Yüksek Lisans Tezi, Yıldız Teknik Üniversitesi, İstanbul.
75. Gür, A. K. ve Taşkın, M. (2004). *Metalik biyomalzemeler ve biyoyumu*. *Doğu Anadolu Bölgesi Araştırmaları Dergisi*, 2 (2), 107-114.

76. Bilgili, H. (2002). Kedi ve köpeklerin ekleme yakın ekstremitte kemikleri kırıklarında osteosentez amacıyla mini-titanyum plakların kullanımı. Turkish Journal Of Veterinary & Animal Sciences, Tübitak.
77. Bordiji, K., Jouzeau, J., Mainard, D., Payan, E., Delagoutte, J. ve Netter, P. (1996). Evaluation of the effect of three surface treatments on the biocompatibility of 316L stainless steel using human cells. Biomaterials, 17 (5), 491-500.
78. Niinomi, M. (1998). Mechanical properties of biomedical titanium alloys. Materials Science and Engineering A, 243 (1-2) 231-236.
79. Niinomi, M. (2002). Recently metallic materials for biomedical applications. Metalurgical and Materials Transactions A, 33 (3), 477- 486.
80. Uchida, A., Nade, S.M., McCartney, E.R., Ching, W. (1984). The use of ceramics for bone replacement. A comparative study of three different porous ceramics. Journal of Bone and Joint Surgery, 66, 269-275.
81. Pasinli, A. (2004). Biyomedikal uygulamalarda kullanılan biyomalzemeler. Makine Teknolojileri Elektronik Dergisi, (4), 25-35.
82. E.M. Lawrence, M.G. Sara, M. Edwin, M. Frank, B.W. Ryan B., Next generation orthopaedic implants by additive manufacturing using electron beam melting, Int. J. Biomater. 2012, 14 article ID 245727.
83. L.B. Bourell, C.L. Leu, W.D. Rosen, Roadmap for additive manufacturing identifying the future of free form processing, The University of Texas at Austin, Laboratory for Freeform Fabrication, Advanced Manufacturing Center, 2009.
84. Wüst S, Müller R, Sandra H (2011) Controlled positioning of cells in biomaterials-approaches towards 3D tissue printing. J Funct Biomater 2: 119-154.
85. Guillotin B, Guillemot F (2011) Cell patterning technologies for organotypic tissue fabrication. Trends Biotechnol 29: 183-190.
86. Jakab K, Norotte C, Marga F, Murphy K, Vunjak-Novakovic G, et al. (2010) Tissue engineering by selfassembly and bio-printing of living cells Biofabrication 2: 1-14.
87. Izadifar Z, Chen X, Kulyk W (2012) Strategic design and fabrication of engineered scaffolds for articular cartilage repair. J Funct Biomater 3: 799-838.
88. Brian Derby. Printing and Prototyping of Tissues and Scaffolds. Science, Vol. 338 no. 6109 (2012) pp. 921-926.
89. Melchels FPW, Domingos MAN, Klein TJ, Malda J, Bartolo PJ, Hutmacher DW, Additive Manufacturing of Tissues and Organs, Progress in Polymer Science (2010).
90. Mironov V., V. Kasyanov, C. Drake, R.R. Markwald. Organ printing: promises and challenges. Regen Med. Jan; 3(1) (2008) 93-103.
91. Gartner's 2014 Hype Cycle for Emerging Technologies Maps the Journey to Digital Business. <http://www.gartner.com/newsroom/id/2819918>,

