



**SEÇİCİ LAZER ERGİTME (SLE) YÖNTEMİ İLE
ÖZGÜN
Ti-Ag ALAŞIMI ÜRETİMİ VE
KARAKTERİZASYONU**

Süleyman KARA

**Yüksek Lisans Tezi
Makine Mühendisliği Anabilim Dalı
Danışman: Doç. Dr. Onur ÇOMAKLI
Eş Danışman: Dr. Öğr. Üyesi Mustafa YAZICI**

**2025
Her hakkı saklıdır.**



**FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ
YÜKSEK LİSANS TEZİ**

**SEÇİCİ LAZER ERGİTME (SLE) YÖNTEMİ İLE ÖZGÜN Ti-Ag ALAŞIMI
ÜRETİMİ VE KARAKTERİZASYONU**

Süleyman KARA

**Tez Danışmanı: Doç. Dr. Onur ÇOMAKLI
Eş Danışman: Dr. Öğr. Üyesi Mustafa YAZICI**

Anabilim Dalı: Makine Mühendisliği

Erzurum

2025

Her hakkı saklıdır

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

**SEÇİCİ LAZER ERĞİTME (SLE) YÖNTEMİ İLE ÖZGÜN Ti-Ag ALAŞIMI
ÜRETİMİ VE KARAKTERİZASYONU**

Doç. Dr. Onur ÇOMAKLI danışmanlığında, Süleyman KARA tarafından hazırlanan bu çalışma 17 / 01 / 2025 tarihinde aşağıdaki jüri tarafından Ana Bilim Dalı Seçiniz Ana Bilim Dalı'nda Yüksek Lisans tezi olarak **Oy birliği (5/5)** ile kabul edilmiştir.

Başkan	: Prof. Dr. Ali Fatih YETİM	İmza	:
Üye	: Doç. Dr. Onur ÇOMAKLI	İmza	:
Üye	: Doç. Dr. Halim KOVACI	İmza	:
Üye	: Dr. Öğr. Üyesi Mustafa YAZICI	İmza	:
Üye	: Dr. Öğr. Üyesi Yusuf POLAT	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.

17 / 01 / 2025

İmzası

Süleyman KARA

ÖZET

YÜKSEK LİSANS TEZİ

SEÇİCİ LAZER ERGİTME (SLE) YÖNTEMİ İLE ÖZGÜN Ti-Ag ALAŞIMI ÜRETİMİ VE KARAKTERİZASYONU

Süleyman KARA

Erzurum Teknik Üniversitesi

Fen Bilimleri Enstitüsü

Makine Mühendisliği Ana Bilim Dalı

Danışman: Doç. Dr. Onur ÇOMAKLI

Bu çalışmada, Titanyum tozlarının yüzeyleri akımsız kaplama ile kaplanıp, Seçici Lazer Ergitmeli (SLE) yöntemi kullanılarak farklı oranlarda gümüş içeren Ti-Ag alaşımları üretilmiştir. Bu numunelerin yapısal, mekanik, aşınma ve korozyon özellikleri incelenmiş ve yorumlanmıştır. SLE yöntemi, karmaşık geometriye sahip üretilmesine izin veren yeni bir üretim teknolojisidir. Bu yöntemin temel amacı, lazer ile toz haldeki malzemenin birbirine bağlanması ve katmanlar oluşturmaktır. Tez kapsamında, gümüş kaplanmış titanyum tozları SLM yöntemi kullanılarak üretimleri gerçekleştirilmiştir. Üretilen Ti-Ag alaşımındaki gümüş oranları akımsız kaplama parametreleri doğrultusunda titanyum yüzeyine indirgenmesi ile SLM yönteminde lazer ergitmesi sonucu faz oluşumlarını gerçekleştirmişlerdir. Numunelerinin gümüş oranlarına göre farklı özellikler sergilediği gözlemlenmiş; mikro yapı incelemeleri, mikro sertlik ölçümleri ve korozyon testleri gerçekleştirilmiştir. Araştırma sonuçları, gümüş oranının artması ile beraber üretilen numunelerin mekanik özelliklerinin daha iyi olduğunu, korozyon direncinin arttığını göstermiştir. Bu sonuçlar, titanyum-gümüş alaşımının biyomedikal implantlar gibi uygulamalarda kullanılabilirliğini ve aynı zamanda seçici lazer ergitme yöntemi kullanılarak üretimlerinin uygulanabileceği gösterilmiştir.

