



**FARKLI ENERJİ YOĞUNLUKLARINDA SEÇİCİ LAZER  
ERGİTMELİ EKLEMELİ İMALAT YÖNTEMİ İLE SAF  
TİTANYUM MALZEMESİNİN ÜRETİLMESİ YAPISAL,  
MEKANİK, KOROZYON ve TRİBOKOROZYON  
ÖZELLİKLERİNİN ARAŞTIRILMASI**

**Sinem YİĞİT**

**Yüksek Lisans Tezi**

**Makine Mühendisliği Ana Bilim Dalı**

**Danışman: Doç. Dr. Onur ÇOMAKLI**

**2024**

**Her hakkı saklıdır.**



**FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ  
YÜKSEK LİSANS TEZİ**

**FARKLI ENERJİ YOĞUNLUKLARINDA SEÇİCİ LAZER ERGİTMELİ  
EKLEMELİ İMALAT YÖNTEMİ İLE SAF TİTANYUM MALZEMESİNİN  
ÜRETİLMESİ: YAPISAL, MEKANİK, KOROZYON ve TRIBOKOROZYON  
ÖZELLİKLERİNİN ARAŞTIRILMASI**

**Sinem YİĞİT**

**Tez Danışmanı: Doç. Dr. Onur ÇOMAKLI**

**Anabilim Dalı: Makine Mühendisliği**

**Erzurum**

**2024**

**Her hakkı saklıdır**

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

**FARKLI ENERJİ YOĞUNLUKLARINDA SEÇİCİ LAZER ERGİTMELİ  
EKLEMELİ İMALAT YÖNTEMİ İLE SAF TİTANYUM MALZEMESİNİN  
ÜRETİLMESİ: YAPISAL, MEKANİK, KOROZYON ve TRİBOKOROZYON  
ÖZELLİKLERİNİN ARAŞTIRILMASI**

Doç. Dr. Onur ÇOMAKLI danışmanlığında, Sinem YİĞİT tarafından hazırlanan bu çalışma 18 / 11 / 2024 tarihinde aşağıdaki jüri tarafından Makine Mühendisliği Ana Bilim Dalı'nda Yüksek Lisans tezi olarak **Oy birliği ile (3/3)** kabul edilmiştir.

Başkan : Dr. Öğr. Üyesi Yusuf POLAT *İmza* :  
Üye : Dr. Öğr. Üyesi Mevra ASLAN ÇAKIR *İmza* :  
Üye : Doç. Dr. Onur ÇOMAKLI *İmza* :

Yukarıdaki sonucu onaylıyorum

**Doç. Dr. Bünyamin ÖZGERİŞ**

**Enstitü Müdürü**

\*Bu tez çalışması TÜBİTAK tarafından 222M312 nolu proje ile desteklenmiştir.

## ETİK KURALLARA UYGUNLUK BEYANI

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

18 / 11 / 2024

İmzası

Sinem YİĞİT

# ÖZET

YÜKSEK LİSANS TEZİ

## FARKLI ENERJİ YOĞUNLUKLARINDA SEÇİCİ LAZER ERGİTMELİ EKLEMELİ İMALAT YÖNTEMİ İLE SAF TİTANYUM MALZEMESİNİN ÜRETİLMESİ YAPISAL, MEKANİK, KOROZYON ve TRIBOKOROZYON ÖZELLİKLERİNİN ARAŞTIRILMASI

Sinem YİĞİT

Erzurum Teknik Üniversitesi

Fen Bilimleri Enstitüsü

Makine Mühendisliği Ana Bilim Dalı

Danışman: Doç. Dr. Onur ÇOMAKLI

Bu çalışmada, farklı enerji yoğunluklarında Seçici Lazer Ergitmeli (SLE) yöntem kullanılarak saf titanyum malzemesi üretilmiş ve üretilen numunelerin yapısal, mekanik, korozyon ve tribokorozyon özellikleri incelenmiştir. SLE yöntemi, titanyum tozlarının katmanlar halinde ergitilerek üretim yapılmasına olanak sağlayan yenilikçi bir üretim teknolojisidir. Tez kapsamında, üretilen titanyum numunelerinin enerji yoğunluğuna göre farklı özellikler sergilediği gözlemlenmiş; XRD analizi, mikro yapı incelemeleri, mikro sertlik ölçümleri ve korozyon testleri gerçekleştirilmiştir. Araştırma sonuçları, yüksek enerji yoğunluklarında üretilen numunelerin mekanik özelliklerinin daha iyi olduğunu, korozyon ve tribokorozyon direncinin arttığını göstermiştir. Bu sonuçlar, titanyum malzemelerinin biyomedikal implantlar gibi uygulamalarda kullanılabilirliğini artırmaktadır.

**2024, 41 sayfa**

**Anahtar Kelimeler:** Eklemeli İmalat, Titanyum, Seçici Lazer Ergitme, Korozyon, Tribokorozyon, Mikrosertlik

## **ABSTRACT**

MS. Thesis

# **INVESTIGATION OF STRUCTURAL, MECHANICAL, CORROSION and TRIBOCORROSION PROPERTIES OF PURE TITANIUM MATERIAL PRODUCED BY SELECTIVE LASER MELTING MANUFACTURING METHOD AT DIFFERENT ENERGY DENSITIES**

Sinem YİĞİT

Erzurum Technical University

Graduate School of Natural and Applied Sciences

Department of Mechanical Engineering

Supervisor: Assoc. Prof. Dr. Onur ÇOMAKLI

In this study, pure titanium material was produced using the Selective Laser Melting (SLM) method at different energy densities, and the structural, mechanical, corrosion, and tribocorrosion properties of the produced samples were examined. The SLM method is an innovative manufacturing technology that enables the production of titanium powders by melting them layer by layer. Within the scope of the thesis, it was observed that the titanium samples exhibited different properties depending on the energy density; XRD analysis, microstructural examinations, microhardness measurements, and corrosion tests were performed. The research results showed that the mechanical properties of the samples produced at higher energy densities were better, and their corrosion and tribocorrosion resistance increased. These findings enhance the usability of titanium materials in biomedical applications such as implants.

**2024, 41 page**

**Keywords:** Additive manufacturing, Titanium, Selective Laser Melting, Corrosion, Tribocorrosion, Microhardness

## TEŞEKKÜR

Bu alıőmanın her aőamasında yanımda olup, engin bilgisi ve kıymetli tecrübesiyle bana rehberlik eden, zamanını ve desteęini benden esirgemeyen tez danışmanım Sayın Doç. Dr. Onur ÇOMAKLI hocama en derin Őukranlarımı sunarım. Gősterdięi ilgi, sabır ve anlayıő, bu sūreteki en būyūk motivasyon kaynaęım olmuő; her zorlukta bana gūven vermiőtir. Ayrıca Dr. Őęr. Őyesi MEVRA ASLAN ÇAKIR ile birlikte, sizin eőtiz rehberlięiniz, bu akademik yolculuęumu zenginleőtirerek, benim için unutulmaz bir deneyim haline getirmiőtir. Her Őey için en içten teőtakkūrlerimi sunuyorum; sizinle çalıőmak benim için būyūk bir ayrıcalıktır.

Deneysel çalıőmalarım sūresince cihaz ve ekipmanlarından yararlandıęım, Erzurum Teknik Őniversitesi Yūksək Teknoloji Uygulama ve Araőtırma Merkezi'ne ve deęerli çalıőanlarına teőtakkūr ederim.

Bu zorlu yolculukta, her anımda yanımda olan, özverisi ve desteęiyle beni her daim cesaretlendiren en yakın arkadaőtım Elif KAVUN'a içtenlikle teőtakkūr ederim. Onun yanımda olması, bu sūrecin aydınlık ve anlam dolu geçmesine vesile oldu.

Ayrıca, hayatım boyunca koőtulsuz sevgi ve anlayıőlarıyla beni destekleyen, benim için her zaman bir gū kaynaęı olan çok kıymetli aileme sonsuz teőtakkūrlerimi sunuyorum. Onların fedakarlıęı, rehberlięi ve sınırsız desteęi sayesinde bu gūnlere ulaőtmanın mutluluęunu yaőtıyorum. Ailem, benim hayattaki en būyūk ilham kaynaęım ve bu baőtarıyı onlara adıyorum.

**Sinem YİğİT**  
**Kasım 2024**

# İÇİNDEKİLER

	<b><u>Sayfa</u></b>
<b>ÖZET</b> .....	i
<b>ABSTRACT</b> .....	ii
<b>TEŞEKKÜR</b> .....	iii
<b>İÇİNDEKİLER</b> .....	iv
<b>SİMGELER VE KISALTMALAR DİZİNİ</b> .....	v
<b>ŞEKİLLER DİZİNİ</b> .....	vi
<b>ÇİZELGELER DİZİNİ</b> .....	vii
<b>1. GİRİŞ</b> .....	1
<b>2. KAYNAK ÖZETLERİ</b> .....	7
2.1. Biyomalzemeler.....	7
2.1.1. Metalik biyomalzemeler.....	8
2.1.1.1. Titanyum alaşımları.....	8
2.2. Eklemeli imalat.....	10
<b>3. MATERYAL ve YÖNTEM</b> .....	17
3.1. Materyal.....	17
3.2. CAD Çizimi ve Sterolitografi (STL) Formatına Dönüştürülmesi.....	18
3.3. SLE Yöntemi ile Numunelerin İmalatı.....	19
3.4. X Işını Difraksiyon (XRD) Analizi.....	20
3.6. Taramalı Elektron Mikroskopu (SEM) Analizleri.....	22
3.7. Mikrosertlik ölçümleri.....	23
3.8. Korozyon analizleri.....	23
3.9. Tribokorozyon analizleri.....	25
3.10. 3D Yüzey Profilometre Analizleri.....	26
<b>4. ARAŞTIRMA BULGULARI ve TARTIŞMA</b> .....	27
4.1. Mikroyapı Analizleri.....	27
4.2. Mikrosertlik Sonuçları.....	30
4.3. Korozyon Analizleri.....	31
4.4. Tribokorozyon Analizleri.....	32
<b>5. SONUÇ ve ÖNERİLER</b> .....	37
<b>KAYNAKLAR</b> .....	39

## SİMGELER VE KISALTMALAR DİZİNİ

### Simgeler      Açıklama

°	Derece
C	Çevrim zamanı (dakika)
K	Kelvin
m	Metre
P	Basınç

### Kısaltmalar

OCP	Açık Devre Potansiyeli
DC	Doğru Akım
EDS	Enerji Dispersiv Spektrumu
HV	Vickers Sertlik Değeri
SLE	Seçici Lazer Ergitme
3D	3 Boyutlu
CAD	Computer Aided Design
SEM	Taramalı Elektron Mikroskobu
YUTAM	Yüksek Teknoloji Uygulama ve Araştırma Merkezi
XRD	X-Ray Difraktometre
V	Gerilim birimi, Volt
W	Watt

## ŞEKİLLER DİZİNİ

Şekil 1.1. Biyomalzeme türleri .....	1
Şekil 1.2. Biyomalzemelerin getirdiği avantajlar .....	2
Şekil 2.1. Seçici lazer ergitme teknolojisi şematik resmi .....	14
Şekil 3.1. Saf titanyum tozunun tanecik boyut dağılımı ve mikromorfolojisi.....	18
Şekil 3.2. Test numunelerinin CAD görünümüleri.....	19
Şekil 3.3. Üretim sonrası elde edilen saf titanyum numuneleri .....	20
Şekil 3.4. XRD Cihazı .....	21
Şekil 3.5. Optik Mikroskop.....	22
Şekil 3.6. Taramalı Elektron Mikroskobu.....	22
Şekil 3.7. Mikrosertlik ölçüm cihazı.....	23
Şekil 3.8. Korozyon Test Ünitesi.....	24
Şekil 3.9. Tribokorozyon test sistemi .....	25
Şekil 3.10. 3D Profilometre Cihazı.....	26
Şekil 4.1. Farklı enerji yoğunluklarında üretilmiş saf titanyum örneklerin XRD grafikleri.....	27
Şekil 4.2. Farklı enerji yoğunluklarında üretilmiş saf titanyum örneklerin doluluk oranları .....	28
Şekil 4.3. Farklı enerji yoğunluklarında üretilmiş saf titanyum örneklerin yüzey görüntüleri (a) A1, (b) A2, (c) A3 ve (d) A4 .....	29
Şekil 4.4. Farklı enerji yoğunluklarında üretilmiş saf titanyum örneklerin mikrosertlik değerleri .....	30
Şekil 4.5. Üretilmiş saf titanyumlar için simüle edilmiş vücut sıvısında (SBF) potansiyodinamik korozyon analizlerinin sonuçları .....	31
Şekil 4.6. Üretilmiş saf titanyum tribokorozyon testleri sonrası aşınma esnasında açık devre potansiyeli eğrileri.....	33
Şekil 4.7. Üretilmiş saf titanyum tribokorozyon testleri sonrası aşınma COF değerleri ve aşınma oranları.....	34
Şekil 4.8. Üretilmiş saf titanyumun tribokorozyon testleri sonrası SEM aşınma izi görüntüleri: A1:(a), A2:(b), A3:(c), A4:(d).....	36

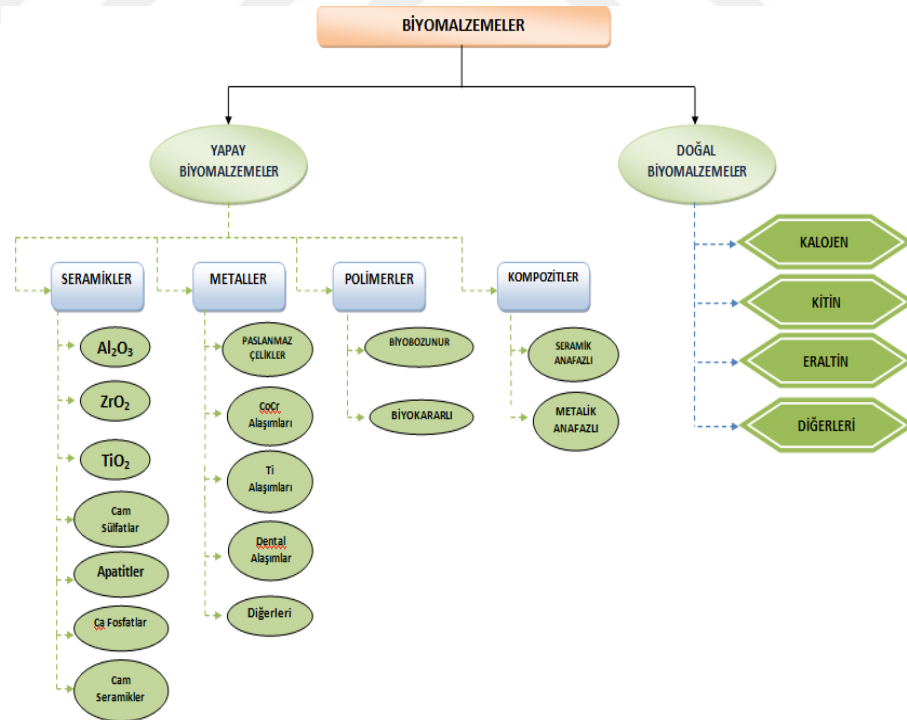
## ÇİZELGELER DİZİNİ

<b>Çizelge 1.1.</b> Biyomedikal ürünlerde kullanılan doğal ve sentetik malzemeler.....	3
<b>Çizelge 1.2.</b> Metalik biyomalzemelere ait yoğunluk değerleri .....	3
<b>Çizelge 3.1.</b> Saf titanyum tozunun kimyasal kompozisyonu .....	17
<b>Çizelge 3.2.</b> Üretim parametreleri.....	20
<b>Çizelge 3.3.</b> Ph 7,25 1 litrelik SBF' nin hazırlanması (Kokubo et al. 1990; Aslan 2011) .....	24
<b>Çizelge 4.1.</b> Üretilmiş saf titanyumlar için simüle edilmiş vücut sıvısında (SBF) potansiyodinamik korozyon analizlerinin sonuçları .....	32



## 1. GİRİŞ

Biyomalzemeler, insan vücudundaki işlevleri desteklemek veya iyileştirmek için kullanılan ve modern tıpta kritik bir rol oynayan malzemelerdir. Bu malzemeler, doğal veya sentetik kaynaklardan elde edilebilir ve biyolojik sistemlerle etkileşim halindedirler. Örneğin, Amerikan Ulusal Sağlık Enstitüsü'ne göre, biyomalzemeler yaşam kalitesini artırmak için vücuttaki dokuları değiştirebilir veya doğal işlevleri artırabilirler. Biyomalzemelerin tarihi binlerce yıl öncesine dayanır ve antik medeniyetlerden başlayarak kullanılmışlardır. Ancak, modern biyomalzemelerin gelişimi 20. yüzyılın başlarında hız kazanmıştır. Bu dönemde, insan vücuduyla uyumlu metallerin (örneğin, titanyum) kullanılmasıyla protezler ve implantlar geliştirilmiştir (Şekil 1.1.). Sentetik polimerlerin keşfi ve gelişimi ise biyomalzemelerin alanını genişletmiş, günümüzde ise polietilen ve silikon gibi materyaller kalp kapakları, yapay damarlar ve meme protezleri gibi tıbbi cihazlarda yaygın olarak kullanılmaktadır (Ratner et al. 2020; Hasirci et al. 2018).