92. Murphy, S. V. & Atala, A. (2014) "3d bioprinting of tissues and organs. *Nature Biotechnology*."
93. Zopf DA, Hollister SJ, Nelson ME, Ohye RG, Green GE (2013) Bioresorbable airway splint created with a three-dimensional printer. *N Engl J Med* 368: 2043-2045.
94. Ursan I, Chiu L, Pierce A (2013) Three-dimensional drug printing: a structured review. *J Am Pharm Assoc* (2003) 53: 136-144.
95. 3D printers could create customized drugs on demand. *BBC News*, 18 April 2012.
96. The 'chemputer' that could print out any drug. *Kurzweil Accelerating Intelligence*, 26 July 2012.
97. Weisman JA, Nicholson JC, Tappa K, Jammalamadaka U, Wilson CG, et al. (2014) Antibiotic and chemotherapeutic enhanced 3D printer filaments and constructs for biomedical applications. *Int J Nanomedicine* 10: 357-370.
98. Nicholson C, Weisman, J, Mills DK, Wilson C (2015) A low cost tabletop method for manufacturing and 3D printing metal, ceramic, and bioactive enhanced filaments. *PLOS One* (in press).
99. Murphy SV, Atala A (2014) 3D bioprinting of tissues and organs. *Nat Biotechnol* 32:773-785.
100. C. M. Light, P. H. Chappell, and P. J. Kyberd, "Establishing a standardized clinical assessment tool of pathologic and prosthetic hand function: Normative data, reliability, and validity," *Arch. Phys. Med. Rehabil.*, vol. 83, no. 6, pp. 776–783, Jun. 2002.
101. A. J. Sitek, G. T. Yamaguchi, D. E. Herring, C. J. Willems, D. Boninger, and R. M. Boninger, "Development of an inexpensive upper-extremity prosthesis for use in developing countries," *JPO J. Prosthetics Orthot.*, vol. 16, no.3, 2004.
102. Hayhurst C (2014) Is this the future of medical technology? *Biomedical Instrumentation & Technology* 48: 14-23.
103. McMenamin PG, Quayle MR, McHenry CR, Adams JW (2014) The production of anatomical teaching resources using three-dimensional (3D) printing technology. *Anat Sci Ed* 7: 479-486.
104. Kung TA, Bueno RA, Alkhalefah GK, Langhals NB, Urbanchek MG, et al. (2013) Innovations in prosthetic interfaces for the upper extremity. *Plast Reconstr Surg* 132:1515-1523.
105. Krassenstein D (2014) Man compares his \$42k prosthetic hand to a \$50 3D printed cyborg beast. *3D Printer & 3D Printing News*.
106. Ventola CL (2014) Medical applications for 3D printing: current and projected uses. *P T* 39: 704-711.

107. Banks J (2013) Adding value in additive manufacturing: Researchers in the United Kingdom and Europe look to 3D printing for customization. *IEEE Pulse* 4:22-26.
108. Selimovic S, Saedinia S, Mehmet S, Dokmeci R, Khademhosseini A (2012) Microfabricated microvasculature networks. *Lab Chip* 12: 3217-3220.
109. Derby B (2012) Printing and Prototyping of Tissues and Scaffolds. *Science* 338: 921-925.
110. Bose S, Vahabzadeh S, Bandyopadhyay A (2013) Bone tissue engineering using 3D printing. *Materials Today* 16: 497-504.
111. Landers R, Mülhaupt R (2000) Desktop manufacturing of complex objects, prototypes and biomedical scaffolds by means of computer-assisted design combined with computer-guided 3D plotting of polymers and reactive oligomers. *Macromol Mat Eng* 282: 17-21.
112. Ozbolat IT, Yu Y (2013) Bioprinting toward organ fabrication: challenges and future trends. *IEEE Trans Biomed Eng* 60: 691-699.
113. Hayhurst C (2014) Is this the future of medical technology? *Biomedical Instrumentation & Technology* 48: 14-23.
114. McMenemy PG, Quayle MR, McHenry CR, Adams JW (2014) The production of anatomical teaching resources using three-dimensional (3D) printing technology. *Anat Sci Ed* 7: 479-486.
115. Kung TA, Bueno RA, Alkhalefah GK, Langhals NB, Urbanek MG, et al. (2013) Innovations in prosthetic interfaces for the upper extremity. *Plast Reconstr Surg* 132:1515-1523.
116. Yıldız H. (2010). Biyomedikal uygulamalarda kullanılan Ti6Al4V alaşımının yüzey modifikasyonu ve in vitro biyoaktivitesinin incelenmesi. Yüksek Lisans Tezi, Yıldız Teknik Üniversitesi, İstanbul.
117. Donachie, J. (2000). *Titanium: A Technical Guide*, 2nd Edition. Ohio: ASM International.
118. Meetham, G. W. (1981). *The Development of Gas Turbine Materials*. Essex, England: Applied Science Publishers LTD.
119. Allen, P. (1996). *Titanium Alloy Development*. *Advanced Materials & Processes*, 10, 35-37.
120. Peters M., Hemptenmacher. J., Kupfert J., Lejens C. (2003). *Structure and Properties of Titanium and Titanium Alloys*, Titan. Alloy. Weinheim: Wiley-VCH Verlag.
121. Liu X., Chu. P., Ding C. (2004). Surface modification of titanium, titanium alloys, and related materials for biomedical applications. *Mater. Sci. Eng. R Reports*, 47, 49–121.