2025, 56 sayfa

Anahtar Kelimeler: Titanyum, Gümüş, Seçici Lazer Ergitme, Eklemeli imalat, Akımsız kaplama

ABSTRACT

MS. Thesis

PRODUCTION AND CHARACTERISATION OF A UNIQUE Ti-AG ALLOY BY SELECTIVE LASER MELTING (SLE)

Süleyman KARA

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

Supervisor: Assoc. Prof. Dr. Onur ÇOMAKLI

In this study, the surfaces of titanium powders were coated with electroless plating and Ti-Ag alloys containing different proportions of silver were produced using the Selective Laser Melting (SLE) method. The structural, mechanical, wear and corrosion properties of these samples were analysed and interpreted. The SLE method is a new manufacturing technology that allows the production of alloys with complex geometry. The main purpose of this method is to bond the powdered material with a laser and form layers. Within the scope of the thesis, silver coated titanium powders were produced using the SLM method. The silver ratios in the produced Ti-Ag alloy were reduced to the titanium surface in accordance with the electroless coating parameters and phase formation was carried out as a result of laser melting in the SLM method. It was observed that the samples exhibited different properties according to the silver ratios; microstructure investigations, microhardness measurements and corrosion tests were carried out. The results of the research showed that the mechanical properties of the samples produced with an increase in the silver content were better and corrosion resistance increased. These results show that the titanium-silver alloy can be used in applications such as biomedical implants and can also be produced using selective laser melting method.

2025, 56 page

Keywords: Titanium, Silver, Selective laser melting, Additive manufacturing, Electroless plating

TEŞEKKÜR

Bu çalışmanın her aşamasında yanımda olup, engin bilgisi ve kıymetli tecrübesiyle bana rehberlik eden, zamanını ve desteğini benden esirgemeyen tez danışmanım Sayın Doç. Dr. Onur ÇOMAKLI hocama en derin şükranlarımı sunarım.

Ayrıca, laboratuvar çalışmalarında beraber çalışmaktan onur duyduğum, engin bilgisi ve kıymetli tecrübesiyle bana rehberlik eden, zamanını ve desteğini benden esirgemeyen Prof. Dr. Tuba YETİM hocama en derin teşekkürlerimi sunarım.

Bu zorlu yolculukta her anımda yanımda olan, özverisi ve desteğiyle beni her zaman cesaretlendiren en yakın arkadaşım Bekir ÖZKAN' a sonsuz şükranlarımı sunuyorum. Bu süreç, onun yanımda olması sayesinde daha aydınlık ve anlamlı oldu.

Deneyisel çalışmalarım süresince cihaz ve ekipmanlarından yararlandığım, Erzurum Teknik Üniversitesi Yüksek Teknoloji Uygulama ve Araştırma Merkezi'ne ve değerli çalışanlarına teşekkür ederim.

Yapılan bu çalışmayı 222M312 nolu proje kapsamında destekleyen Türkiye Bilimsel ve Teknolojik Araştırma Kurumu'na (TÜBİTAK) teşekkür ederim.

Hayatım boyunca sevgi ve anlayışlarıyla beni destekleyen ve benim için her zaman bir güç kaynağı olan çok değerli aileme sonsuz şükranlarımı sunuyorum. Bu günlere ulaşmak, onların fedakarlığı, rehberliği ve sınırsız desteği sayesinde mümkün oldu. Hayatımdaki en büyük ilham kaynağım ailem ve bu başarıyı onlara adıyorum.