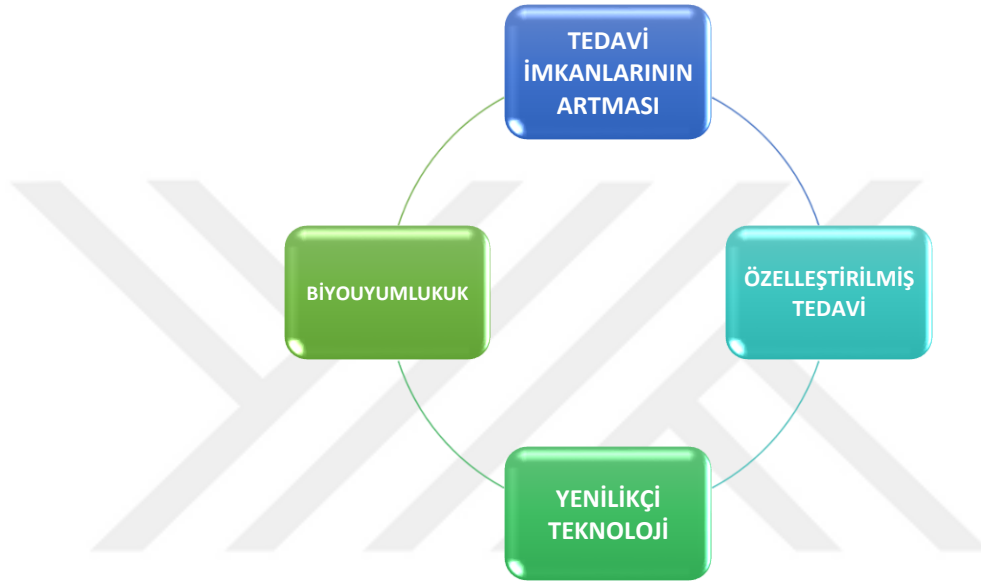


Şekil 1.1. Biyomalzeme türleri

## 1. GİRİŞ

---

Teknolojinin ilerlemesiyle birlikte, biyomalzemelerin fonksiyonel özellikleri ve kullanım alanları sürekli genişlemekte ve hücresel düzeyde etkileşim sağlayabilen nano malzemeler ve biyobaskı gibi yeni teknolojilerin gelişimiyle büyük bir ivme kazanmıştır. Bu nedenle, biyomalzemelerin multidisipliner bir yaklaşımla incelenmesi, sağlık sektöründe devrim niteliğindeki yeniliklerin ortaya çıkmasına yardımcı olacaktır (Rezaie et al.2015).



**Şekil 1.2.** Biyomalzemelerin getirdiği avantajlar

Günümüzde en yaygın olarak tercih edilen biyomalzemeler arasında titanyum (Ti) ve alaşımları, paslanmaz çelik ve alaşımları ile CoCr alaşımları (Cr)-molibden (Mo) alaşımları bulunmaktadır. Metaller, birçok yönden dezavantajlara sahip olmalarına rağmen, sahip oldukları kristal yapı ve metalik bağların güçlü olmasından dolayı üstün mekanik özellikler sergilerler. Ancak biyoyumluluklarının düşük olması, yüksek sertlikleri, korozyona karşı düşük dirençleri, yüksek yoğunlukları ve bazı durumlarda dokularda alerjik reaksiyonlara sebep olabilecek metal iyonları salmaları gibi dezavantajlar da bulunmaktadır. Biyomedikal ürünlerde kullanılan bazı metalik biyomalzemelere ait yoğunluk değerleri Çizelge 1.2.'de verilmiştir (Zhao et al. 2016).

**Çizelge 1.1.** Biyomedikal ürünlerde kullanılan doğal ve sentetik malzemeler

Uygulama Alanı	Malzeme Türü
İskelet sistemi, eklemler, kırık kemik uçlarını tespit için kullanılan ince metal levhalar	Titanyum, titanyum-alüminyum-vanadyum alaşımları, paslanmaz çelik, kobalt-krom alaşımları
Kemik dolgu maddesi, kemikte oluşan şekil bozukluklarının tedavisinde	Polimetilmetakrilat (PMMA), hidroksiapatit
Göz içi lensler, kontakt lensler, kornea bandajı	PMMA, silikon kauçuk, hidrojel, silikon-akrilat, kalojen

Biyomalzemelerin kullanımında olumlu ve olumsuz yönler birçok farklı faktöre bağlı olarak değişebilir. Tablo 1.3 de biyomalzemelerin olumlu ve olumsuz yönleri özetlenmiştir. Genel olarak biyomalzemelerin kullanımı, potansiyel faydaları ve riskleri dikkate alınarak yapılmalıdır ve sürekli olarak araştırılmalı ve geliştirilmelidir. Titanyum ve alaşımları, geniş bir biyomedikal mühendislik ürünleri ve implantlar yelpazesinde yaygın olarak kullanılmaktadır. Bu malzemelerin tercih edilmesinin temelinde, eşsiz biyouyumlulukları, yüksek mekanik mukavemetleri, düşük elastisite modülleri ve manyetik olmamaları gibi özellikler yatmaktadır. Bu özellikler, titanyum ve alaşımlarının çeşitli tıbbi uygulamalarda başarılı bir şekilde kullanılmasını sağlamaktadır (Çomaklı et al. 2014).

**Çizelge 1.2.** Metalik biyomalzemelere ait yoğunluk değerleri

Malzeme	Yoğunluk (gr/cm <sup>3</sup> )
Ti ve alaşımı	4,5
316 paslanmaz çelik	7,9
CoCrMo	8,3
CoNiCrMo	9,2
NiTi	6,7

## 1. GİRİŞ

---

Biyomalzemelerin kullanımında olumlu ve olumsuz yönler birçok farklı faktöre bağlı olarak değişebilir. Genel olarak biyomalzemelerin kullanımı, potansiyel faydaları ve riskleri dikkate alınarak yapılmalıdır ve sürekli olarak araştırılmalı ve geliştirilmelidir. Titanyum ve alaşımları, geniş bir biyomedikal mühendislik ürünleri ve implantlar yelpazesinde yaygın olarak kullanılmaktadır. Bu malzemelerin tercih edilmesinin temelinde, eşsiz biyouyumlulukları, yüksek mekanik mukavemetleri, düşük elastisite modülleri ve manyetik olmamaları gibi özellikler yatmaktadır. Bu özellikler, titanyum ve alaşımlarının çeşitli tıbbi uygulamalarda başarılı bir şekilde kullanılmasını sağlamaktadır (Çomaklı et al. 2014).

Titanyum, biyouyumluluğu yüksek, mukavemeti artırılabilir, iyi bir ısı iletkenliğine sahip ve manyetik etkili olmayan bir malzemedir. Bu özellikleri sayesinde titanyum, cerrahi implantlar, hassas dokularda ve kemik/kalça protezlerinde yaygın olarak tercih edilir. Ancak, titanyumun reaktif doğası ve karmaşık geometriler gerektiren ürünlerin üretimi gibi zorluklarla karşılaşılabilir (Iijima et al. 2003).

Geleneksel imalat yöntemleri, titanyum gibi reaktif malzemelerin işlenmesinde zaman alıcı, maliyetli ve enerji yoğun işlemleri gerektirir. Özellikle implant ve protez ürünlerinin karmaşık geometrileri nedeniyle, geleneksel üretim yöntemleriyle bu yapıların üretilmesi zor olabilir. Ancak, son yıllarda eklemeli imalat yöntemleri, özellikle Seçici Lazer Ergitmeli (SLE) yöntem, titanyum ve benzeri malzemelerin üretiminde önemli bir alternatif haline gelmiştir. SLE yöntemi, bilgisayar kontrollü lazer ışınıyla katmanlar halinde titanyum tozlarını ergiterek istenilen ürünü oluşturur. Bu yöntem, geleneksel yöntemlere göre birçok avantaj sunar, çünkü istenilen her geometri hızlı bir şekilde elde edilebilir, malzeme israfı minimum seviyeye indirilir ve üretimde geniş bir ürün çeşitliliği sağlanır (Ahmadi et al. 2022).

Özellikle saf titanyum gibi hafif ve yüksek mukavemetli malzemelerin üretiminde geniş bir uygulama yelpazesi bulunmaktadır. Ancak, SLM sürecinin belirli parametreleri, üretilen parçaların mekanik, tribolojik ve korozyon özellikleri üzerinde önemli bir etki yaratmaktadır. Öncelikle, lazer gücü, tarama hızı ve katman kalınlığı gibi işlem parametreleri, parçanın mikro yapısının oluşumunu etkileyen en kritik faktörlerdir. Düşük lazer gücü veya yüksek tarama hızı, ergitme derinliğini azaltarak zayıf bağlantılara ve

## 1. GİRİŞ

---

dolayısıyla mukavemet kaybına yol açabilirken, yüksek lazer gücü ve düşük tarama hızı, daha iyi bir ergitme ve daha homojen bir mikro yapı sağlar. Bu durum, saf titanyumun hem mekanik dayanımını artırırken hem de aşınma direncini iyileştirebilir (Wysocki et al. 2022, Loginov et al. 2018).

Mikro yapının özellikleri, titanyum parçalarının oksidasyonunu, korozyon direncini ve tribolojik performansını doğrudan etkiler. SLM ile üretilen yüzeylerin pürüzlülük derecesi, aşınma ve sürtünme gibi tribolojik özellikleri etkilerken, ısıtma ve soğutma hızları bu pürüzlülüğün oluşumunda önemli rol oynamaktadır. Yüksek yüzey pürüzlülüğü, malzemenin aşınma hızını artırabilirken, düzgün yüzeyler tribolojik performansı iyileştirme potansiyeline sahiptir (Çomaklı 2020).

Korozyon, özellikle biyomedikal uygulamalar ve agresif ortamlarda kullanılan titanyum parçaları için önemli bir endişe kaynağıdır. Saf titanyum, doğal olarak oluşan bir oksit tabakası sayesinde genel olarak iyi bir korozyon direncine sahiptir. Ancak, SLM sürecinde meydana gelen mikro yapısal farklılıklar, oksit tabakasının kalınlığı ve yapısındaki tutarlılık, parçaların korozyon dayanıklılığını etkileyebilir. Özellikle, yüzeydeki mikroyapı varyasyonları ve pürüzlülük, korozyonun başlaması için kritik bir nokta oluşturabilir; bu nedenle, yüzey modifikasyonları veya kaplama teknolojileri ile bu etkilerin azaltılması gerekebilir (Sercombe 2018).

Tribokorozyon süreçleri, hem mekanik aşınma hem de kimyasal reaksiyonların birleşimi olarak tanımlanabilir ve bu durum, titanyumun hem dayanıklılığını hem de performansını etkileyen kritik bir konudur. SLM ile üretilen parçaların yüzeyinde oluşan ince oksit tabakaları, aşınma ve korozyon direncini artırarak, parçaların uzun ömürlülüğünü ve güvenilirliğini artırabilir. Bu bağlamda, SLM'nin yüksek performanslı titanyum alaşımlarının geliştirilmesinde ve optimize edilmesinde sunduğu potansiyel, bilimsel ve endüstriyel anlamda büyük önem taşımaktadır (Alaloosi 2024).

Sonuç olarak, seçici lazer ergitme yöntemi ile üretilen saf titanyum parçalarının yapı ve kalite karakteristikleri, bu sürecin detaylı anlaşılmasını gerektiren karmaşık bir etkileşimler ağına dayanmaktadır. Bu nedenle, proses parametrelerinin optimize edilmesi,

## 1. GİRİŞ

---

gelişmiş uygulamalar için son derece önemlidir ve bu doğrultuda yapılacak araştırmalar, titanyumun modern mühendislikteki rolünü daha da güçlendirebilir.

Bu tez kapsamında, farklı enerji yoğunluklarında Seçici Lazer Ergitme (SLM) yöntemi ile saf titanyum numuneleri üretilmiştir. Araştırmanın temel hipotezi, üretim parametrelerinin malzeme özellikleri üzerindeki etkilerinin optimize edilerek, biyomedikal uygulamalarda kullanılabilir üstün mekanik, korozyon ve tribokorozyon özelliklerine sahip titanyum parçalar elde edilmesidir. İlk olarak, numunelerin CAD modelleri hazırlanmış ve SLM cihazında üretim gerçekleştirilmiştir. Üretilen numuneler sırasıyla XRD analizleri ile faz yapısı açısından incelenmiş, mikro yapı incelemeleri yapılmış ve yoğunlukları hesaplanmıştır. Daha sonra, numunelere mikrosertlik ölçümleri uygulanmış, korozyon ve tribokorozyon testleri gerçekleştirilmiştir. Elde edilen bulgular, enerji yoğunluğunun malzeme özellikleri üzerindeki etkilerini detaylı bir şekilde ortaya koymuştur.

### 2. KAYNAK ÖZETLERİ

#### 2.1. Biyomalzemeler

Biyomalzemelerin tıbbi alandaki kullanımı, bilimsel araştırmaların odak noktası olmuş, geçmişi köklü ancak modern gelişmelerle hız kazanan bir alandır. Tarihsel olarak, mumyalanmış cesetlerde yapılan gözlemler, eski uygarlıklarda yapay organların ve protezlerin kullanıldığını göstermektedir. Ancak, modern biyomalzemelerin gelişimiyle birlikte, özellikle son yüzyılda, bu alandaki ilerlemeler hız kazanmıştır (Niinomi et al.2008; Vazirian at al. 2022).