122. Nouri A., Hodgson P., Wen C. (2010). Biomimetic Porous Titanium Scaffolds for Orthopedic and Dental Applications. A. Mukherjee, Biomimetics Learn. From Nat (s. 415–451). Australia: InTech.
123. Lütjering G., Williams J. (2007). Titanium. Springer.
124. Materials Properties Handbook: Titanium Alloys. (1994). ASM International.
125. Leyens C., Peters M. (2003). Titanium and Titanium Alloys: Fundamentals and Applications. Weinheim, Germany: Wiley-VCH.
126. Froes F. H., Allen P., Niinomi M. (1998). Non-Aerospace Applications of Titanium. TMS, (P. 3). Warrendale.
127. Rosenberg, W. (1970). The Science, Technology and Application of Titanium. Oxford, UK: Pergamon Press.
128. Collings E. W. (1994). Materials Properties Handbook: Titanium Alloys. Materials Park, USA: ASM.
129. Boyer, R. (1996). Titanium „95: Science and Technology. Cambridge: The University Press.
130. Walter J., Jackson M., Sims C. (1988). Titanium and its alloys: Principles of alloying titanium. Metals Park, USA: ASM International.
131. Thiehsen K. E., (1993). The effect of nickel, chromium, and primary alpha phase on the creep behavior of Ti-6242Si. Met. Trans. A, 24A, 1819-1826.
132. Seagle S. R., Hall G., Boomerger H. (1972). Met.Eng. Q, 48-54.
133. Lütjering G. (1998). Influence of Processing on Microstructure na Mechanical Properties of ($\alpha + \beta$) Titanium Allyos. Materials Science and Engineering, A243, 23-45.
134. Damkroger B. K., Edwards G. (1990). Continuous cooling transformation kinetics in alpha-beta titanium alloys. Simulation and Theory of Evolving Microstructures, The Metals, Minerals & Materials Society, 129-150
135. Atlas of Microstructures of Industrial Alloys (8th, 7b). (1972). Metals Handbook.
136. Lee Y. T, Peters M., Welsch G. (1999). Metallurgical and Materials Transactions A (22A).
137. Lütjering, G. ve Williams, J. C. (2007). Titanium. Springer-VerlagBerlin Heidelberg, (2 nd ed).
138. Niinomi, M. (1998). Mechanical properties of biomedical titanium alloys. Materials Science and Engineering A, 243 (1-2) 231-236.
139. Niinomi, M. (2002). Recently metallic materials for biomedical applications. Metalurgical and Materials Transactions A, 33 (3), 477- 486.
140. J.R. Myers, H.B. Bomberger, F.H. Froes, Corrosion behavior and use of titanium and its alloys, Journal of Metals, 36 (1984), 50-60.
141. F.H. Froes, H.B. Bomberger, The beta titanium alloys, Journal of Metals, 36 (1985), 55-62.