Süleyman KARA
Ocak 2025

İÇİNDEKİLER

	<u>Sayfa</u>
ÖZET	i
ABSTRACT	ii
TEŞEKKÜR	iii
İÇİNDEKİLER	iv
SİMGELER VE KISALTMALAR	vi
ŞEKİLLER DİZİNİ	viii
ÇİZELGELER DİZİNİ	x
1. GİRİŞ	1
1.1. Biyomalzemeler	1
1.1.1. Metalik Biyomalzemeler	1
1.2. Titanyum ve Alaşımları.....	2
1.2.1. Ti-Ag Alaşımı ve Özellikleri	4
1.3. Eklemeli Üretim	6
1.3.1. Metal eklemeli üretim yöntemleri	8
1.3.1.1. Toz Yataklı Sistemler	9
1.3.1.2. Seçici Lazer Ergitme	9
1.4. Elektiriksiz Kaplama	14
2. KAYNAK ÖZETLERİ	19
3. MATERYAL ve YÖNTEM	25
3.1. Karışım tozlarının hazırlanması	26
3.2. Numunelerin Üretimi	27
3.3. Mikroyapı Karakterizasyonu.....	30
3.3.1. Yoğunluk Hesaplaması	30
3.3.2. X Işını Difraksiyon (XRD) Analizi.....	31
3.4. Taramalı Elektron Mikroskopu (SEM) ve Yüzey Analizleri.....	32
3.4.1. Yüzey Ölçümleri	32
3.5. Mekanik Test Ölçümleri	32
3.6. Aşınma Testleri	32
3.7. Korozyon Testleri.....	33

4. ARAŞTIRMA BULGULARI ve TARTIŞMA	35
4.1. Mikroyapı Analizleri.....	35
4.2. Mekanik Özelliklerin Belirlenmesi	39
4.3. Aşınma Deneyleri.....	45
4.4. Korozyon Analizleri.....	48
5. SONUÇ ve ÖNERİLER	50
KAYNAKLAR	52



SİMGELER VE KISALTMALAR DİZİNİ

<u>Simgeler</u>	<u>Açıklama</u>
α	Alfa
Ag	Gümüş
Al	Alüminyum
Ar	Argon
β	Beta
C	Karbon
cm	Santimetre
Co	Kobalt
Cr	Krom
Fe	Demir
g	Yerçekimi ivmesi
GPa	Gigapaskal
H	Hidrojen
m	Metre
mm	Milimetre
Mo	Molibden
MPa	Megapaskal
N	Azot
Na	Sodyum
Nb	Niyobyum
nm	Nanometre
O	Oksijen
s	Saniye
Ti	Titanyum
μm	Mikronmetre
V	Vanadyum
W	Watt

Kısaltmalar

3D / 3B	3 Boyutlu
ASTM	Uluslararası Amerikan test ve malzeme topluluğu
CAD	Computer Aided Design
DC	Doğru akım
EÜ	Ekllemeli üretim
ETÜ	Erzurum Teknik Üniversitesi
LENS	Lazer tasarımı net şekillendirme
OCP	Açık devre potansiyeli
SEM	Taramalı elektron mikroskobu
SLE	Seçici lazer ergitme
SLS	Seçici lazer sinterleme
STL	Standart üçgenleştirme dili
TÜBİTAK	Türkiye Bilimsel ve Teknolojik Araştırma Kurumu
YUTAM	Yüksek Teknoloji Uygulama ve Araştırma Merkezi
XRD	X ışını difraksiyonu

ŞEKİLLER DİZİNİ

Şekil 1.1.	Titanyum alaşımı faz diyagramı (Tekdir 2019).....	3
Şekil 1.2.	Titanyum-Gümüş Faz Diyagramı	6
Şekil 1.3.	Metal eklemeli üretim yöntemlerinin sınıflandırılması	9
Şekil 1.4.	Seçici Lazer Ergitme şematik gösterimi (Özer 2020).....	11
Şekil 1.5.	Yana kayma mesafesi şematik gösterimi.....	13
Şekil 1.6.	Kesit üzerindeki lazer hareket tanımlamaları (Ghouse et al. 2017).....	13
Şekil 1.7.	Yüzey işlem türleri	16
Şekil 1.8.	Yüzey kaplama yöntemleri	17
Şekil 1.9.	Elektriksiz kaplama yöntemi şematik gösterimi (Avcı 2017)	18
Şekil 3.1.	Titanyum yüzeyine gümüş filmin kaplanmanın şematik gösterimi;(a) titanyum yüzeyinden oksit filmin uzaklaştırılması (b) Gümüş filmin kaplanması.....	26
Şekil 3.2.	Destek elemanları yerleştirilmiş (a) sertlik, aşınma, korozyon, (b) çekme (c) basma.....	28
Şekil 3.3.	Concept Laser markalı M Lab R model eklemeli üretim seçici lazer ergitme cihazı	29
Şekil 3.4.	SLM ile üretilmiş tablo üzerindeki test numuneleri	30
Şekil 3.5.	Yoğunluk ölçüm test düzeneği	31
Şekil 4.1.	Saf titanyum tozunun tanecik boyut dağılımı ve mikromorfolojisi.....	35
Şekil 4.2.	Gümüş kaplanmış titanyum tozlarının X-Işını difraktomu ve Rietveld rafinasyon sonuçları (a) S1, (b) S2, (c) S3	36
Şekil 4.3.	S2 tozunun (%3 Ag kaplanmış Ti tozu) SEM ve EDS sonuçları; (a) SEM yüzey görüntüsü, (b) SEM- backscatter detektörü ile alınmış görüntüsü (c) kaplanmış gümüşün kesit SEM görüntüsü, (d) EDS analiz sonuçları	37
Şekil 4.4.	CP-Ti ve farklı gümüş oranlarında üretilmiş Ti-Ag örneklerin yüzey görüntüleri (a) C1, (b)G1, (c) G2, (d) G3.....	38
Şekil 4.5.	CP-Ti ve farklı gümüş oranlarında üretilmiş Ti-Ag örneklerin XRD Grafikleri	39
Şekil 4.6.	CP-Ti ve farklı gümüş oranlarında üretilmiş Ti-Ag örneklerin mikrosertlik değerleri.....	41