Biyomalzemeler, vücutla uyumlu malzemelerin geliştirilmesiyle başlayarak, tıbbi alandaki çeşitli uygulamalara olanak sağlamıştır. Metal, seramik ve polimer gibi farklı malzemeler, dokuların onarılması veya yenilenmesi için vücudun çeşitli bölgelerinde kullanılmaktadır. Bu, örneğin, kemik plakalarından başlayarak yapay kalp kapakları ve kalça protezleri gibi daha karmaşık uygulamalara kadar geniş bir yelpazede gerçekleşmektedir (Gümüşdereli 2002).

Biyomalzemelerin tıbbi alandaki kullanımı, iki ana yöntem olan transplantasyon ve implantasyon işlemlerine dayanmaktadır. Transplantasyonda, hastanın kendi dokusu veya başka bir kaynaktan alınan doku kullanılırken, implantasyonda biyomalzemeler doğrudan vücuda yerleştirilir. Bu yöntemler, özellikle ortopedik protezlerin ömrünü uzatmak için önemlidir. Biyomalzemelerin uyumluluğu, yüzey uyumluluğu ve yapısal uyumluluk olmak üzere iki temel kriter üzerinden değerlendirilir. Yüzey uyumluluğu, malzemenin vücut dokularıyla uyumlu kimyasal, fiziksel ve biyolojik özelliklere sahip olmasını ifade ederken, yapısal uyumluluk, malzemenin vücut dokularıyla mekanik olarak uyumlu olmasını sağlar. Bu uyumluluklar, biyomalzemenin etkin ve güvenli bir şekilde kullanılmasını sağlar (Yetim 2009).

### 2.1.1. Metalik biyomalzemeler

Metalik biyomalzemeler, kas-iskelet sisteminin mekanik koşullarına uyum sağlama yetenekleri nedeniyle tercih edilir. Ancak düşük biyouyumluluk, korozyona eğilim, sertlik, yüksek yoğunluk ve alerjik reaksiyon riski gibi dezavantajlar taşırlar. Özellikle titanyum ve alaşımları, paslanmaz çelikler, altın, platin, gümüş ve kobalt gibi malzemeler, tıbbi uygulamalarda yaygın olarak kullanılır. Bu malzemeler, ortopedik implantlarda kalp-damar cerrahisine kadar geniş bir alanda kullanılır. Biyomedikal cihazların üretiminde de metalik biyomalzemeler tercih edilir. Metal protezlerin biyouyumluluğu, vücut içindeki korozyon etkisiyle ilgilidir ve malzemenin seçilmesi ve test edilmesi önemlidir. Bunun için en önemli alaşım ve metal paslanmaz çeliklerdir. Metal paslanmaz çelikler içerisinde en yaygın biyomalzeme olarak kullanılan malzeme ise titanyum alaşımlarıdır (Yazıcı 2015).

#### 2.1.1.1. Titanyum alaşımları

Titanyum ve titanyum alaşımları, günümüzde özellikle havacılık, uzay, biyomedikal, otomotiv ve kimya endüstrisinde yaygın olarak kullanılan son derece değerli malzemelerdir. Bu metallerin bu kadar geniş kullanım alanı bulmasının başlıca nedenleri, yüksek dayanıklılık-ağırlık oranı, korozyon direnci ve biyouyumluluk gibi özelliklere sahip olmalarıdır (Najafzadeh et al. 2024).

Titanyum, sahip olduğu düşük yoğunluk (yaklaşık  $4.5 \text{ g/cm}^3$ ) ve yüksek mukavemet özellikleriyle mühendislik ve tasarım alanında oldukça çekici bir malzeme olarak öne çıkar. Çelikle karşılaştırıldığında, titanyum hem daha hafiftir hem de benzer mukavemet seviyelerine ulaşabilir. Ayrıca, korozyon direnci bakımından da titanyum oldukça avantajlıdır. Çoğu asit, tuzlu su ve kimyasal ortamda yüksek dayanıklılık gösterir, bu da kimya endüstrisinde uzun ömürlü ve düşük bakım gerektiren ekipmanlar üretiminde tercih edilmesini sağlar. Isıl dayanımı da önemli bir özelliktir; titanyum, yaklaşık  $600^\circ\text{C}$ 'ye kadar mekanik özelliklerini koruyabilir ve bu özellik, havacılık ve uzay endüstrisinde, jet motorları ve uçak gövdeleri gibi yüksek sıcaklığa maruz kalan parçalarda kullanılmasını mümkün kılar. Bunun yanı sıra, titanyum biyouyumlu bir

malzeme olması nedeniyle tıbbi implantlar, protezler ve diş implantları gibi biyomedikal uygulamalarda sıkça tercih edilir. İnsan vücudunda alerjik reaksiyonlara veya doku reddine neden olmaması, onu bu alanda ideal bir seçenek haline getirir (Veiga 2012).

Titanyumun saf hali birçok avantaj sağlarken, alaşım olarak kullanıldığında özellikleri daha da optimize edilebilir. Alaşımalarında genellikle alüminyum, vanadyum, molibden ve demir gibi elementler bulunur. Bu elementlerin eklenmesiyle titanyumun mekanik özellikleri ve korozyon direnci artırılarak daha geniş bir uygulama yelpazesi sunması sağlanır.

Başlıca titanyum alaşımları arasında en yaygın olarak kullanılan Ti-6Al-4V (Grade 5) öne çıkar. Bu alaşım, alüminyum ve vanadyum ile güçlendirilmiş yapısıyla tüm titanyum alaşımlarının yaklaşık %50'sini oluşturur. Yüksek mukavemeti, tokluk ve korozyon direnci sayesinde havacılık, denizcilik ve biyomedikal uygulamalarda sıklıkla tercih edilir. Bir diğer önemli alaşım olan Ti-6Al-2Sn-4Zr-2Mo, yüksek sıcaklık dayanımı gerektiren uygulamalar için idealdir. Isıl dirençli yapısı nedeniyle özellikle havacılık ve uzay sanayisinde kullanım alanı bulur. Beta titanyum alaşımları (Beta Phase Titanium) ise daha iyi şekillendirilebilirlik ve soğuk işlenebilirlik sunar. Ayrıca, diğer titanyum alaşımlarına kıyasla daha yüksek mukavemet sağlama özelliğine sahiptir. Bu alaşımlar, yüksek dayanıklılık ve esneklik gerektiren uygulamalarda tercih edilir (Kishawy 2019).

Titanyum, sahip olduğu üstün özellikler sayesinde birçok farklı alanda yaygın bir şekilde kullanılmaktadır. Havacılık ve uzay sanayisinde, yüksek mukavemet-ağırlık oranı ve ısı direnci sayesinde uçak gövdeleri, iniş takımları, jet motorları ve roket bileşenlerinde tercih edilir. Özellikle jet motorlarında, ısı ve mekanik stres altında dayanıklılık sağlayan titanyum alaşımları kritik bir rol oynar. Biyomedikal uygulamalarda ise biyoyumluluğu sayesinde vücut içi implantlar, yapay eklemler ve diş implantları gibi cihazlarda yaygın olarak kullanılır. Vücut dokularıyla iyi bir uyum sağlaması ve alerjik reaksiyon riskini minimize etmesi, titanyumu bu alanda ideal bir malzeme haline getirir. Otomotiv endüstrisinde, özellikle yüksek performanslı ve yarı otomobillerinde, titanyumun hafifliği ve mukavemeti motor parçaları, egzoz sistemleri ve süspansiyon bileşenlerinde kullanılır. Hız ve performansın ön planda olduğu bu araçlarda

titanyum kritik bir avantaj sunar. Son olarak, kimya endüstrisinde korozyon direnci, düşük bakım maliyeti ve uzun ömrü ile dikkat çeken titanyum, asidik ve bazik ortamlara dayanıklılığı sayesinde borular, ısı değıştiriciler ve depolama tankları gibi ekipmanlarda kullanılır (Van Noort 1987).

Titanyum, sahip olduğu birçok avantajın yanı sıra bazı zorluklar ve dezavantajlar da barındırır. Maliyet, titanyumun en büyük dezavantajlarından biridir. Saf titanyumun ve titanyum alaşımlarının üretimi, diğer metallere kıyasla oldukça pahalıdır. Bu yüksek maliyet, malzemenin yaygın kullanımını sınırlayan en önemli faktörlerden biri olarak öne çıkar. Ayrıca, işleme maliyeti de yüksektir; titanyumun işlenmesi zordur ve bu süreç özel kesici takımlar gerektirir. Zor işlenebilirlik, titanyumun dayanıklı ve sert yapısından kaynaklanır. Bu durum, işleme sürecini zorlaştırır ve yüksek sıcaklıklar ile özel ekipmanların kullanılmasını gerektirir. Aynı zamanda, oksijen ve azot gibi elementlerle reaksiyona girme eğiliminde olması, işlem sırasında ekstra önlemler alınmasını zorunlu kılar. Kırılabilirlik de bir diğer dezavantajdır; düşük sıcaklıklarda titanyum kırılabilir hale gelebilir ve bu durum, kullanım alanlarını sınırlayabilir. Ancak, çeşitli alaşımlar bu sorunu bir dereceye kadar çözerek titanyumun performansını iyileştirebilir (Williams et al. 2020).

### 2.2. Eklemeli imalat

Eklemeli imalat (Additive Manufacturing, AM), malzemeyi katman katman ekleyerek nesnelerin üretildiği bir üretim teknolojisidir. Geleneksel imalat yöntemlerinden farklı olarak, malzeme çıkarma yerine malzeme ekleme prensibine dayanır. Bu yöntem, özellikle tasarım özgürlüğü, düşük maliyetli prototip üretimi ve malzeme israfını en aza indirme avantajlarıyla son yıllarda büyük bir popülerite kazanmıştır. 3D baskı olarak da bilinen bu teknoloji, havacılıktan otomotive, tıptan inşaata kadar birçok sektörde devrim niteliğinde yenilikler sunmaktadır. (Wong et al. 2012). Eklemeli imalatın sunduğu bazı temel avantajlar ve özellikler şunlardır:

- Geleneksel yöntemlerdeki kalıp ve takım sınırlamaları olmadan, eklemeli imalatla karmaşık geometriler ve detaylı içyapılar üretilebilir. Örneğin, içi boş, çok katmanlı veya organik şekillerdeki parçalar üretmek mümkündür.
- Geleneksel üretim süreçleri genellikle malzeme çıkarma (talaşlı imalat) esasına dayandığından, hammadde israfına neden olabilir. Ancak eklemeli imalatla sadece ihtiyaç duyulan kadar malzeme kullanılır. Bu, özellikle pahalı malzemelerle çalışırken önemli bir maliyet tasarrufu sağlar.
- Eklemeli imalat, hızlı ve düşük maliyetli prototip üretimi sağlar. Tasarımlar kısa sürede test edilebilir, değiştirilebilir ve tekrar üretilebilir. Bu, ürün geliştirme döngüsünü hızlandırır ve AR-GE süreçlerini daha verimli hale getirir.
- Bu teknoloji, bireysel ihtiyaçlara göre özel parçalar üretme olanağı sağlar. Özellikle medikal sektöründe, hastaya özgü protezler, diş implantları ve ortopedik parçalar gibi kişiselleştirilmiş ürünlerin üretiminde büyük avantajlar sunar.
- Eklemeli imalat sayesinde optimize edilmiş tasarımlar oluşturulabilir. Özellikle havacılık ve otomotiv sektörlerinde daha hafif, ancak aynı zamanda güçlü ve dayanıklı parçalar üretmek mümkün hale gelir. Bu da yakıt verimliliğini artırır ve maliyetleri düşürür (Frazier 2014).

### 2.2.1. Eklemeli imalatın uygulama alanları

Eklemeli imalat, sahip olduğu esneklik ve yenilikçi üretim teknikleri sayesinde birçok sektörde geniş bir uygulama alanı bulmaktadır. Havacılık ve uzay sanayisinde, karmaşık geometrilere sahip, hafif ancak dayanıklı parçaların üretiminde eklemeli imalat büyük bir avantaj sağlar. Uçak parçaları, motor bileşenleri ve uydu yapı elemanlarının üretiminde kullanılarak parça başına üretim maliyetini düşürmek ve malzeme tasarrufu sağlamak gibi önemli faydalar sunar. Otomotiv endüstrisinde, araçların daha hafif ve yakıt verimli olmasını sağlamak amacıyla motor parçaları, şasi elemanları ve özel tasarım bileşenlerin üretiminde bu teknoloji tercih edilir. Aynı zamanda bireysel araç özelleştirmeleri için de kullanılmaktadır. Tıp ve sağlık alanında, kişiye özel tıbbi cihazlar ve protezler eklemeli imalat teknolojileri sayesinde doğrudan hastaya uyarlanabilir. Cerrahi rehberler, protezler ve diş implantları gibi ürünler bu yöntemle üretilirken, biyomalzemelerle yapılan üç boyutlu baskı, organ üretimi gibi devrimsel uygulamaların

da önünü açmaktadır. Mimari ve inşaat sektöründe, büyük ölçekli 3D baskı teknolojileriyle bina ve yapı bileşenleri üretilebilmektedir. Bu yöntem, inşaat süreçlerini hızlandırırken işçilik maliyetlerini azaltarak daha ekonomik çözümler sunar. Moda ve sanat dünyasında ise tasarımcılara benzersiz ve karmaşık formlar yaratma imkânı tanıyan eklemeli imalat, mücevher tasarımlarından ayakkabı üretimine ve özel moda ürünlerine kadar birçok alanda yenilikçi ürünlerin ortaya çıkmasını sağlar (Liu et al. 2017).

### 2.2.2. Eklemeli imalatın zorlukları

Her ne kadar eklemeli imalat, birçok avantaj sunsa da, bazı zorluklar ve kısıtlamalar da mevcuttur:

- **Yüksek Maliyetler:** Eklemeli imalat makineleri ve malzemeleri, özellikle metal tozları ve yüksek hassasiyet gerektiren sistemler, pahalı olabilir. Üretim maliyetlerini düşük tutmak için seri üretime uygun hale getirilmesi gerekmektedir.
- **Yüzey Kalitesi ve Boyut Kısıtlamaları:** Özellikle FDM gibi daha düşük maliyetli yöntemlerde, üretilen parçaların yüzey kalitesi ve boyutları sınırlı olabilir. Bu da ek işleme veya bitirme gerektirebilir.
- **Malzeme Seçimi Kısıtlamaları:** Eklemeli imalatta kullanılan malzemeler genellikle belirli sınırlamalara sahiptir. Her malzeme her yöntemle işlenemediği için, proje gereksinimlerine en uygun yöntemi ve malzemeyi seçmek önemlidir.
- **Yavaş Üretim Süreci:** Eklemeli imalat, parça parça malzeme ekleme prensibine dayandığı için, büyük ölçekli veya karmaşık yapıların üretimi uzun sürebilir. Seri üretime göre daha yavaş bir süreç olabilir (Jiménez et al. 2019).