142. A.R. Machado, J. Wallbank, Machining of titanium and its alloys-a review, Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers, Part B, Journal of Engineering Manufacture, 204 (1990), 53-60.
143. I.Lautenschlager E, Monaghan P. Titanium and titanium alloys as dental materials. Int Dent J 1993;43:245-253.
144. Codel M. Analytical chemistry of titanium metals and compounds. New York, London: Interscience publishers, Inc. 1959:3-6.
145. Crawford PR. Titanium. The metal of the gods. NYSDJ. 1994;60:180-181.
146. Palmer JJ. Light Alloys-Metalurgy of the Light Metals. 1981;6:163-208.
147. Jaffee RI, Promisel NE. The science technology and application of titanium. 1st ed., Oxford, Pergamon Press, 1970.
148. Boyer, Howard E. and Timothy Gai. Metal Handbook. American Society for Metals. Metals park. 8th ed, Ohio, 1985
149. Williams DF. Titanium and titanium alloys. In: Biocompatibility of clinical implant materials, ed. By DF Williams, CRC Press, 1981, p. 9-44.
150. Leyens C. Peters M. Titanium and Titanium alloys, Wiley-VCH, Weinheim, Germany, 2003.
151. Shastri CV, Goldberg AJ. The influence of drawing parameters on the mechanical properties of two beta titanium alloys. J Dent Res 1983;62:1092-1094.
152. Donley TG, Gillette WB. Titanium endosseous implant soft tissue interface.: A literature review. J Periodontol 1991;62:153-160.
153. Brustone CJ, Goldberg AJ. Beta titanium: a new orthodontic alloy. Am J Orthod 1980;77:121-13.
154. Ezugwu EO, Wang ZM. Titanium alloys and their machinability., journal of material processing technology 1997;68:262-274
155. Ohkubo C, Watanabe I, Ford JP, Nakajima H, Hosoi T, Okabe T. The machinability of cast titanium and Ti6Al4V. Biomaterials 2000;21:421-428.
156. Vilaro T., Colin C., Bartout J. (2011). As-Fabricated and Heat-Treated Microstructures of the Ti-6Al-4V Alloy Processed by Selective Laser Melting. Metallurgical and Materials Transactions A, 3190-3199.
157. Thöne M., Leuders S., Riemer A., Tröster T., Richard H. (2012). Influence of heat-treatment on Selective Laser Melting products – e.g. Ti6Al4V. 492-498.
158. Vrancken B., Thijs L., Kruth J., Humbeeck J. (2012). Heat treatment of Ti6Al4V produced by Selective Laser Melting: Microstructure and mechanical properties. Journal of Alloys and Compounds, 177-185.
159. https://cdn0.scrvt.com/eos/4582dd51c75d605a/e5f7c9aef107/Material_DataSheet_EOS_Titanium_Ti64_Grade5_Premium_EOS_Titanium_Ti64_Grade23_Premium_en_WEB.pdf

160. Yan, M. Ve YU, M. 2015. An Overview Of Densification, Microstructure and Mechanical Property Of Additively Manufactured Ti6Al4V Comparison Among Selective Laser Melting, Electron Beam Melting, Laser Metal Deposition And Selective Laser Sintering And With Conventional Power Metallurgy. Chapter 5. Licensee In Tech. 83s.
161. D.Tuncay, Biyomedikal Uygulamalar için Titanyum İmplantların Mikro ve Nano Yapılı Titanyum Oksit Filmler ile Kaplanması ve Mekanik Özelliklerinin İncelenmesi Doktora Tezi, 2016 İzmir, Syf; 64.
162. Taş A.C., 2000. Synthesis of Biomimetic CaAHydroxyapatite Powders at 37°C in Synhyetic Body Fluids, *Biomaterials*, 21, 1429–1438, 2000.
163. Taş, A.C., 1998. “in situ Coating of Calcium Hydroxyapatite on Titanium or Stainless Steel Surfaces at 37°C in Synthetic Body Fluids,” 4. Seramik Kongresi, Tebligler Kitabı, Cilt 2, pp. 661A667, 22A25 Eylül 1998, Eskisehir.
164. Li, P., Kangasniemi, I., de Groot, K., Kokubo, T., 1994. Bonlike HA induction by a GelADerived Titania on a Titanium substrate. *journal of American Cer. Soc.*, 77, 5, 1307A1312, 1994.
165. Neuman W, Neuman M., 1958. The chemical dynamics of bone mineral. Chicago: University of Chicago Press, p. 34, 1958.
166. Kokubo, T., 1998. Apatite formation on surfaces o f ceramics, metals and polymers in body environment. *Acta materials*, vol. 146 no: 7, pp, 2519A2527, 1998.
167. Kokubo, T., 1990. Surface chemistry of bioactive glass ceramics. *J. of NonACryst Solids*, 51, 120A138, 1990.
168. Ohtsuki, C. , Kokubo, T. , Yamamuro, T., 1992. Mechanism of HA formation of CaOASiO2AP2O5 glasses in simulated body fluid. *J. of NonACryst Solids*, 143, 84A92, 1992.
169. Pasinli, A., Yuksel, M., Celik, E., Sener, S., Tas, C.A., 2010, “A new approach in biomimetic synthesis of calcium phosphate coatings using lactic acidANa lactate buffered body fluid solution” *Acta Biomaterialia* 6, 2282A2288, 2010.
170. Pasinli, A., Yuksel, M., Havitcioglu, H., Tas, A. C., Aksoy, R. S., Celik, E., Yildiz, H., Toparli, M., Canatan, A., Sener, S., 2009, “Calcium Phosphate Coating of Ti6Al4V by a NaAlactate and Lactic AcidAbuffered Body Fluid Solution” PCT Patent; Appl. No: WO 2009/145741 A2, 2009.
171. Bertol, L.S., Júnior, W.K., Silva, F.P., Aumund-Kopp, C. 2010. Medical design: Direct Metal Laser Sintering of Ti–6Al–4V. *Materials and Design*, 31, 3982-3988.
172. Yang, Yongqiang, Lu, J.-B., Luo, Z.-Y., Wang, D., 2012. Accuracy And Density Optimization İn Directly Fabricating Customized Orthodontic