Şekil 4.7.	CP-Ti ve farklı gümüş oranlarında üretilmiş Ti-Ag alaşımların çekme testleri sonrası akma dayanımları.....	42
Şekil 4.8.	CP-Ti ve farklı gümüş oranlarında üretilmiş Ti-Ag alaşımların çekme testleri sonrası uzama oranları.....	43
Şekil 4.9.	CP-Ti ve farklı gümüş oranlarında üretilmiş Ti-Ag örneklerin aşınma testleri sonrası sürtünme katsayısı (COF) grafikleri	45
Şekil 4.10.	CP-Ti ve farklı gümüş oranlarında üretilmiş Ti-Ag örneklerin aşınma testleri sonrası elde edilen aşınma oranları	46
Şekil 4.11.	CP-Ti ve farklı gümüş oranlarında üretilmiş Ti-Ag örneklerin aşınma testleri sonrası SEM aşınma izi görüntüleri (a) C1, (b) G1, (c) G2, (d) G3.....	47
Şekil 4.12.	CP-Ti ve farklı gümüş oranlarında üretilmiş Ti-Ag alaşımların korozyon testleri sonrası akım yoğunluğu-gerilim eğrileri	47

ÇİZELGELER DİZİNİ

Çizelge 1.1. Titanyum ve alaşımlarının genel mekanik özellikleri (Kulkami et al. 2014)	3
Çizelge 3.1. Saf titanyum tozunun kimyasal kompozisyonu(%ağırlık)	25
Çizelge 3.2. Saf titanyum mekanik özellikleri	25
Çizelge 3.3. Saf titanyum tozunun fiziksel özellikleri	25
Çizelge 3.4. Akımsız kaplama sonrası titanyum yüzeyindeki kaplama kalınlığı	26
Çizelge 3.5. Kaplama parametreleri	27
Çizelge 3.6. Üretim parametreleri (Attar 2017; Hu 2018, Yakout 2020)	28
Çizelge 3.7. Ti-Ag alaşımlı test numunesi bilgileri	29
Çizelge 3.8. Aşınma test parametreleri	33
Çizelge 3.9. SBF ve kan plazması iyon değerleri (Kokubo et al 2006)	34
Çizelge 4.1. CP-Ti ve farklı oranlarda gümüş içeren Ti-Ag alaşımı doluluk oranları	37
Çizelge 4.2. Üretilmiş saf titanyum ve Ti-Ag alaşımların çekme testleri sonrası mekanik test sonuçları	43
Çizelge 4.3. CP-Ti ve farklı gümüş oranlarında üretilmiş Ti-Ag alaşımların basma testleri sonrası mekanik özellikleri	44
Çizelge 4.4. CP-Ti ve farklı gümüş oranlarında üretilmiş Ti-Ag alaşımlar için simüle edilmiş vücut sıvısında (SBF) potansiyodinamik korozyon analizlerinin sonuçları	49

1. GİRİŞ

1.1. Biyomalzemeler

Bilim ve teknolojiadaki büyük ilerlemeler, tıp gibi farklı alanlara da önemli faydalar sağlamıştır. Özellikle tıp ve mühendislik alanında ortaklaşa geliştirilen çalışmalar sonucu biyomalzemelerin insan vücudunda kullanılmasına olanak sağlamıştır (Prakasam et al 2017). Canlıların vücudunda meydana gelen hasarlar, doku veya organların işlevlerini yerine getirememesine neden olmaktadır. Bu hasarlı bölgeleri tekrar işlevsel hale getirmek için zarar gören kemik veya dokunun yerine gerçeğe yakın doku veya organın benzerleri yapılar geliştirilerek kullanılmaktadır. (Kayacan yd 2017).