### 2.2.3. Toz yatak prosesine göre metal eklemeli imalat teknolojileri

Toz yataklı eklemeli imalat (M.E.I.) sistemleri, genellikle bir plaka üzerine toz yayma mekanizması kullanarak çalışır. Bu sistemler, vakum altında veya titanyum ve alüminyum gibi reaktif metal tozlarının oksidasyonunu önlemek için soy gaz dolu kapalı bir kabin içerisinde işlem görür. Kabinin ortasında bir metal tozu haznesi bulunur ve toz, bir serici bıçak ile düzleştirilir. Lazer kullanan sistemler için 100 °C, elektron ışını kullanan sistemler için ise 700 °C civarında belirlenmiş bir sıcaklığa kadar önceden

ısıtılan kabinde, lazer veya elektron ışını, genellikle 20 ile 200 µm kalınlığında olan 3B CAD verilerinden oluşturulmuş kesit desenine göre metal tozu yüzeyine taranır. İnşa platformu, her taramadan sonra bir katman kalınlığı kadar aşağı iner ve toz serme işlemi tekrarlanarak parça tamamlanır.

Toz yatak M.E.I. sistemleri, lazer ergitme yöntemleri olarak bilinir ve ticari olarak direkt metal lazer sinterleme (DMLS), lazer ergitme (Laser Cusing) ve seçici lazer ergitme (SLM) isimleriyle anılır. Elektron ışınla ergitme (EBM) yöntemi, vakum altında elektron ışını kullanırken, bağlayıcı püskürtme (BJT) yöntemi, tozları bağlamak için bağlayıcı ve ısı enerjisi kullanır. Bu yöntemler, malzemenin katman katman birleştirilmesi yoluyla nesnelere üretilmesini sağlar.

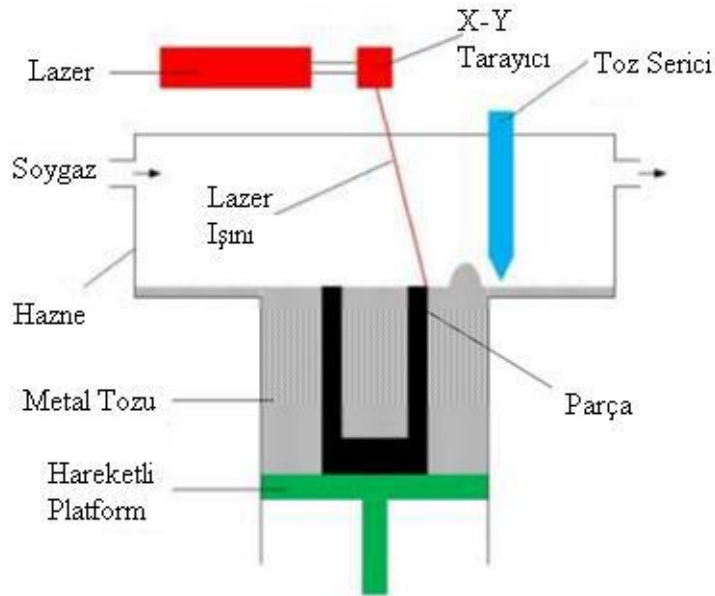
### A) Seçici lazer ergitme-MTT/Selective laser melting (SLM)

Seçici lazer ergitme (Selective Laser Melting, SLM), metal tozlarının lazer enerjisi kullanılarak eritilip katman katman birleştirilmesiyle nesnelere üretildiği bir eklemeli imalat (additive manufacturing) tekniğidir. SLM, özellikle yüksek mukavemet gerektiren metal parçaların üretilmesinde kullanılır ve havacılık, otomotiv, tıp ve mühendislik gibi alanlarda giderek daha fazla tercih edilmektedir. Bu teknoloji, 3D baskı yöntemlerinden biridir ve geleneksel imalat yöntemlerine kıyasla sunduğu tasarım özgürlüğü, malzeme verimliliği ve zaman kazancı ile dikkat çeker. SLM, toz yatağı (powder bed) esaslı bir üretim yöntemidir. Bu yöntemde metal tozu, ince bir katman halinde baskı tablasına yayılır ve yüksek güçlü bir lazerle, sadece modelin gerekli bölümleri eritilerek katmanlar halinde şekillendirilir. Her katman tamamlandıktan sonra tabla bir miktar aşağıya hareket eder ve üzerine yeni bir toz katmanı serilir. Bu süreç, nihai ürün elde edilene kadar tekrar eder. Parçalar, lazer enerjisinin doğrudan toz metal malzemeyi tamamen eritmesi ve katılaşması yoluyla oluşur. SLE yönteminin avantajları şu şekilde özetlenebilir;

- **Yüksek Mukavemetli ve Karmaşık Parçalar Üretimi:** SLM, dayanıklı metallerin kullanılmasına imkan tanıdığı için son derece sağlam ve mukavemetli parçalar üretilir. Ayrıca karmaşık geometriler ve içyapılar, bu yöntemle

üretilebilir, bu da geleneksel imalat yöntemleriyle mümkün olmayan tasarımların hayata geçirilmesini sağlar.

- **Hafiflik ve Malzeme Optimizasyonu:** SLM, özellikle hafif ama güçlü yapılar oluşturmak için idealdir. Havacılık ve otomotiv sektörlerinde, ağırlık ve mukavemet optimizasyonu sağlamak için tercih edilir. Malzemenin sadece ihtiyaç duyulan yerlerine lazer uygulanarak hafif, içi boş ya da iskelet benzeri yapılar üretilebilir.
- **Maliyet ve Malzeme Verimliliği:** SLE’de kullanılan metal tozları, genellikle titanyum, alüminyum, paslanmaz çelik ve kobalt-krom gibi yüksek performanslı malzemelerdir. Geleneksel talaşlı imalat yöntemlerinde çok fazla malzeme israfı oluşabilirken, SLM ile bu israf minimuma iner. Kullanılmayan metal tozları, daha sonra yeniden kullanılabilir, bu da maliyet tasarrufu sağlar.
- **Prototipleme ve Ürün Geliştirme Hızlılığı:** SLE ile karmaşık parçalar kısa sürede üretilebilir, bu da tasarımların hızlı bir şekilde test edilmesini ve iyileştirilmesini sağlar. Özellikle yeni ürün geliştirme süreçlerinde bu hız, şirketlerin pazara çıkış süresini önemli ölçüde azaltır.
- **Özelleştirilebilir Üretim:** Seçici lazer ergitme teknolojisi, bireysel ihtiyaçlara göre özelleştirilmiş parçalar üretmeye olanak tanır. Özellikle tıp sektöründe, hastaya özgü implantlar, protezler ve cerrahi aletler gibi ürünlerin kişiye özel tasarlanması ve üretilmesi büyük bir avantajdır.



Şekil 2.1. Seçici lazer ergitme teknolojisi şematik resmi

### B) Seçici lazer ergitme parametreleri

Seçici Lazer Ergitme (Selective Laser Melting, SLM) teknolojisinin başarısı, kullanılan parametrelerin doğru bir şekilde kontrol edilmesine bağlıdır. Bu parametreler, baskı kalitesini, parçanın mekanik özelliklerini, yüzey kalitesini ve üretim hızını etkiler. SLM işlemi sırasında, lazerin gücü, tarama hızı, katman kalınlığı, toz yatağı sıcaklığı gibi birçok parametre dikkatlice ayarlanmalıdır. Bu parametrelerin her biri, parçanın yapısal bütünlüğü, yoğunluğu, yüzey kalitesi ve üretim süresi üzerinde doğrudan etkili olabilir (Mutua et al. 2018; Al-Aloosi et al. 2023).

- **Lazer Gücü:** Lazer gücü, seçici lazer ergitme sürecindeki en önemli parametrelerden biridir. Lazer, metal tozunu eritmek için gerekli enerjiyi sağlar. Lazer gücü artırıldıkça, metal tozu daha derin bir şekilde erir ve daha yoğun bir yapı oluşur. Ancak, çok yüksek lazer gücü de malzeme üzerinde aşırı ısınmaya ve erimiş havuzun kontrolsüz bir şekilde genişlemesine yol açabilir. Bu da parçada çatlaklar, gözenekler ve iç gerilmeler gibi istenmeyen etkiler yaratabilir. Düşük lazer gücü ise malzemenin tam olarak erimemesine ve katmanlar arasında zayıf bağlar oluşmasına neden olabilir.
- **Tarama Hızı:** Tarama hızı, lazerin malzeme yüzeyinde hareket ettiği hızdır. Bu hız, lazer gücüyle birlikte denge içinde olmalıdır. Yüksek tarama hızlarında, lazerin metal tozunu tamamen eritmek için yeterli zamanı olmaz, bu da parçanın gözenekli olmasına ve istenilen yoğunlukta olmamasına neden olabilir. Aksine, düşük tarama hızları ise malzemenin aşırı erimesine yol açabilir ve bu da deformasyon ve yüzeyde istenmeyen hatalar oluşturabilir.
- **Katman Kalınlığı:** Katman kalınlığı, her bir baskı katmanının yüksekliğini belirler ve doğrudan üretim hızını ve parça kalitesini etkiler. Daha ince katmanlar, daha yüksek çözünürlük ve daha pürüzsüz bir yüzey kalitesi sağlar, ancak üretim süresini uzatır. Daha kalın katmanlar ise üretim sürecini hızlandırır ancak yüzey kalitesini ve detayların hassasiyetini azaltabilir. Bu nedenle, katman kalınlığı, parça geometrisine ve istenen yüzey kalitesine bağlı olarak optimize edilmelidir.
- **Toz Yatağı Sıcaklığı:** Toz yatağının sıcaklığı, ergitme sürecinde önemli bir parametredir. Yüksek toz yatağı sıcaklıkları, erimiş metalin daha yavaş soğumasını sağlar, bu da iç gerilmeleri ve çatlakları azaltabilir. Ancak, çok yüksek

sıcaklıklar malzemenin yapısal özelliklerini bozabilir. Düşük sıcaklıklarda ise erimiş metal hızla soğuyarak, iç gerilmelere ve kırılmalı yapılar oluşmasına yol açabilir. Sıcaklığın kontrolü, özellikle yüksek hassasiyet gerektiren metal alaşımlarında büyük önem taşır.

- **Lazer Spot Çapı:** Lazer spot çapı, lazer ışınının malzemeye odaklandığı alanın büyüklüğünü belirler. Daha dar bir spot çapı, daha hassas detaylar ve ince yapılar elde etmek için kullanılırken, daha geniş bir spot çapı daha hızlı üretim sağlar. Ancak, spot çapı daraldıkça lazer gücünün malzemeye uygulanma yoğunluğu artar, bu da malzemenin aşırı ısınmasına yol açabilir. Spot çapı ile lazer gücü ve tarama hızı arasındaki denge, istenilen parçanın geometrisine ve malzeme özelliklerine göre ayarlanmalıdır.
- **Tarama Stratejisi:** Tarama stratejisi, lazerin bir katman üzerindeki hareket düzenini ifade eder. Farklı tarama desenleri kullanılarak, parçadaki iç gerilmeler minimize edilebilir ve homojen bir yapı elde edilebilir. En yaygın tarama stratejilerinden biri, katmanlar arasında çapraz geçişler kullanarak gerilmeleri dağıtmaktır. Bu sayede malzeme içinde homojen bir mikro yapı elde edilir. Tarama stratejisi, aynı zamanda yüzey pürüzlülüğünü ve iç yapısal bütünlüğü de etkileyebilir.
- **Ortam Gazı ve Atmosfer Kontrolü:** SLM süreçlerinde genellikle reaktif metallerin oksidasyonunu önlemek için inert gazlar (argon veya azot) kullanılır. Bu gazlar, erimiş metalin havayla temasını engelleyerek, oksitlenmeyi ve istenmeyen reaksiyonları önler. Uygun atmosfer kontrolü olmadan, özellikle titanyum ve alüminyum gibi metallerde oksitlenme riski artar, bu da malzemenin mekanik özelliklerinde bozulmalara yol açabilir. Ortam gazı akış hızı ve saflığı, üretim kalitesi açısından büyük önem taşır (Yadroitsev et al. 2007).

### 3. MATERYAL ve YÖNTEM

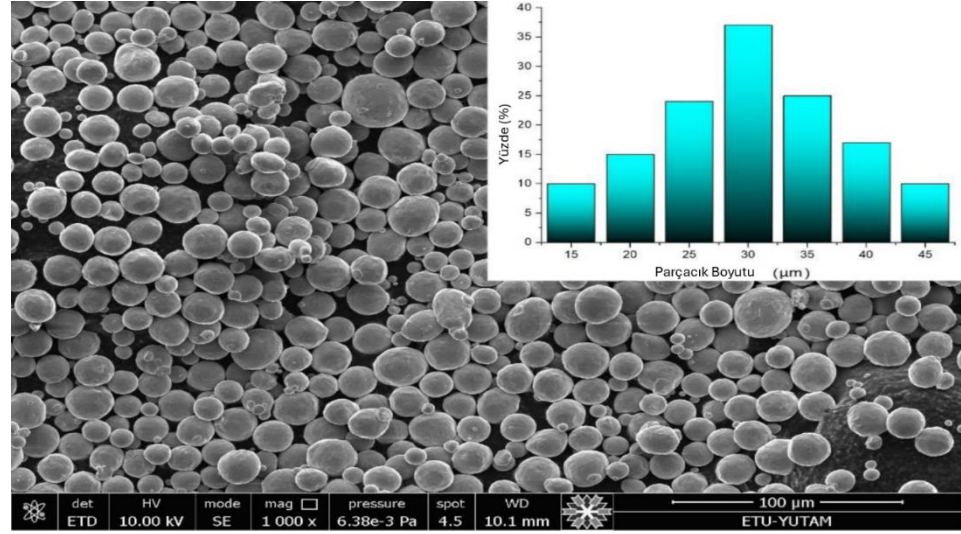
#### 3.1. Materyal

Bu tez çalışması kapsamında %99 saflıkta titanyum tozu kullanılmıştır. Titanyum tozuna ait kimyasal bileşimler çizelge 3.1’de belirtilmiştir. Saf titanyum, genellikle yüksek dayanım, hafiflik ve korozyona karşı direnç gibi üstün özelliklere sahip bir malzemedir.

**Çizelge 3.1.** Saf titanyum tozunun kimyasal kompozisyonu

Elementler	Yüzde ağırlık (%)
Ti	99,0 (min.)
O	0,1-0,3
Fe	0,2-0,5
C	0,05 (max.)
N	0,03 (max.)
H	0,01 (max.)

Saf titanyum tozunun tanecik boyutu dağılımı ve mikromorfolojisi Şekil 3.1.’de gösterilmiştir. Ortalama parçacık boyut dağılımı 15 ile 45 µm arasında olup ortalama 30 µm olduğu görülmüştür. Saf titanyum tozunun element analizi Energy-dispersive X-ışını spektroskopisi (EDS) ile yapılmıştır.