- Production By Selective Laser Melting. *Rapid Prototyping Journal*, 18, 6, 482-489.
173. Laohaprapanon, A., Jeamwatthanachai, P., Wongcumchang, M., Chantarapanich, N., Chantawerod, S., Sitthiseripratip, K., Wisutmethangoon, S. 2011. Optimal Scanning Condition of Selective Laser Melting Processing with Stainless Steel 316L Powder. *Advanced Materials Research*, 341- 342, 816-820.
 174. Jia, Q., Gu, D. 2014. Selective Laser Melting Additive Manufacturing Of Inconel 718 Superalloy Parts: Densification, Microstructure and Properties. *Journal of Alloys and Compounds*, 585, 713-721.
 175. Song B., Dong S., Liao H., Coddet C., 2012. Process Parameters Selection for Selective Laser Melting of Ti6Al4V Based On Temperature Distribution Simulation and Experimental Sintering. *Int J Manuf Technol.* 61:967-974.
 176. Harsh Y Valeroa*, Sanket N Bhavsara, Experimental Investigation of Surface Roughness and Powder Consumption in Turning Operation of EN 31 Alloy Steel, *Procedia Technology* 14 (2014) 528-534.
 177. Kempen, K., Thijs, L., Yasa, E., Badrossamay, M., Verheecke, W., Kruth, J.-P., 2011. Process Optimization And Microstructural Analysis For Selective Laser Melting Of AlSi10Mg. Catholic University of Leuven, Departement of Mechanical Engineering, Belgium, 484-495. <http://utwired.engr.utexas.edu/lff/symposium/proceedingsarchive/pubs/Manuscripts/2011/2011-37-Kempen.pdf> (Erişim Tarihi: 12.10.2014).
 178. Calignano, F., Manfredi, D., Ambrosio, E.P., Iuliano, L., Fino, P. 2013. Influence Of Process Parameters On Surface Roughness of Aluminum Parts Produced by DMLS. *Int. J. Adv. Manuf. Technol.*, 67, 2743-2751.
 179. Song, B., Dong, S., Deng, S., Liao, H., Coddet, C. 2014. Microstructure And Tensile Properties Of Iron Parts Fabricated By Selective Laser Melting. *Optics & Laser Technology*, 56, 451-460.
 180. Erzincanlı, F., Ermurat, M., Comparison Of The Direct Metal Laser Fabrication Technologies. Gebze Institute of Technology. <http://www.turkcadcam.net/rapor/otoinsa/comparison-metal-laser-sintering.pdf> (Erişim Tarihi: 24.12.2014).
 181. Bineli, A.R.R., Peres, A.P.G., Jardini, A.L., Filho, R.M. 2011. Direct Metal Laser Sintering (DMLS): Technology for Design and Construction of Microreactors. 6th Brazilian Conference on Manufacturing Engineering, 11-15 April 2011, Caxias do Sul, Brazil.
 182. Simchi, A., Pohl, H. 2003. Effects Of Laser Sintering Processing Parameters On The Microstructure And Densification Of Iron Powder. *Materials and Engineering*, A359, 119-128.