Biyomalzemeler, doku ve organların işlevlerini yerine getirmek ya da desteklemek için kullanılır ve genellikle sürekli ya da belirli aralıklarla vücut sıvılarıyla temas etmektedir. Biyomalzemeler, yalnızca tıp alanında değil, aynı zamanda biyoteknoloji alanında da geniş bir kullanım alanına sahiptir (Yılmaz yd 2019).

Biyomalzemeler üzerinde yapılan gelişmeler son 60 yıldan beridir tüm biyolojik canlılar için büyük bir fayda sağlamaktadır. 19. yüzyıl ortasından itibaren vücut içerisinde yabancı malzemelerin kullanımına yönelik araştırmalar hızlanmıştır. 1950'lerde kan damarlarında değişiklikler, 1960'larda kalça protezleri ve 1970'lerde sentetik ameliyat ipliği gibi çeşitli biyomalzemelerin kullanılması dikkate alınmaktadır. Son 45 yılda ise çok sayıda metal, seramik ve polimer vücut parçalarının onarımı ve yenilenmesinde kullanılmıştır (Çırak yd 2020).

1.1.1. Metalik Biyomalzemeler

İnsan vücudu üzerinde en çok kullanılmakta olan malzeme grubu metalik biyomalzemelerdir. Metalik biyomalzemeler, yüksek mekanik ve aşınma özellikleri ve korozyona karşı dayanıklılığı nedeniyle uzun vadede kullanılmaktadır (Yılmaz yd 2019). Canlılar üzerinde iskelet yapıları genellikle metalik biyomalzemeler tarafından desteklenir veya değiştirilir. Polimerik ve seramik malzemelerle karşılaştırıldığında, çekme, yorulma ve kırılma dayanıklılıkları daha yüksektir. Yapay kalp kapakçıkları,

1. GİRİŞ

stentler, teller, kemik plaklar, vidalar, yapay eklemler ve diş implantları dahil hatta bunlarla sınırlı olmamak üzere çeşitli eklem uygulamalarında tercih edilmektedir. İmplantlar için yaygın olarak kullanılan metalik biyomalzemeler, kobalt alaşımları, 316L paslanmaz çelikler, Ti-6Al-4V alaşımları ve ticari olarak saf titanyum metalik biyomalzeme olarak geniş bir alanda kullanılmaktadır (Akça vd 2020).

Metal esaslı implant malzemeleri başlıca şunlardır;

- Saf ve alaşımlı titanyum (Cp-Ti, Ti-6Al-4V, Ti-6Al-7Nb vb.)
- Paslanmaz çelikler (316L)
- Kobalt esaslı alaşımlar (CoCrMo, CoCrNi vb.)
- Ni-Ti alaşımları
- Bunlara nazaran yaygın olmasa da platin, gümüş ve altın da metalik biyomalzemeler olarak kullanılmaktadır.