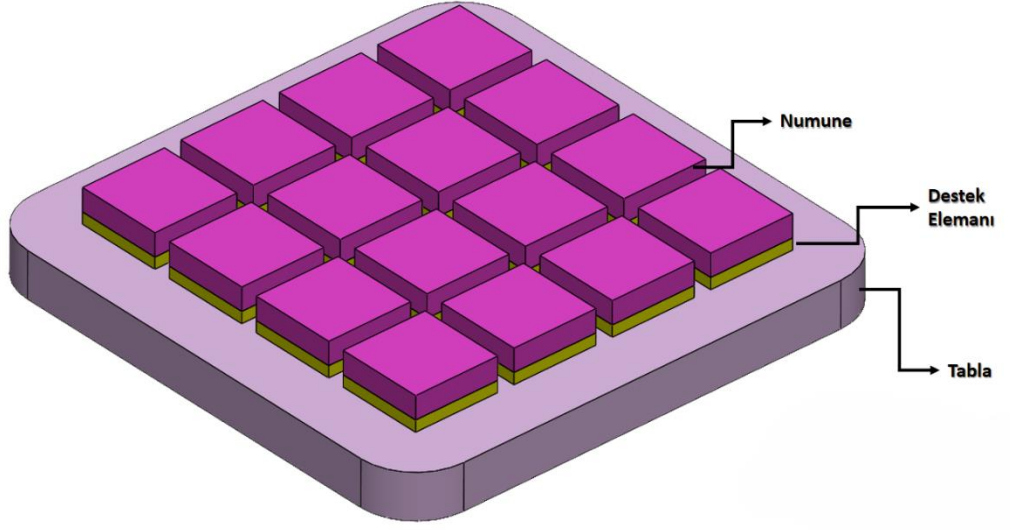


**Şekil 3.1.** Saf titanyum tozunun tanecik boyut dağılımı ve mikromorfolojisi

### 3.2. CAD Çizimi ve Sterolitografi (STL) Formatına Dönüştürülmesi

Tez çalışması Seçici Lazer Ergitme (SLE) yöntemi ile Şekil 2’de gösterilmiş olan üretilecek test numuneleri SolidWorks ve AutoFab yazılımından faydalanılarak modellenmiştir. Modeller, Seçici Lazer Ergitme (SLE) yöntemiyle üretim için STL dosya formatına çevrilmiştir. Üretim sırasında parçalarda oluşabilecek çarpılmaları engellemek ve destek sağlaması için destek elemanları kullanılmıştır. Şekil 3.2’ de, bu CAD’de tasarlanmış ve destek elemanları eklenmiş numuneler sunulmuştur.

SLE yöntemiyle üretilmesi planlanan numunelerin tasarımları STL formatına çevrilmiştir. Sonrasında, titanyum alaşımından üretilecek numunenin deforme olmasını engellemek ve parçanın stabilitesini sağlamak adına numunelerin alt bölümlerine destek yapıları konulmuştur. CAD yazılımında tasarlanarak alt bölmelerine destek yapıları eklenen numunelerin görselleri Şekil 3.2’de gösterilmiştir.



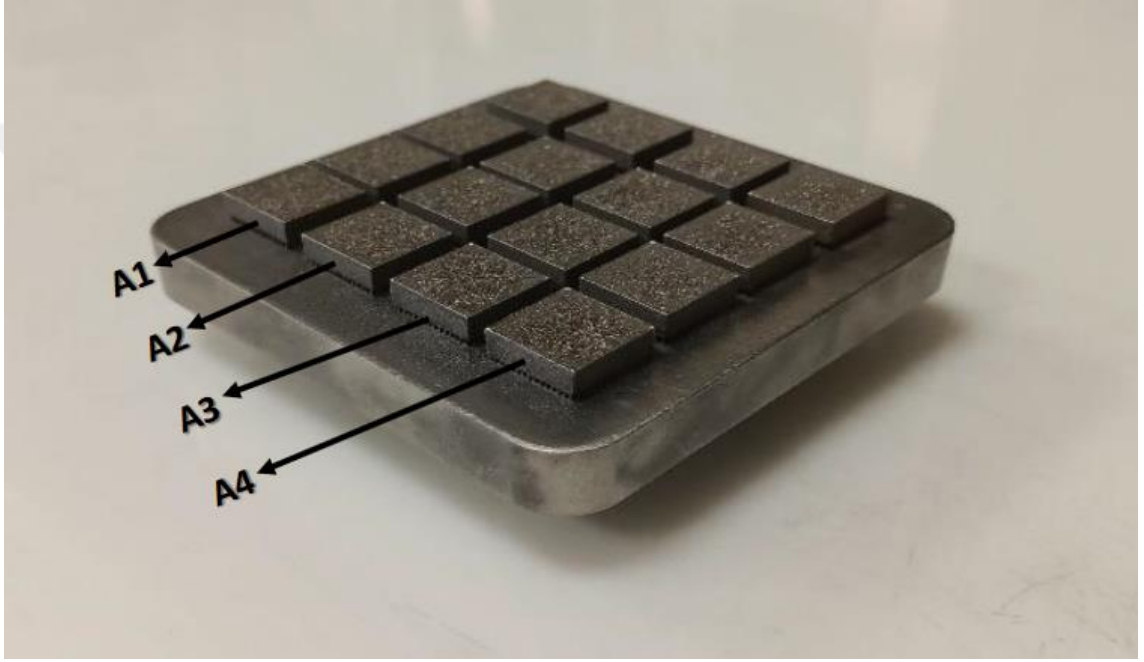
**Şekil 3.2.** Test numunelerinin CAD görünümü

#### **3.3. SLE Yöntemi ile Numunelerin İmalatı**

Tez kapsamındaki test numuneleri ETÜ YÜTAM bünyesindeki Concept Laser markalı M Lab R model SLE cihaz kullanılarak imal edilmiştir. Çizelge 3.2’de gösterilen parametreler kullanılarak saf titanyum test numunelerinin üretimleri %0,3-0,6 argon koruyucu gazı altında, lazer ışının damalı şekilde ergitme izinden faydalanılarak gerçekleştirilmiştir. Enerji Yoğunluğu üretim kalitesini etkileyen en önemli faktörlerinden birisidir bu sebeple üretim parametreleri belirlenirken enerji yoğunluğuna dikkat edilmiştir. Şekil 3.3’te SLM metoduyla imalatı tamamlanmış, destek elemanları tablaya bağlı halde gösterilmiştir.

**Çizelge 3.2.** Üretim parametreleri

Lazer Gücü (W)	Ön-Etki Gücü (W)	Katman Kalınlığı (µm)	Yana kayma mesafesi "Hatch Spacing" (µm)	Tarama Hızı (mm/s)	Enerji Yoğunluğu (J/mm <sup>3</sup> )	Numune Numarası
100	50	25	25	1.000	160	A1
				1.333	120	A2
				1.600	100	A3
				2.000	80	A4



**Şekil 3.3.** Üretim sonrası elde edilen saf titanyum numuneleri

#### 3.4. X Işını Difraksiyon (XRD) Analizi

Farklı parametreler kullanılarak SLE yöntemiyle üretilen saf titanyum numunelerin faz yapısı,  $\lambda=1,5418 \text{ \AA}$  dalga boyuna sahip Cu-K $\alpha$  ışın kaynağı ile çalışan, görüntüsü Şekil 3.4'te verilen ETÜ YÜTAM'da bulunan Explorer model GNR marka XRD cihazı kullanılarak analiz tamamlanmıştır. Veriler, JCPDS (Joint Committee on Powder Diffraction Standards) pik listeleri ile karşılaştırılarak, oluşan fazların kimyasal bileşimleri belirlenmiştir.



**Şekil 3.4.** XRD Cihazı

#### **3.5. Mikro Yapısal İncelemeler ve Yoğunluk Hesaplamaları**

SLE yöntemiyle üretilen numunelerin boşluklu yapılarının tespiti için, Şekil 3.5'da görüntüsü verilen Carl Zeiss Scope A1 marka optik mikroskop kullanılmıştır. Ayrıca, metalurjik incelemeler amacıyla, zımparalanmış numunelerden biri 1 µm'lik alümina pastası ile mekanik olarak parlatılmıştır. Parlatma işleminin ardından, numuneye dağlama uygulanmıştır. Metalografik incelemeler için üretilecek numuneler, 5 mL hidroflorik asit (HF), 10 mL Nitrik asit (HNO<sub>3</sub>) ve 85 mL saf sudan oluşan solüsyon kullanılarak bir çözelti hazırlanmış ve numuneye uygulanmıştır. Üretilmiş numunelerin deneysel yoğunlukları, Arşimet prensibi ile aşağıdaki eşitlikle hesaplanmıştır;

$$\rho_m = W_{hpe} / (W_h - W_e) \quad (3.1)$$

Eşitlikteki  $W_h$  ve  $W_e$  sırasıyla hava ve etanol içindeki numunelerin ağırlıklarındır,  $\rho_m$  üretilmiş numunenin yoğunluğunu,  $\rho_e$  ise etanolün yoğunluğunu temsil etmektedir.



**Şekil 3.5.** Optik Mikroskop

#### 3.6. Taramalı Elektron Mikroskobu (SEM) Analizleri

Farklı parametreler kullanılarak SLE yöntemiyle üretilmiş saf titanyum numunelerin tribokorozyon test sonrası yüzeyde oluşan aşınma izi görüntüleri ETÜ YÜTAM'daki FEI-QUANTA FEG 250 marka-model SEM (taramalı elektron mikroskobu) (Şekil 3.6)'de gösterilmiştir.



**Şekil 3.6.** Taramalı Elektron Mikroskobu

#### 3.7. Mikrosertlik ölçümleri

SLM yöntemiyle üretilen numunelerin mikrosertlik değerlerini ölçmek amacıyla, ETÜ Mühendislik ve Mimarlık Fakültesi yüzey işlemleri laboratuvarında bulunan SHIMADZU mikro sertlik ölçüm cihazı (Şekil 3.7) kullanılmıştır. Deneyde, zımparalanarak alümina pastası ile parlatılmış numuneler kullanılmıştır. Ölçümler, 15 saniye bekleme süresi ile, 10 gram ve 25 gram yük altında, numunenin köşelerinden uzak alanlarda gerçekleştirilmiştir. İşlem on kez tekrarlanarak elde edilen sonuçlar kaydedilmiştir.



Şekil 3.7. Mikrosertlik ölçüm cihazı

#### 3.8. Korozyon analizleri

Korozyon, metalik malzemelerin var oldukları ortamla elektrokimyasal veya kimyasal tepkimeler sonucu metalik özelliklerini yitirmesi olarak tanımlanır. Bu çalışmada, farklı üretim parametreleriyle üretilmiş saf titanyum numunelerine korozyon testleri uygulanmıştır. Deneyler için, pH değeri 7.4 ve solüsyon sıcaklığı 37 °C olarak ayarlanan SBF (yapay vücut sıvısı) YÜTAM'da hazırlanmıştır. SBF'nin içeriği Tablo 3.3'te detaylandırılmıştır.

Korozyon deneyleri, GAMRY series G750 model Potansiyel/Galvanostat test cihazıyla gerçekleştirilmiştir. Korozyon hücresinde yapılan polarizasyon ölçümleri, üç elektrot tekniğine göre gerçekleştirilmiştir (Yıldız 2009; Aslan 2011).

**Çizelge 3.3.** Ph 7,25 1 litrelik SBF' nin hazırlanması (Kokubo et al. 1990; Aslan 2011)

Reaktif	Miktar
NaCl	7,996 gr
NaHCO <sub>3</sub>	0,350 gr
KCl	0,224 gr
K <sub>2</sub> HPO <sub>4</sub> .3H <sub>2</sub> O	0,228 gr
MgCl <sub>2</sub> 6H <sub>2</sub> O	0,305 gr
1 kmol/m <sup>3</sup> HCl	40 cm <sup>3</sup>
CaCl <sub>2</sub>	0,278 gr
Na <sub>2</sub> SO <sub>4</sub>	0,071 gr
(CH <sub>2</sub> OH) <sub>3</sub> CNH <sub>2</sub>	6,057 gr
1 kmol/m <sup>3</sup> HCl	PH 7,4 için yeteri kadar



**Şekil 3.8.** Korozyon Test Ünitesi

Bu ölçümlerde, Ag/AgCl referans elektrot (RE), karşıt elektrot (CE) olarak grafit çubuk, çalışma elektrotu (WE) ise SLE yöntemiyle imal edilen numuneler kullanılmıştır. Korozyon test sisteminin görseli Şekil 3.8'da sunulmuştur.

#### 3.9. Tribokorozyon analizleri

Numunelerin tribokorozyon deneyleri, aşınma ve korozyon deney düzeneklerinin birleştirilmesiyle eş zamanlı olarak gerçekleştirilmiştir (Şekil 3.9). Testler, 10 N yük altında ve SBF çözeltisinde yapılmıştır. Deneylerde, örneklerin çözelti ile etkileşimde bulunan yüzey alanı 0.4 cm<sup>2</sup> olarak belirlenmiştir. Aşınma sırasında kullanılan parametreler, 1 Hz frekans, 8 mm aşınma izi uzunluğu ve toplam 1000 m mesafeyi içermektedir. Deneylerde üç elektrot sistemi kullanılmıştır: numune çalışma elektrotu (ÇE), karşıt elektrot olarak grafit (KE), ve örnek elektrot olarak Ag/AgCl<sub>2</sub> seçilmiştir. 6 mm çapında Al<sub>2</sub>O<sub>3</sub> aşındırıcı malzeme olarak kullanılmıştır. Bu deneylerle, açık devre potansiyelinde malzemede meydana gelen korozyonla birlikte aşınmanın neden olduğu toplam malzeme kaybının belirlenmesi hedeflenmiştir. Tribokorozyon testi üç adımda gerçekleştirilecektir. Birinci adımda elektrokimyasal stabilizeyi sağlamak için, sistemin açık potansiyel devresi (OCP)'si ölçülecek ve 60 dakika süreyle kaydedilmiştir. İkinci adımda aşınma başlatıldıktan sonra da OCP verileri alınmaya devam edilmiştir. Böylece, aşınmadan ötürü oluşan yüzey halinin malzeme üzerinden geçen potansiyelinin etkisi araştırılmıştır. Son adımda aşınma durdurulacaktır ve 60 dakika boyunca sistemin OCP'si tekrardan ölçülüp kaydedilmiştir.



Şekil 3.9. Tribokorozyon test sistemi

#### 3.10. 3D Yüzey Profilometre Analizleri

Tribokorozyon deneyleri sonrasında meydana gelen aşınma izlerinin pürüzlülük ve aşınma hacmi değerleri, ETÜ YÜTAM'da bulunan Bruker Contour marka GT serisi 3D profilometre cihazı ile ölçülmüştür. Aşınma hacmi, aşınma izinin kesit alanı ile çevresinin çarpımı ile hesaplanmaktadır (Aşınma hacmi = Aşınma kesit alanı  $\times$  Aşınma izi çevresi). Deneyin gerçekleştirildiği cihazın görseli, Şekil 3.10'de sunulmuştur.