183. Yasa, E., Kruth, J-P., 2011. Microstructural Investigation Of Selective Laser Melting 316L Stainless Steel Parts Exposed To Laser Re-Melting. *Procedia Engineering*, 19, 389- 395.
184. Yang, Yongqiang, Lu, J.-B., Luo, Z.-Y., Wang, D., 2012. Accuracy And Density Optimization In Directly Fabricating Customized Orthodontic Production By Selective Laser Melting. *Rapid Prototyping Journal*, 18, 6, 482-489.
185. Delgado, J., Ciurana, J., Rodríguez, C.A. 2012. Influence Of Process Parameters On Part Quality And Mechanical Properties For DMLS And SLM With Iron-Based Materials. *Int. J. Adv. Manuf. Technol.*, 60, 601-610.
186. Tumer, I.Y., Thompson, D.C., Wood, K.I., Crawford, R.H. 1996. Quantification Of Part Surface Quality: Application To Selective Laser Sintering. *The 1996 World Automation Conference Proceedings*, May, Montpellier, France, 731-736.
187. Yu, J., Lin, X., Ma, L., Wang, J., Fu, X., Chen, J., “Influence of laser deposition patterns on part distortion, interior quality and mechanical properties by laser solid forming (LSF)”, *Material Science and Engineering A*, 528, 2011, 1094-1104.
188. Vrancken, B., Thijs, L., Kruth, J. P., Humbeeck, J. V., “Heat treatment of Ti6Al4V produced by selective laser melting: Microstructure and mechanical properties”, *Journal of Alloys and Compounds*, 541, 2012, 177–185.
189. Leuders, S., Thöne, M., Riemer, A., Niendorf, T., Tröster, T., Richard, H. A., Maier, H. J., “On the mechanical behaviour of titanium alloy Ti6Al4V manufactured by selective laser melting: Fatigue resistance and crack growth performance”, *International Journal of Fatigue*, 48, 2013, 300–307.
190. Ren, H., Tian, X., Liu, D., Liu, J., Wang, H., “Microstructural evolution and mechanical properties of laser melting deposited Ti–6.5Al–3.5Mo–1.5Zr–0.3Si titanium alloy”, *Transactions of Nonferrous Metal Society of China*, 25, 2015, 1856–1864.
191. Attar, H., Calin, M., Zhang, L.C., Scudino, S., Eckert, J., “Manufacture by selective laser melting and mechanical behavior of commercially pure titanium”, *Materials Science & Engineering A*, 593, 2014, 170–177.
192. Lütjering, G., and Williams, J.C., 2007. *Engineering Materials and Process. Titanium*. Springer. Berlin Heidelberg New York. 16.
193. Blackwell, P.L., “The mechanical and microstructural characteristics of laser-deposited IN718”, *Journal of Material Processing Technology*, 170, 2015, 240–246.
194. Guan, K., Wang, Z., Gao, M., Li, X., Zeng, X., “Effects of processing parameters on tensile properties of selective laser melted 304 stainless steel”, *Materials and Design*, 50, 2013, 581–586.