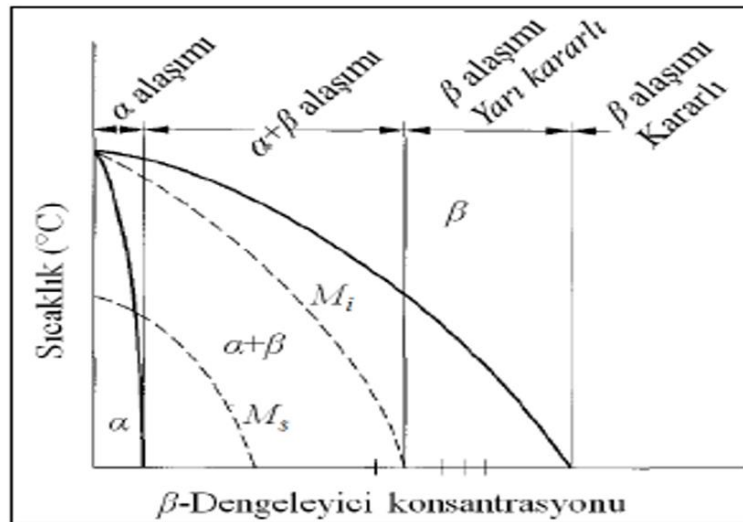
1.2. Titanyum ve Alaşımları

İngiliz kimyager William Gregor, 1791 yılında titanyumu keşfetmiştir. Gregor, İngiltere'nin Cornwall bölgesinde bulunan ilgi çekici bir mineral örneği üzerinde yaptığı analizler sonucunda içinde daha önce bilinmeyen bir metal olduğunu farkına varmıştır. Titanyum ilk olarak Gregor tarafından keşfedilse de adını 1795 yılında Klaproth'un Yunan mitolojisindeki Titan'lardan esinlenerek Titanyum adını vermesiyle almıştır (Liu et al 2004). Titanyum ilk olarak 1930'lu yılların sonlarında biyomalzeme üretiminde kullanıldığı bilinmektedir. Diğer biyometalik malzemeler göz önüne alındığında Titanyum, paslanmaz çelik ve CoCrMo alaşımı (vitalyum) gibi metalik biyomalzemelere göre daha hafif olması önemli derecede fayda sağlamaktadır (Taftali 2018). Titanyum ve alaşımlarının genel mekanik özellikleri kıyaslanmıştır.

Çizelge 1.1. Titanyum ve alaşımlarının genel mekanik özellikleri (Kulkami et al. 2014)

Malzeme	Yoğunluk (kg/m ³)	Elastik Modül E (GPa)
CP-Ti	4200	100-110
Ti-6Al-4V	4500	100-130
Ti-6Al-7Nb	4520	110-130
Paslanmaz Çelik 316L	7800	200
Co-Cr Alaşımları	8500	210-230

Düşük sıcaklıklarda, titanyum ve alaşımları hegzagonal sıkı paket (HSP) kristal yapılı alfa (α) fazında, Yüksek sıcaklıklarda ise hacim merkezli kübik (HMK) kristal yapılı titanyum beta (β) fazında bulunmaktadır. 882 °C ve üzeri sıcaklıklarda HSP α -Ti HMK yapılı β -Ti' ye allotropik dönüşüm gerçekleştirmektedir. Titanyum ve alaşımları farklı sıcaklıklarda α , β ve $\alpha+\beta$ fazı şeklinde görülmektedir. Yüksek sıcaklıklarda beta-ti olarak Düşük sıcaklıklarda ise alfa-ti olarak isimlendirilmektedir (Tekdir 2019).

**Şekil 1.1.** Titanyum alaşımı faz diyagramı (Tekdir 2019)

Düşük yoğunlukları, elastisite modülünün uygunluğu, yüksek korozyon direnci, iyi mekanik özellikleri ve biyouyumluluk, titanyum ve alaşımlarının biyomedikal uygulamalarda tercih edilmesinin en önemli nedenleridir. Bu özelliklerin tamamını sergileyebilecek metal malzeme sayısı oldukça sınırlıdır. Özellikle ticari saflıkta titanyum (Cp-Ti) olan diş implantların da sıklıkla kullanılır. Bununla birlikte, Ti-6Al-4V ve Ti-6Al-7Nb gibi titanyum alaşımları, üstün mekanik özellikleri nedeniyle diz ve kalça protezlerinde, omurilik ayırıcılarında ve yapay eklemler gibi ortopedik implantlarda kullanılmaktadır (Çomaklı et al. 2014; Quinn et al. 2020).

Titanyum gibi maliyetli ve elde edilmesi zor metallere elde edilen geometrilerde kullanılan geleneksel üretim teknikleri, malzeme uzaklaştırma prensibi ile çalışmaları için atık miktarların üretim maliyetlerini artırmaktadır. Ayrıca, tutuşma tehlikesi nedeniyle talaşlı imalatla özel önlemler ve sistemler gereklidir. Toz metalürjisi gibi yöntemler ise bu atık miktarının olabildiğince azaltıldığı ve neredeyse son ürüne yakın geometrilerin elde edildiği için geleneksel yöntemlere göre birçok avantaj sunmaktadır. Özellikle titanyum gibi pahalı bir malzeme için maliyetin azaltılmasını sağlaması büyük bir avantaj sunmaktadır fakat üretilecek parça geometrisi ve büyüklüğü açısından bazı kısıtlamalara sahiptir. Katmanlı imalat yöntemleri, özgün karmaşık tasarımların üretimini daha verimli ve kolay hale getiren oldukça faydalı bir üretim yöntemi olarak karşımıza çıkmaktadır (Bremen et al. 2012).