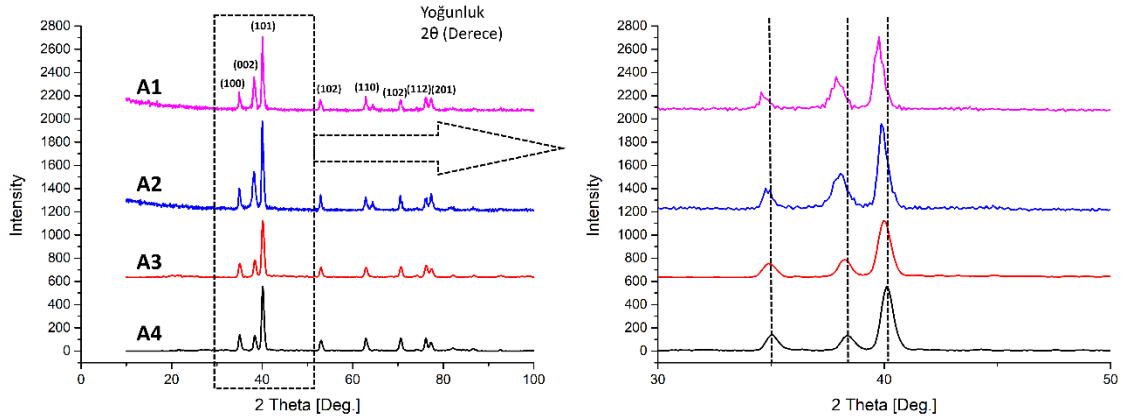


Şekil 3.10. 3D Profilometre Cihazı

## 4. ARAŞTIRMA BULGULARI ve TARTIŞMA

## 4.1. Mikroyapı Analizleri

SLM ile üretilmiş saf titanyum örneklerinin (A1, A2, A3 ve A4) XRD eğrileri Şekil.4.1’de gösterilmiştir. Eğrilerin pikleri hcp titanyuma karşılık geldiği gözlemlenmiştir. XRD test sonuçlarında, rutil ve/veya anataz fazları gözlemlenmemiştir, dolayısıyla üretim esnasında tozlar herhangi bir oksidasyondan etkilenmediği anlaşılmıştır. Ayrıca enerji yoğunluğu arttığında daha düşük kırınım açlarına doğru küçük tepe kaymaları olduğu belirlenmiştir. Sonuç olarak bu durum üretilmiş numunelerde gerilmenin arttığını göstermektedir. Bu artık gerilime genellikle üretim sırasındaki hızlı ısıtma ve soğutmadan kaynaklanan sıcaklık değişimlerinden olduğu bilinmektedir. Ayrıca, bu kaymaların bir diğer nedeni, üretim sırasında farklı enerji yoğunluklarının sebep olduğu değişken soğuma hızlarıdır. Hızlı soğuma sırasında, Ti atomları kafes içindeki yerlerine tam olarak yerleşmeden katılaşma gerçekleşmektedir (Gu et al. 2012; Xie et al. 2023).

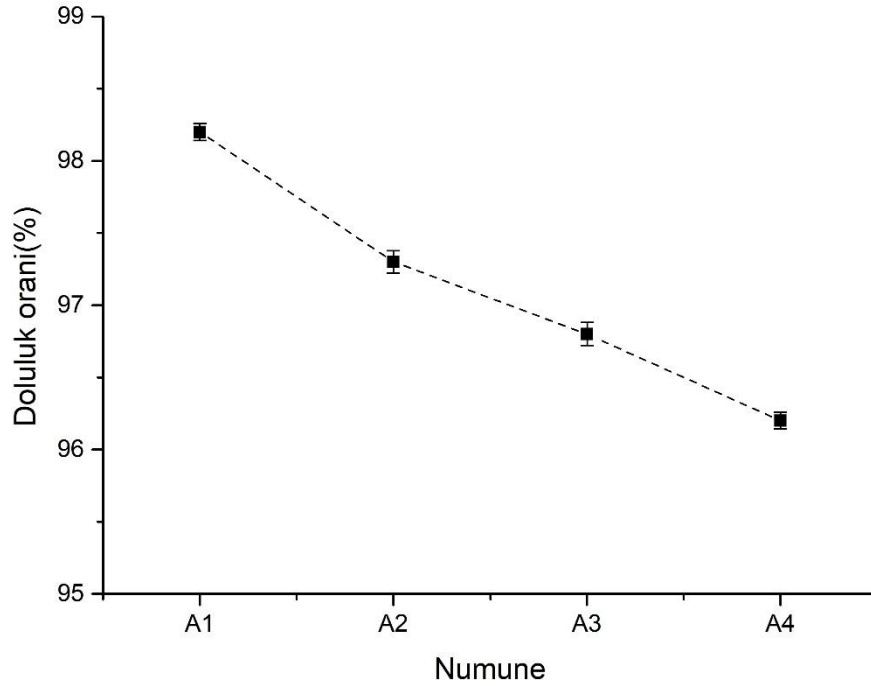


Şekil 4.1. Farklı enerji yoğunluklarında üretilmiş saf titanyum örneklerin XRD grafikleri

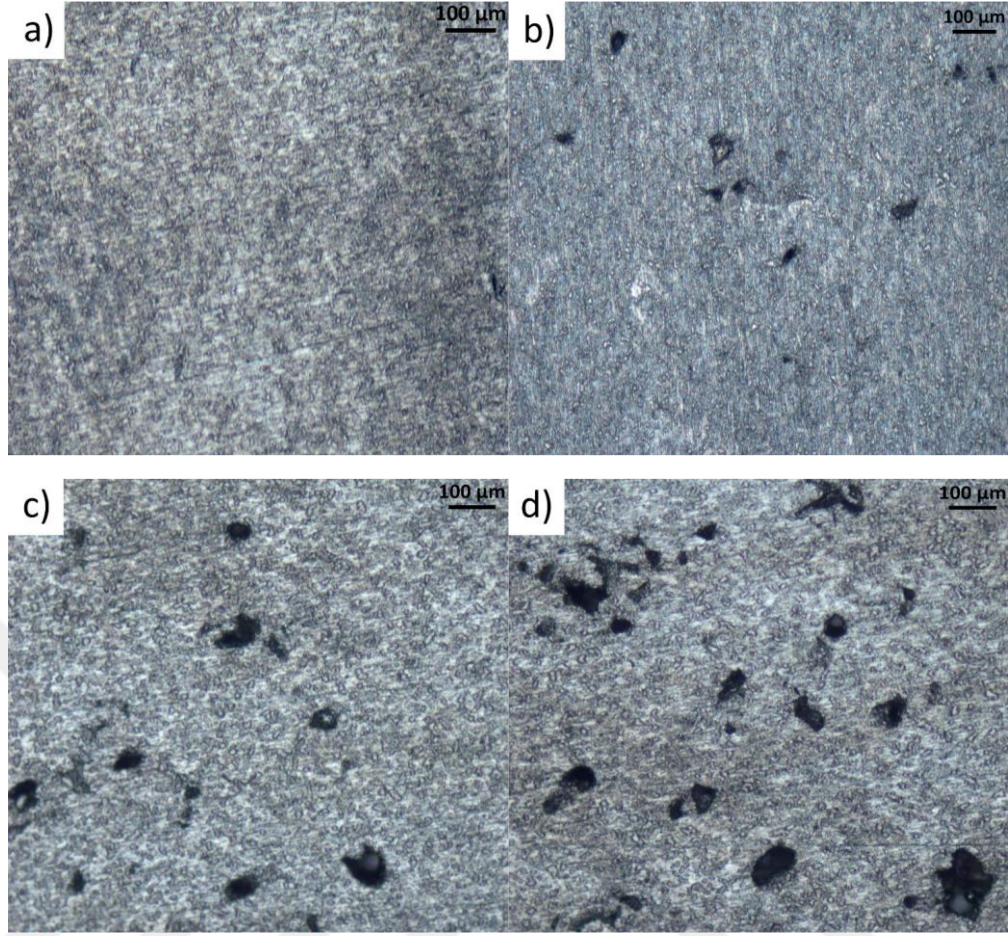
Şekil 4.2’de farklı enerji yoğunluklarında üretilen saf titanyumların doluluk oranları belirtilmiştir. Ayrıca Şekil 4.3’te optik mikroskop kullanılarak alınmış saf titanyum numunelerinin yüzey görüntüleri gösterilmiştir.

Şekil 4.2 ve 4.3 birlikte değerlendirildiğinde, en yüksek yoğunluk ve en az gözeneklilik A1 numunesinde gözlemlenmiştir. Buna karşılık en düşük yoğunluk ise A4

numunesinde görülmüştür. Verilen parametrelerde tarama hızlarına göre enerji yoğunluğunun değişimi gösterilmiştir. Enerji yoğunluğunun değişimi ergiyik havuz miktarına etki etmektedir. Düşük tarama hızında üretilen numunelerin ergiyik havuzlarının genişliği ve derinliği yüksek, Yüksek tarama hızlarında ergiyik havuz genişliği ve derinliği düşüktür (Li et al. 2010; Liu et al. 2020). Düşük tarama hızlarında gözeneklilik miktarı azalmaktadır. A1 numunesinde düşük tarama hızı yüksek enerji yoğunluğu kullanılmıştır. Bunun sonucunda en yüksek yoğunluk A1 numunesinde elde edilmiştir. A4 numunesinde yüksek tarama hızı düşük enerji yoğunluğunda üretim yapılmıştır. En fazla gözeneklilik ve en düşük yoğunluk A4 numunesinde gözlemlenmiştir. Ayrıca yüksek tarama hızı ergiyik havuzdaki kılcal kararsızlığı artırır buda yüzeyde sıvı damlacıklarının oluşmasına neden olur.

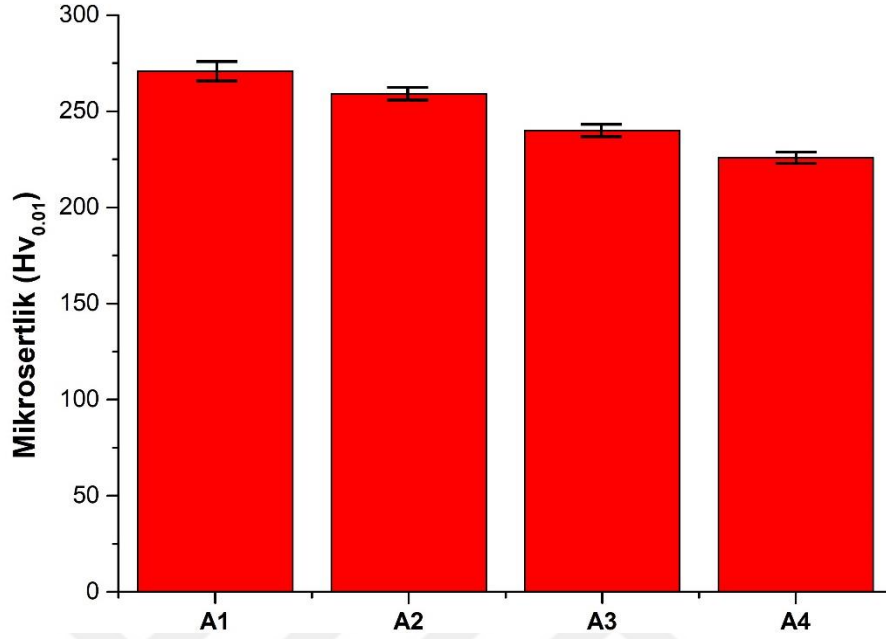


**Şekil 4.2.** Farklı enerji yoğunluklarında üretilmiş saf titanyum örneklerin doluluk oranları



**Şekil 4.3.** Farklı enerji yoğunluklarında üretilmiş saf titanyum örneklerin yüzey görüntüleri (a) A1, (b) A2, (c) A3 ve (d) A4.

#### 4.2. Mikrosertlik Sonuçları

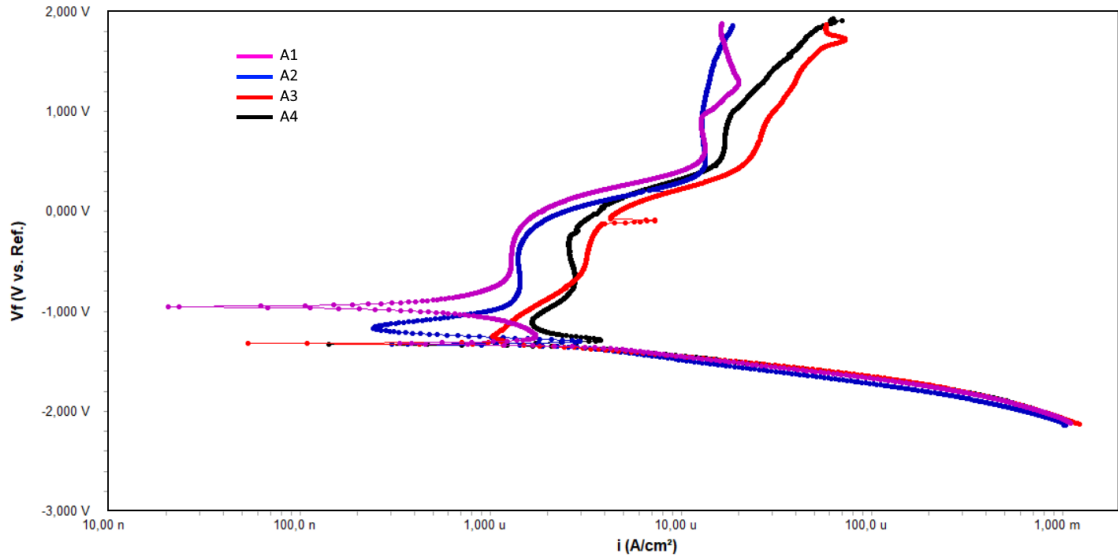


Şekil 4.4. Farklı enerji yoğunluklarında üretilmiş saf titanyum örneklerin mikrosertlik değerleri.

Farklı enerji yoğunluklarında SLE ile üretilmiş saf titanyum malzemelerin mikrosertlik ölçüm değerleri şekil.4.4'te gösterilmiştir. Ölçümler her bir örnekten 5 farklı noktadan alınarak ortalama sonuçlar verilmiştir. A4 numunesinin sertlik değeri ortalama 230 HV0.01 olarak ölçülmüştür. En yüksek sertlik değeri 160 J/mm<sup>2</sup> enerji yoğunluğu ile üretilen A1 numunesinden ortalama 270 HV0.01 elde edilmiştir. Neredeyse %13'lik bir yükselme gerçekleşmiştir. Bu yükselmenin ana sebebi, yüksek enerji yoğunluğundaki üretimde yoğunluğun ve artık gerilmenin, düşük enerji yoğunluğundaki üretim ile kıyasla oldukça yüksek olması gösterilebilir (Attar et al. 2014). Ayrıca, literatürde, hızlı soğumanın malzemenin iç yapısında (tanecik boyutu, grain size) değişime neden olduğu belirtilmektedir. Hızlı soğuma, küçük tane boyutlarının, yavaş soğuma ise daha büyük tane boyutlarının oluşmasına yol açmaktadır. Bilindiği gibi, tane boyutunun küçülmesi malzemenin sertlik değerinin artmasına neden olmaktadır (Zhang et al. 2013). Üretim sırasında, yüksek enerji yoğunluğundaki soğuma hızı, enerji yoğunluğunun azalmasıyla birlikte düşmektedir. Bu durum, sertlik değerlerinde azalma eğilimi göstererek A4 numunesinde en düşük sertlik değerinin elde edilmesine sebep olmuştur.