195. Yu, J., Lin, X., Ma, L., Wang, J., Fu, X., Chen, J., “Influence of laser deposition patterns on part distortion, interior quality and mechanical properties by laser solid forming (LSF)”, *Material Science and Engineering A*, 528, 2011, 1094-1104.
196. Sames, W. J., List, F. A., Pannala, S., Dehoff, R. R., Babu, S. S., “The metallurgy and processing science of metal additive manufacturing”, *International Materials Reviews*, 61(5), 2016, 315-360.
197. Shuangyin, Z., Xin, L., Jing, C., Weidong, H., “Influence of heat treatment on residual stress of Ti-6Al-4V alloy by laser solid forming”, *Rare Metal Materials and Engineering*, 38, 2009, 774- 778.
198. Thijs, L., Verhaeghe, F., Craeghs, T., Humbeeck, J.V., Kruth, J.P.: A study of the microstructural evolution during selective laser melting of Ti-6Al-4V. *Acta Materialia* 58(9) (2010) 3303–3312.
199. Krakhmalev, P., Fredriksson, G., Yadroitsava, I., Kazantseva, N., du Plessis, A., Yadroitsev, I.: Deformation behavior and microstructure of Ti6Al4V manufactured by SLM. *Physics Procedia* 83 (2016) 778–788.
200. Vrancken, B., Thijs, L., Kruth, J.P., Humbeeck, J.V.: Heat treatment of Ti6Al4V produced by selective laser melting: Microstructure and mechanical properties. *Journal of Alloys and Compounds* 541 (2012) 177185.
201. Kim, H.M., Miyaji, F. ve Kokubo, T. “Effect of Heat Treatment on Apatite-Forming Ability of Ti Metal Induced by Alkali Treatment”, *Journal of Materials Science: Materials in Medicine*, Cilt 8, 341–347, 1997.
202. Nishiguchi, S., Kato, H., Fujita, H., Kim, H.M., Miyaji, F., Kokubo, T. ve Nakamura, T., “Enhancement of bone-bonding strengths of titanium alloy implants by alkali and heat treatments”, *Journal of Biomedical Materials Research*, Cilt 48, 689–696, 1999.
203. Su, Z. ve Zhou, W. (2009). Formation, microstructures and crystallization of anodic titanium oxide tubular arrays. *Journal of Materials Chemistry*, 19 (16), 2301- 2309.
204. Tsuchiya, H., Macak, J. M., Müller, L., Kunze, J., Müller, F., Greil, P. ve Schmuki, P. (2006). Hydroxyapatite growth on anodic TiO₂ nanotubes. *Journal of Biomedical Materials Research Part A*, 77 (3), 534-541.
205. Sreekantan, S., Lockman, Z., Hazan, R., Tasbihi, M., Tong, L. K., ve Mohamed, A. R. (2009). Influence of electrolyte pH on TiO₂ nanotube formation by Ti anodization. *Journal of Alloys and Compounds*, 485 (1), 478-483.
206. Song, H. J., Park, S. H., Jeong, S. H., & Park, Y. J. (2009). Surface characteristics and bioactivity of oxide films formed by anodic spark oxidation on titanium in different electrolytes. *Journal of Materials Processing Technology*, 209 (2), 864- 870.
207. Yang, B., Uchida, M., Kim, H. M., Zhang, X. and Kokubo, T. (2004). Preparation of bioactive titanium metal via anodic oxidation treatment. *Biomaterials*, 25 (6), 1003-1010.

208. Bartolomeu, F., Buciumeanu, M., Pinto, E., Alves, N., Silva, F. S., Carvalho, O., ve Miranda. G., 2017. Wear Behavior of Ti6Al4V Biomedical Alloys Processed by Selective Laser Melting, Hot Pressing and Conventional Casting. *Transactions of Nonferrous Metals Society of China (English Edition)* 27(4):829–38.
209. Körner, C., “Additive manufacturing of metallic components by selective electron beam melting — a review”, *International Materials Reviews*, 61(5), 2016, 361-377.
210. Thijs, L., Verhaeghe, F., Craeghs, T., Humbeeck, J.V., Kruth, J.P.: A study of the microstructural evolution during selective laser melting of Ti-6Al-4V. *Acta Materialia* 58(9) (2010) 3303–3312.
211. Krakhmalev, P., Fredriksson, G., Yadroitsava, I., Kazantseva, N., du Plessis, A., Yadroitsev, I.: Deformation behavior and microstructure of Ti6Al4V manufactured by SLM. *Physics Procedia* 83 (2016) 778–788.
212. Vrancken, B., Thijs, L., Kruth, J.P., Humbeeck, J.V.: Heat treatment of Ti6Al4V produced by selective laser melting: Microstructure and mechanical properties. *Journal of Alloys and Compounds* 541 (2012) 177185.
213. Murr, L., Quinones, S., Gaytan, S., Lopez, M., Rodela, A., Martinez, E., Hernandez, D., Martinez, E., Medina, F., Wicker, R.: Microstructure and mechanical behavior of Ti-6Al-4V produced by rapid-layer manufacturing, for biomedical applications. *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials* 2(1) (2009) 20–32.
214. Song, B., Dong, S., Zhang, B., Liao, H., Coddet, C.: Effects of processing parameters on microstructure and mechanical property of selective laser melted Ti6Al4V. *Materials and Design* 35 (2012) 120–125.
215. Campanelli, S.L., Contuzzi, N., Ludovico, A.D., Caiazzo, F., Cardaropoli, F., Sergi, V.: Manufacturing and characterization of Ti6Al4V lattice components manufactured by selective laser melting. *Materials* 7(6) (2014) 4803–4822.
216. Sidambe, A.T.: Biocompatibility of advanced manufactured titanium implants - a review. *Materials* 7(12) (2014) 8168–8188.
217. Ramosoou, M., Chikwanda, H., Bolokang, A., Booyesen, G., Ngonda, T.: Additive manufacturing: Characterization of Ti-6Al-4V alloy intended for biomedical application. *The Southern African Institute of Mining and Metallurgy* (2010) 337–343.
218. Thone, M., Leuders, S., Riemer, A., Troster, T., Richard, H.: Influence of heat-treatment on selective laser melting products - e.g. Ti6Al4V. *Solid Freeform Fabrication Proceedings* 26 (2012) 492–498 Annual international solid freeform fabrication symposium by University of Texas.
219. Herzog, D., Seyda, V., Wycisk, E., Emmelmann, C., “Additive manufacturing of metals”, *Acta Materialia*, 117, 2016, 371-392.