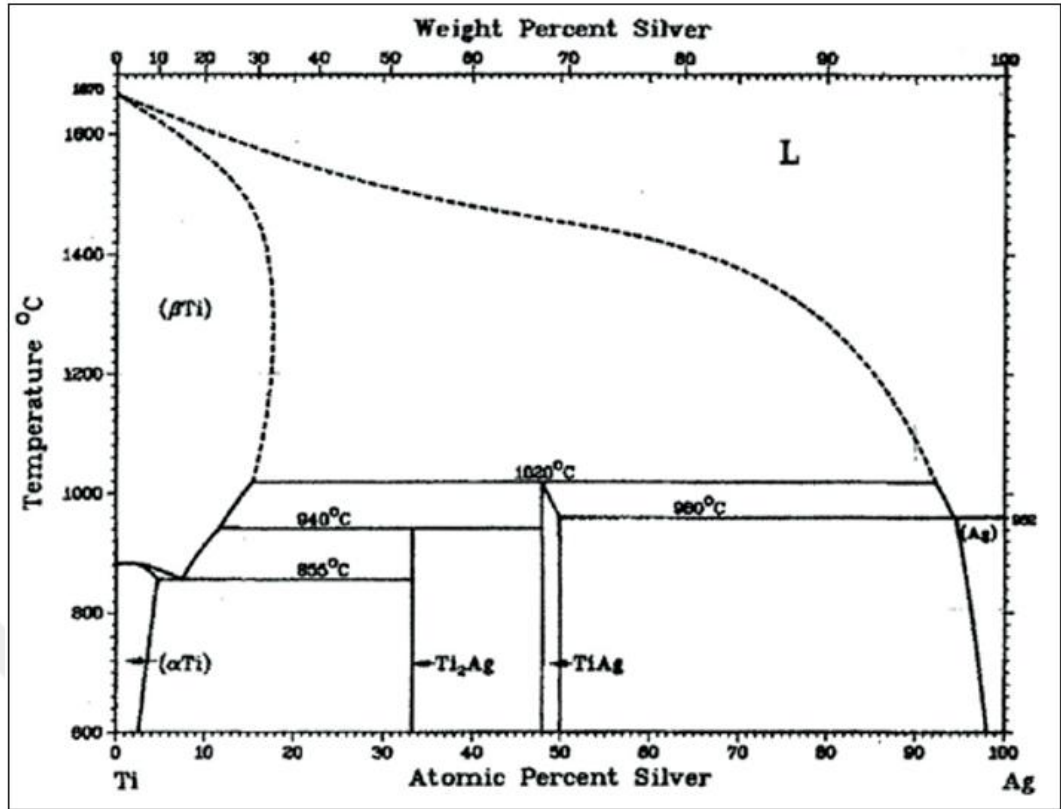
1.2.1. Ti-Ag Alaşımı ve Özellikleri

Bakteriyel kontaminasyon, günlük yaşamdan uzay görevlerine ve tıptan biyoalgılamaya kadar çok çeşitli alanlarda önemli bir sorundur. Protez enfeksiyonları, özellikle tıbbi implantlarda bakterilerin ve mikropların yabancı malzemelere yapışmasına neden olabilir. Bu sorunlar da cihazın çıkarılmasına ve hastanede yatış sürelerine ve maliyetlere ve hasta için stresli, acı verici ve kritik bir duruma yol açabilecek uzun süreli antibiyotik tedavisinin gerekliliğine yol açmaktadır. Bu bağlamda Ti-Ag (Ti-1Ag, Ti-2Ag ve Ti-4Ag) ve TiNiAg (Ti 49.3, Ni 47.3 ve Ag 1.4) alaşımları, biyomedikal uygulamalar için toplu antibakteriyel metaller elde etmek amacıyla geliştirilmektedir (Ferraris et al. 2016).