### 4.3. Korozyon Analizleri

SLE yöntemiyle farklı enerji yoğunlukları kullanılarak üretilen saf titanyum numunelerinden elde edilen korozyon test sonuçları çizelge 4.1'de, akım yoğunluğu-gerilim eğrileri ise Şekil 4.5'te sunulmuştur. Polarizasyon eğrilerinden, korozyon akımı yoğunluğu ( $I_{corr}$ ), korozyon potansiyeli ( $E_{corr}$ ), anodik Tafel eğimi ( $\beta_a$ ) ve katodik Tafel eğimi ( $\beta_c$ ) değerleri saptanmış ve Stern-Geary denklemi kullanılarak polarizasyon direnci ( $R_p$ ) hesaplanmıştır. Bu parametrelerin ( $I_{corr}$ ,  $E_{corr}$ ,  $\beta_a$ ,  $\beta_c$  ve  $R_p$ ) tamamı Tablo 4.1'de verilmiştir. Neticesinde, A4 numunesinin  $E_{corr}$  değeri yaklaşık -1.34 V, korozyon akımı yoğunluğu ise yaklaşık  $8.32 \times 10^{-6}$  A/cm<sup>2</sup> olarak belirlenmiştir. Diğer taraftan enerji yoğunluğu artıkça  $E_{corr}$  değerlerinde (A2: -1.29V, A3:-1.31V) artış  $i_{corr}$  değerlerinde (A2:  $2.42 \times 10^{-6}$  A/cm<sup>2</sup>, A3:  $6.01 \times 10^{-6}$  A/cm<sup>2</sup>) azalma gözlenmiştir. Ayrıca en yüksek  $E_{corr}$ , (-0.82V) en düşük  $i_{corr}$  ( $1.14 \times 10^{-7}$  A/cm<sup>2</sup>) değerleri A1 numunesinde gözlemlenmiştir. Sonuç olarak, daha yüksek enerji yoğunluğu, malzemenin daha homojen ve yoğun bir yapıda oluşmasını sağlar.



**Şekil 4.5.** Üretilmiş saf titanyumlar için simüle edilmiş vücut sıvısında (SBF) potansiyodinamik korozyon analizlerinin sonuçları.

Düşük enerji yoğunluğunda gözenekler, mikro çatlaklar veya diğer kusurlar oluşabilir. Bu kusurlar, korozyon için hassas bölgeler oluşturabilir. Daha yoğun ve kusursuz yapı, bu hassas bölgeleri azaltarak korozyon direncini artırır. Üstelik SLM

işlemi sırasında kullanılan yüksek enerji, malzemenin kimyasal bileşiminde ve faz dağılımında homojen bir yapı sağlayabilir. Bu da korozyon davranışını iyileştirir, çünkü malzemede daha az heterojenlik ve kimyasal dengesizlik olur (Dai et al. 2017).

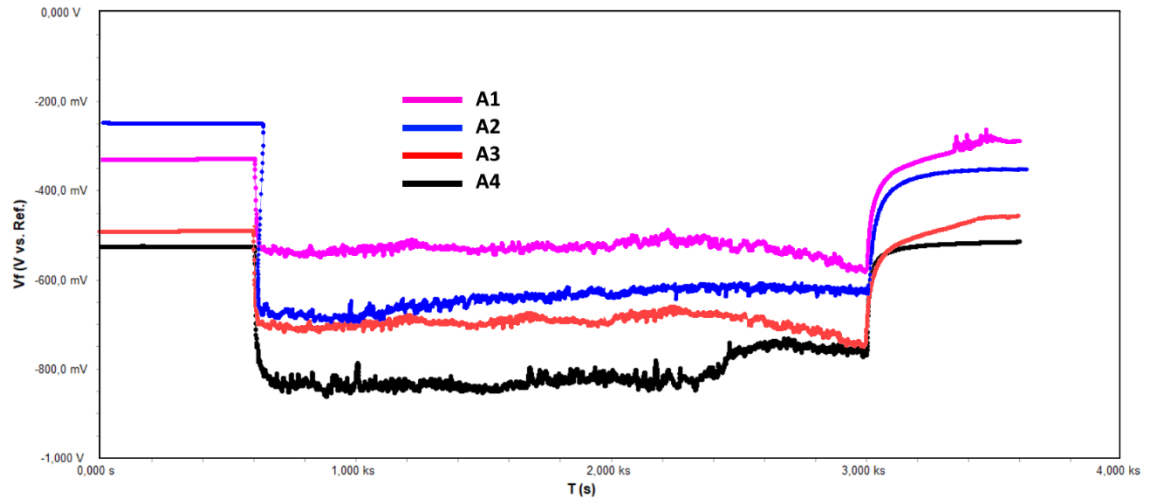
**Çizelge 4.1.** Üretilmiş saf titanyumlar için simüle edilmiş vücut sıvısında (SBF) potansiyodinamik korozyon analizlerinin sonuçları.

Nunune	$E_{corr}$ (V)	$I_{corr}$ (A/cm <sup>2</sup> )	$b_a$ (V/dec)	$b_c$ (V/dec)	$R_p$ (k $\Omega$ cm <sup>2</sup> )
A1	-0,82	$2,84 \times 10^{-7}$	1,27	0,451	508,85
A2	-1,29	$2,42 \times 10^{-6}$	2,23	1,401	154,39
A3	-1,31	$6,01 \times 10^{-6}$	1,33	1,25	46,56
A4	-1,34	$8,32 \times 10^{-6}$	1,22	1,21	31,71

#### 4.4. Tribokorozyon Analizleri

Şekil 4.6’da SLE yöntemi ile farklı enerji yoğunlukları kullanılarak üretilen saf titanyum numunelerin aşınma esnasında açık devre potansiyeli eğrileri verilmiştir. Aşınma etkisinin başlamasıyla birlikte, A4 numunesinin açık devre potansiyelinde belirgin bir düşüş gözlemlenmiştir. Bu düşüş, numunenin yüzeyindeki oksit tabakanın bileşimi ve kalınlığı ile ilişkilidir. A4 numunesinde, aşınma etkisi altında potansiyel düşüş miktarlarında azalma yaşanmış ve saf titanyumun ani düşüş karakteristiğinde değişiklik görülmüştür. Bununla birlikte, numune yüzeyinde kendiliğinden oluşan koruyucu pasif tabaka, aşınma sırasında koruma işlevine devam edememiştir. Aşınma sırasında, bu tabakanın yüzeyden uzaklaşması, daha aktif ve oksidasyona karşı duyarlı yeni yüzeylerin ortaya çıkmasına neden olmuştur. Bu aktif yüzeylerin çözeltiyle teması, ani bir potansiyel düşüşüne yol açmış ve aşınma periyodu boyunca bu potansiyelde devam etmiştir. Aşınma etkisinin başlaması ile A4 numunesinin açık devre potansiyelinde ciddi oranda azalma görülmüştür. Bu numunenin (A4) yüzeyindeki oksit formun içeriği ve oksit kalınlığı sebebiyle aşınma etkisi altındaki potansiyel düşüş miktarlarında azalma görülmüş ve saf titanyumun ani düşüş karakteri farklılaşmıştır. Numune üzerinde kendiliğinden meydana gelen koruyucu pasif tabaka aşınma sırasında koruma davranışını devam ettirememiştir.

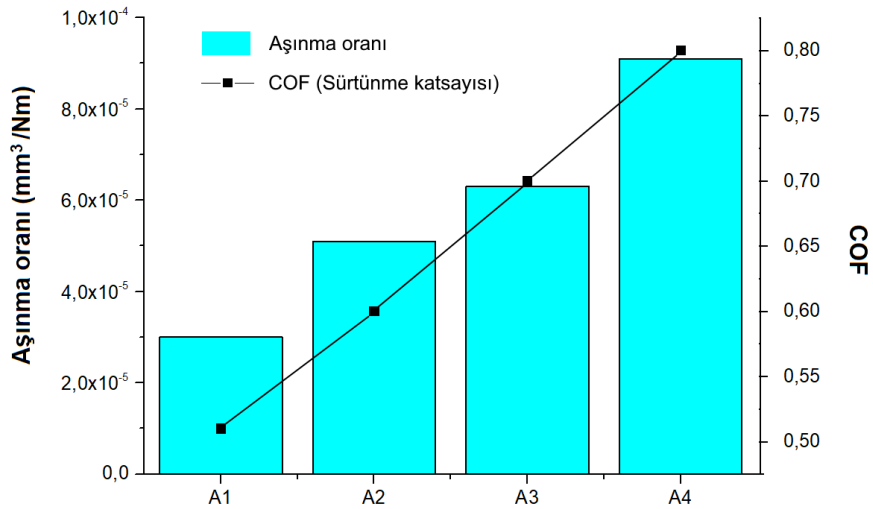
Aşınma gerçekleşirken yüzeyden bu tabakanın uzaklaşması, numune yüzeyinde yeni ve oksidasyona karşı daha aktif yüzeylerin ortaya çıkmasına sebebiyet vermektedir. Bu aktif yüzeyin çözelti ile etkileşime girmesiyle birlikte ani potansiyel düşüşü meydana gelmiş ve aşınma periyodu bu potansiyelde sürdürmüştür. Aşınma süresinin bitmesiyle aktif yüzeyler oksidasyona maruz kalacak vakit bulabildikleri için pasifleşme eğilimine geçmiş ve bir potansiyel artışı gözlemlenmiştir. Bu karakter potansiyelin zamanla artması ve yaklaşık olarak aşınma öncesi değerlere gelmesi ile açıklanabilir. A2 ve A3 numunelerine bakıldığında zaman aşınma periyodu ile potansiyel düşüşü arasında orantılı bir davranış görüldüğü ancak bu düşüşün A4'e kıyasla oldukça alt seviyelerde olduğu ve zamanla potansiyelin daha aktif (negatif) değerlere gitme eğiliminde olduğu gözlemlenmiştir. Seçici lazer ergitme sırasında kullanılan lazerin enerji yoğunluğu, malzemenin mikro yapısını etkiler.



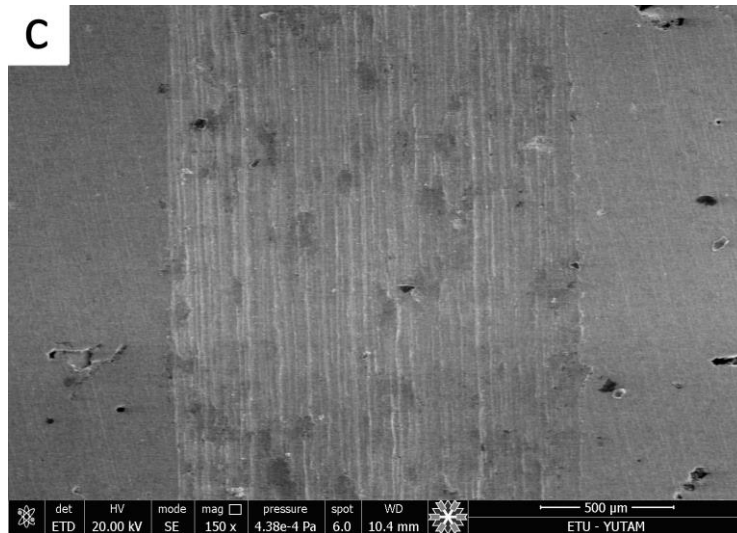
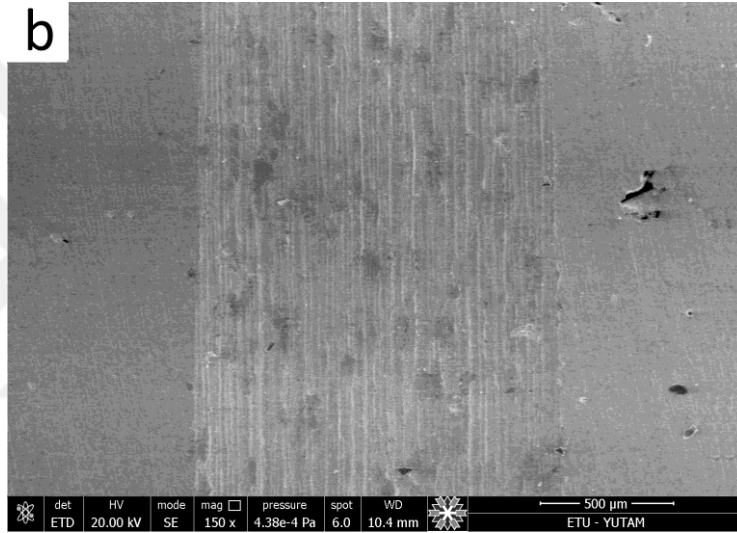
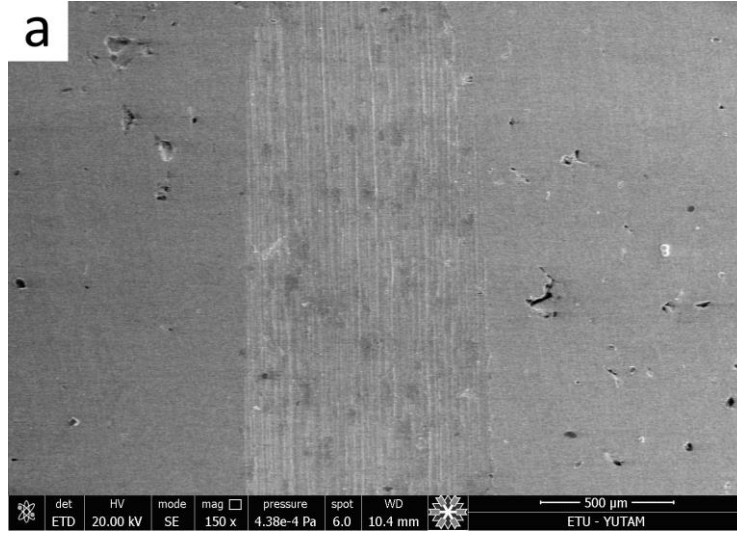
**Şekil 4.6.** Üretilmiş saf titanyum tribokorozyon testleri sonrası aşınma esnasında açık devre potansiyeli eğrileri.