220. Mendonça, G., Mendonça, D. B., Aragao, F. J. ve Cooper, L. F. (2008). Advancing dental implant surface technology—from micron-to nanotopography. *Biomaterials*, 29 (28), 3822-3835.



ÖZGEÇMİŞ

Adı Soyadı: Esra Zerina APPAVURAVTHER

Doğum Yeri ve Yılı: Abu Dhabi (BAE), 1995

Medeni Hali: Bekar

Yabancı Dili: İngilizce

E-posta: esrazerinaa@gmail.com/ esrazerina@temizarge.com

Eğitim Durumu

Lise: Vali Erol Çakır Anadolu Lisesi, 2013

Lisans: Manisa Celal Bayar Üniversitesi, Metalurji ve Malzeme Mühendisliği Bölümü, 2017

Yüksek Lisans: Manisa Celal Bayar Üniversitesi, Metalurji ve Malzeme Mühendisliği Bölümü, 2020

Erasmus: Montanuniversität Leoben Rittinger Laboratuvarı, 2019

Mesleki Deneyim: Temiz Ar&Ge Teknopark İzmir, 2019-...(Halen)

Uluslararası Kongrelerde Yayınlanan Bildiriler/ Yayınlar:

1. Seçici Lazer Ergitme (SLE) Yöntemi ile Üretilen Ti6Al4V Alaşımli Numunelerin Yapısal ve Mekanik Özellikleri (4.Uluslararası 3 Boyutlu Baskı Teknolojileri ve Dijital Endüstri Kongresi),
2. Seçici Lazer Ergitme (SLE) Yöntemi ile Üretilen Spinal İmplantların Isıl İşlemlili ve Isıl İşlemsiz Numunelerin Mekanik Özelliklerinin Karşılaştırılması (4.Uluslararası 3 Boyutlu Baskı Teknolojileri ve Dijital Endüstri Kongresi).
3. 3B Baskı Teknolojisinin Hayatımızı Değiştirdiği 10 Alan (4. Uluslararası 3 Boyutlu Baskı Teknolojileri ve Dijital Endüstri Kongresi),
4. Spinal İmplant Üretimi İçin Lazer Sinterleme ile Üç Boyutlu Titanyum Toz Yazıcı ve Katmanlı Üretim: Yenilikçi Bir Dönemin Başlangıcı? (13. Uluslararası Türk Omurga Kongresi/ İzmir-Türkiye),
5. Voxel Tabanlı Yüzey Mesh Uygulamasının, Simufact Additive Yazılımı ile Artık Gerilimler Üzerindeki Etkisinin İncelenmesi (3.Uluslararası 3 Boyutlu Baskı Teknolojileri ve Dijital Endüstri Kongresi), Düzce Üniversitesi Bilim ve Teknoloji Dergisi, Cilt 6, Sayı 4, Sayfa 930-940.