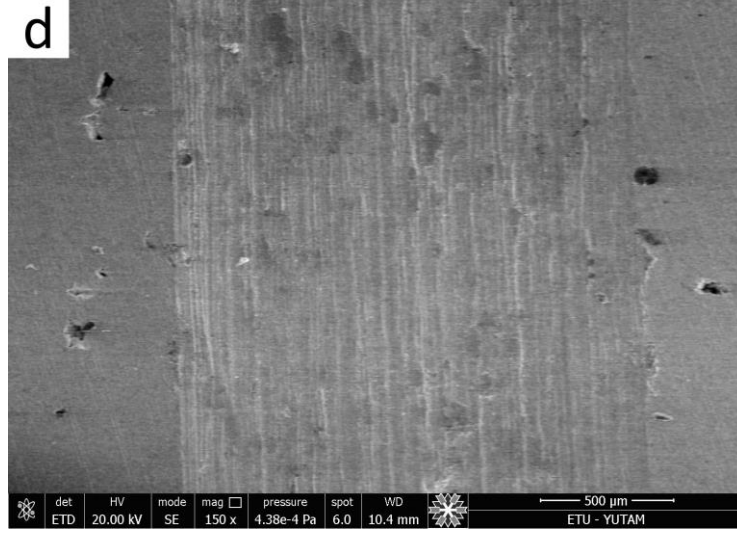
Daha yüksek enerji yoğunlukları, daha homojen ve daha az boşluk içeren bir yapı ile sonuçlanabilir. Homojen yapı, malzemenin korozyon direncini artırır ve daha pasif bir oksit tabakasının oluşmasına neden olur. Bu pasif tabaka, elektrokimyasal olarak daha asil bir potansiyele sahiptir ve OCP değerini daha pozitif hale getirir. Ayrıca düşük enerji yoğunluklarında seçici lazer ergitme ile üretilen malzemelerde gözenek oluşabilir. Bu boşluklar, korozyon hücrelerinin oluşumuna neden olabilir ve malzemenin korozyon hızını artırabilir. Yüksek enerji yoğunlukları, bu poroziteyi azaltarak daha kompakt ve homojen bir yapı sağlar. Daha az porozite, korozyona karşı daha iyi bir direnç ve daha asil bir açık devre potansiyeli ile sonuçlanır. Ayrıca A2 grafiğinden A1 grafiğine doğru

bakıldıkça potansiyel değişimin azalması ile açıkça görülmektedir. Şekil 4.7’de tribokorozyon sonrası elde edilen aşınma oranları ve sürtünme katsayısı değerleri gösterilmiştir. Sonuçlara göre en yüksek aşınma oranı ve sürtünme katsayısı A4 numunesinde gözlenirken en düşük değerler A1 numunesinde görülmüştür. Üstelik enerji yoğunluğu artıkça bu değerlerin düştüğü gözlemlenmiştir. Seçici lazer ergitme (SLM) ile üretilmiş saf titanyumların tribokorozyon testlerinde, en düşük aşınma oranı değerinin en yüksek enerji yoğunluğunda üretilmiş numunelerde gözlemlenmesinin birkaç temel nedeni vardır. Bu durum, yüksek enerji yoğunluğunun malzeme özelliklerine yaptığı olumlu etkilerle açıklanabilir. Yüksek enerji yoğunluğu, titanyumun daha homojen bir yapıya sahip olmasını sağlar. Düşük enerji yoğunluğunda SLM ile üretilen malzemelerde daha fazla gözenek (porozite) oluşabilir. Bu gözenekler, tribolojik testlerde aşınmaya neden olan zayıf bölgeler yaratır. Ancak yüksek enerji yoğunluğunda üretilen numunelerde daha az gözenek ve daha yoğun bir yapı oluşur. Bu da malzemenin mekanik dayanımını artırarak aşınma direncini yükseltir. Şekil 4.8’de test sonrasında numunelere ait OCP aşınma sonrası SEM görüntüleri yer almaktadır. A4 numunesinde en fazla aşınma iz genişliği tespit edilmiştir. Enerji yoğunluğu artıkça yani A2 ve A3 numunelerinde mikro yapısının etkisiyle aşınma iz genişliği azaldığı tespit edilmiştir. En az aşınma iz genişliği ise A1’de meydana gelmiştir. Numunelere ait detay resimleri incelendiğinde numunelerde yüzeydeki düşük adezyon direncine sahip pasif  $TiO_2$  oksit tabakası aşınma esnasında kırılarak abrazif etkinin ortaya çıkmasına neden olmuştur (Voisin et al. 2022; Li et al. 2023).



**Şekil 4.7.** Üretilmiş saf titanyum tribokorozyon testleri sonrası aşınma COF değerleri ve aşınma oranları.





**Şekil 4.8.** Üretilmiş saf titanyumun tribokorozyon testleri sonrası SEM aşınma izi görüntüleri: A1:(a), A2:(b), A3:(c), A4:(d).

### 5. SONUÇ ve ÖNERİLER

Bu tez çalışmasında, Seçici Lazer Ergitme (SLE) yöntemi kullanılarak farklı enerji yoğunluklarında üretilen saf titanyum malzemelerin mikro yapı, mekanik, korozyon ve tribokorozyon özellikleri incelenmiştir. Araştırma sonucunda elde edilen veriler, SLE yönteminin titanyum gibi biyomalzemelerin üretiminde önemli avantajlar sunduğunu ortaya koymuştur.

- SLE yöntemiyle üretilen numunelerde enerji yoğunluğunun mikro yapı ve mekanik özellikler üzerinde belirleyici bir rol oynadığı görülmüştür. Yüksek enerji yoğunluğu ile üretilen numunelerde daha yüksek yoğunluk, düşük gözeneklilik ve daha iyi mekanik dayanım gözlemlenmiştir. Bu durum, yüksek enerji yoğunluğunun malzemenin ergitme sırasında daha homojen bir yapı kazanmasına olanak sağlamasıyla açıklanabilir. Aynı zamanda, yüksek enerji yoğunluğunda daha az boşluklu yapılar oluşmuş, bu da numunelerin mekanik performansını olumlu yönde etkilemiştir
- XRD analizleri, üretilen numunelerde titanyumun hcp fazında kararlı olduğunu göstermiştir. Enerji yoğunluğu arttıkça, kristal yapıda meydana gelen gerilmeler sonucu daha düşük kırınım açlarına doğru kaymalar gözlemlenmiştir. Bu sonuçlar, SLE yöntemi ile üretilen numunelerde hızlı soğuma süreci sonucunda ortaya çıkan artık gerilmelerin etkisini göstermektedir. Mikro yapısal analizler, üretim parametrelerinin malzeme içyapısında belirgin değişikliklere yol açtığını ortaya koymuştur.
- Mikrosertlik ölçümleri, enerji yoğunluğunun artmasıyla sertlik değerlerinde belirgin bir artış olduğunu göstermiştir. Bu artış, daha yoğun ve homojen bir yapı ile ilişkilendirilmiştir. Yüksek enerji yoğunluğunda üretilen numunelerde daha küçük tane boyutları elde edilmiş, bu da sertlik değerlerini artırmıştır. Enerji yoğunluğunun düşük olduğu numunelerde daha büyük gözenekler ve mikro çatlaklar gözlemlenmiş, bu da mekanik özelliklerde zayıflamalara neden olmuştur.

- Korozyon testleri, enerji yoğunluğunun korozyon direnci üzerinde önemli bir etkiye sahip olduğunu ortaya koymuştur. Yüksek enerji yoğunluğunda üretilen numunelerin, düşük enerji yoğunluğunda üretilenlere kıyasla daha iyi korozyon dayanımı sergilediği belirlenmiştir. Bu durum, yüksek enerji yoğunluğunda üretilen numunelerin daha homojen ve boşluksuz yapıya sahip olmasıyla açıklanabilir. Düşük enerji yoğunluğunda üretilen numunelerde ise gözenekli yapı korozyon hücrelerinin oluşumuna ve malzemenin daha hızlı korozyona uğramasına yol açmıştır.
- Tribokorozyon testlerinde de benzer şekilde, enerji yoğunluğunun artmasıyla aşınma oranlarının azaldığı ve tribolojik performansın iyileştiği gözlemlenmiştir. Yüksek enerji yoğunluğunda üretilen numuneler, düşük enerji yoğunluğunda üretilenlere göre daha az aşınma göstermiştir. Bu durum, yüksek enerji yoğunluğunda üretilen numunelerin daha kompakt ve mekanik olarak daha dayanıklı yapıya sahip olması ile ilişkilendirilmiştir. Ayrıca, bu numunelerde daha kalın ve pasif bir oksit tabakasının oluşması da aşınma direncini artırmıştır.

## KAYNAKLAR

- Ahmadi, M., Tabary, S. B., Rahmatabadi, D., Ebrahimi, M. S., Abrinia, K., Hashemi, R. 2022. Review of selective laser melting of magnesium alloys: Advantages, microstructure and mechanical characterizations, defects, challenges, and applications. *Journal of Materials Research and Technology*, 19, 1537-1562.
- Al-Aloosi, R. A., Çomaklı, O., Yazici, M., Taha, Z. A. 2023. Influence of scanning velocity on a CoCrMoW alloy built via selective laser melting: microstructure, mechanical, and tribological properties. *Journal of Materials Engineering and Performance*, 32(15), 6717-6724.
- Alaloosi, R. A., Çomaklı, O., Yazici, M., Taha, Z. A. 2024. Effect of scan speed on corrosion and tribocorrosion properties of cobalt-chromium alloy in situ produced by selective laser melting. *Rapid Prototyping Journal*, 30(3), 405-414.
- Attar, H., Calin, M., Zhang, L. C., Scudino, S., Eckert, J. 2014. Manufacture by selective laser melting and mechanical behavior of commercially pure titanium. *Materials Science and Engineering: A*, 593, 170-177.
- Çomaklı, O. 2020. Influence of CrN, TiAlN monolayers and TiAlN/CrN multilayer ceramic films on structural, mechanical and tribological behavior of  $\beta$ -type Ti45Nb alloys. *Ceramics International*, 46(6), 8185-8191.
- Çomaklı, O., Yetim, T., Çelik, A. 2014. The effect of calcination temperatures on wear properties of TiO<sub>2</sub> coated CP-Ti. *Surface and Coatings Technology*, 246, 34-39.
- Dai, N., Zhang, J., Chen, Y., Zhang, L. C. 2017. Heat treatment degrading the corrosion resistance of selective laser melted Ti-6Al-4V alloy. *Journal of the Electrochemical Society*, 164(7), C428
- Frazier, W. E. 2014. Metal additive manufacturing: a review. *Journal of Materials Engineering and Performance*, 23, 1917-1928.
- Gu, D. D., Meiners, W., Wissenbach, K., Poprawe, R. 2012. Laser additive manufacturing of metallic components: materials, processes and mechanisms. *International Materials Reviews*, 57(3), 133-164.
- Gümüşderelioğlu, M., Türkoğlu, H. 2002. Biomodification of non-woven polyester fabrics by insulin and RGD for use in serum-free cultivation of tissue cells. *Biomaterials*, 23, 3927-3935.
- Hasirci, V., Hasirci, N. 2018. *Fundamentals of biomaterials* (pp. 141-157). Verlag: Springer New York.
- Hoque, M. E., Showva, N. N., Ahmed, M., Rashid, A. B., Sadique, S. E., El-Bialy, T., Xu, H. 2022. Titanium and titanium alloys in dentistry: Current trends, recent developments, and future prospects. *Heliyon*, 8(11).
- Iijima, D., Yoneyama, T., Doi, H., Hamanaka, H., Kurosaki, N. 2003. Wear properties of Ti and Ti-6Al-7Nb castings for dental prostheses. *Biomaterials*, 24(8), 1519-1524.

- Jiménez, M., Romero, L., Domínguez, I. A., Espinosa, M. D. M., Domínguez, M. 2019. Additive manufacturing technologies: an overview about 3D printing methods and future prospects. *Complexity*, 2019(1), 9656938.
- Kishawy, H. A., Hosseini, A., Kishawy, H. A., Hosseini, A. 2019. Titanium and titanium alloys. *Machining Difficult-To-Cut Materials: Basic Principles and Challenges*, 55-96.
- Li, R., Shi, Y., Wang, Z., Wang, L., Liu, J., Jiang, W. 2010. Densification behavior of gas and water atomized 316L stainless steel powder during selective laser melting. *Applied Surface Science*, 256(13), 4350-4356.
- Li, T., Wang, D., Zhang, S., Wang, J. 2023. Corrosion behavior of high entropy alloys and their application in the nuclear industry—an overview. *Metals*, 13(2), 363.
- Liu, R., Wang, Z., Sparks, T., Liou, F., Newkirk, J. 2017. Aerospace applications of laser additive manufacturing. In *Laser Additive Manufacturing* (pp. 351-371). Woodhead Publishing.
- Liu, S. and, Guo, H. 2020. Balling behavior of selective laser melting (SLM) magnesium alloy. *Materials*, 13(16), 3632.
- Loginov, Y. N., Stepanov, S. I., Ryshkov, N. M., Yudin, A. V., Tretyakov, E. V. 2018, December. Effect of SLM parameters on the structure and properties of CP-Ti. In *AIP Conference Proceedings* (Vol. 2053, No. 1). AIP Publishing.
- Mutua, J., Nakata, S., Onda, T., Chen, Z. C. 2018. Optimization of selective laser melting parameters and influence of post heat treatment on microstructure and mechanical properties of maraging steel. *Materials & Design*, 139, 486-497.
- Najafizadeh, M., Yazdi, S., Bozorg, M., Ghasempour-Mouziraji, M., Hosseinzadeh, M., Zarrabian, M., & Cavaliere, P. 2024. Classification and applications of titanium and its alloys: A review. *Journal of Alloys and Compounds Communications*, 100019.
- Niinomi, M. 2008. Metallic biomaterials. *Journal of Artificial Organs*, 11, 105-110.
- Ratner, B. D., Zhang, G. 2020. A history of biomaterials. In *Biomaterials Science* (pp. 21-34). Academic Press.
- Rezaie, H. R., Bakhtiari, L., Öchsner, A. 2015. Biomaterials and their applications (pp. 15-19). Berlin, Germany: Springer International Publishing.
- Sercombe, T. B., Zhang, L. C., Li, S., Hao, Y. 2018. Additive manufacturing of cp-Ti, Ti-6Al-4V and Ti2448. In *Titanium in Medical and Dental Applications* (pp. 303-324). Woodhead Publishing.
- Van Noort, R. 1987. Titanium: the implant material of today. *Journal of Materials Science*, 22, 3801-3811.
- Vazirian, S., Farzadi, A., Solouk, A. 2022. Joining dental biomaterials of Ti-6Al-4V alloy and cp-Ti using transient liquid phase bonding: Metallurgical and mechanical assessment. *Materials Today Communications*, 32, 103981.

- Veiga, C., Davim, J. P., Loureiro, A. J. R. 2012. Properties and applications of titanium alloys: a brief review. *Rev. Adv. Mater. Sci*, 32(2), 133-148.
- Voisin, T., Shi, R., Zhu, Y., Qi, Z., Wu, M., Sen-Britain, S., Wood, B. C. 2022. Pitting corrosion in 316L stainless steel fabricated by laser powder bed fusion additive manufacturing: a review and perspective. *JOM*, 74(4), 1668-1689.
- Williams, J. C., Boyer, R. R. 2020. Opportunities and issues in the application of titanium alloys for aerospace components. *Metals*, 10(6), 705.
- Wong, K. V., Hernandez, A. 2012. A review of additive manufacturing. *International Scholarly Research Notices*, 2012(1), 208760.
- Wysocki, B., Maj, P., Krawczyńska, A., Roźniatowski, K., Zdunek, J., Kurzydłowski, K. J., Świążkowski, W. 2017. Microstructure and mechanical properties investigation of CP titanium processed by selective laser melting (SLM). *Journal of Materials Processing Technology*, 241, 13-23.
- Xie, Q., Cao, Y., Huang, J., Li, N., Liu, Y. 2023. Effect of laser energy density on microstructural evolution of selective laser melted Ti-15Zr alloy, *Journal of Alloys and Compounds*, 934, 167778.
- Yadroitsev, I., Bertrand, P., Smurov, I. 2007. Parametric analysis of the selective laser melting process. *Applied surface science*, 253(19), 8064-8069.
- Yazıcı, M., Çomaklı, O., Yetim, T., Yetim, A. F., Çelik, A. 2015. The effect of plasma nitriding temperature on the electrochemical and semiconducting properties of thin passive films formed on 316 L stainless steel implant material in SBF solution. *Surface and Coatings Technology*, 261, 181-188.
- Yetim, A.F. 2010. Investigation of wear behavior of titanium oxide films, produced by anodic oxidation, on commercially pure titanium in vacuum conditions, *Surface & Coatings Technology*, 205, 1757–1763.
- Zhang, B., Liao, H., Coddet, C. 2013. Microstructure evolution and density behavior of CP Ti parts elaborated by Self-developed vacuum selective laser melting system. *Applied surface science*, 279, 310-316.
- Zhong, Y., Liu, L., Wikman, S., Cui, D., Shen, Z. 2016. Intragranular cellular segregation network structure strengthening 316L stainless steel prepared by selective laser melting. *Journal of Nuclear Materials*, 470, 170-178.