Titanyum implantları nın kullanıldığı alanlarda enfeksiyon en yaygın sorundur. Biofilm oluşumu, ortopedik implantasyon sonrası enfeksiyonların tedavi edilmesi oldukça zor olan komplikasyonlara neden olur. Çoğunlukla, bu biyofilmin çıkarılması implantın çıkarılmasını gerektirir. Sonuç olarak, titanyum implantlara antibakteriyel özellikler kazandırılır ve bu da enfeksiyon riskini azaltır. En yaygın antibakteriyel kaplama malzemelerinden biri gümüşdür. Gümüş, bakterilerin hücre duvarlarını parçalayabilir ve böylece bakterilerin çoğalmasını önleyebilir. Bununla birlikte, gümüşün biyomedikal alaşımlarda kullanılması, içerdiği ağır metallerin sitotoksositeye neden olabileceği göz önünde bulundurularak sınırlı olmalıdır. Araştırmalara göre, gümüş içeriğinin belirli bir oranın üzerine çıkması toksisiteyi artırır. Örneğin, %30'un üzerine çıktığında, hücre canlılığı açısından eşik değerin aşıldığı görülmüştür (Arens et al. 1999; Feng et al. 2000).

Ag içeriği, antibakteriyel özellik dışında korozyon direnci üzerinde önemli bir etkiye sahiptir. Ti-Ag alaşımı Saf Titanyuma göre çok daha yüksek sertlik ve akma dayanımı göstermektedir. Ag içeriğinin artmasıyla bir noktadan sonra mekanik özelliklerinde düşüş olduğu bilinmektedir. Şekil da Ti-Ag alaşımlarının üretim yöntemlerine göre mekanik özelliklerinin bilgileri paylaşılmıştır (Chen et al. 2016).

Bu alaşımın üretilmesi, katı çözelti kuvvetlendirmesinden dolayı Ag elementi, titanyumun mukavemet gelişimi için etkili bir alaşım elementi olarak bilmektedir. Çünkü eriyen ve eriten atomların boyut farklılığı sonucunda oluşan kafes çarpılmaları ile eriyen atomlarla hareket halindeki dislokasyonların etkileşimi sonucu iç gerilmeler oluşturmaktadır. Bu durumda, dislokasyon hareketleri engelleneceği veya yavaşlatılacağı için malzemenin sertlik ve mukavemet değerleri artmaktadır. İntermetalik bileşiklerin (Ti₂Ag) çökmesi nedeniyle Ag içeriğinin artmasıyla Ti-Ag alaşımlarının sertliği ve mukavemetinin arttığını bildirmiştir (Takashi et al. 2002).



Şekil 1.2. Titanyum-Gümüş faz diyagramı

1.3. Eklemeli Üretim

Eklemeli üretim (EÜ), ASTM F2792-12 terminoloji standardı tarafından ana malzemeden talaş kaldırma şeklinde değil de genellikle katman katman 3B model verilerinden parçalar üretmek için malzemeleri birleştirme süreci olarak tanımlanmaktadır. Daha detaylı açıklamak gerekirse, iki boyutlu kesitlerin birbiri üzerinde katman katman birleştirilmesi yoluyla üç boyutlu bir malzeme üretme sürecidir. Her bir iki boyutlu kesit, üretim sürecinde biriktirme veya ergime yöntemleriyle kendinden önceki tabakayla birleştirilmektedir. Bu yöntem, geleneksel yöntemlerle birden çok proste imal edilebilen geometrileri tek bir proste üreterek son ürünü üretir (Gibson et al. 2015).

Katmanlı üretim veya hızlı prototipleme, üç boyutlu modellenmiş verilerin katmanlar veya tabakalar halinde toz veya tel gibi hammaddelerle kademeli olarak birleştirilmesi yoluyla da ürünlerin üretilmesini içerir. Geleneksel imalat yöntemlerinden talaş kaldırmada, son parça geometrisini parçalar halinde çıkarır. Daha çok kalıp imalat

aşamalarında kullanılan dökümde ise, yolluk ve maça gibi birçok uygulama adımına ihtiyaç vardır. Eklemeli üretim tekniklerinde, tüm bu ara uygulama işlemlerine ihtiyaç duymadan daha pratik, daha hafif ve en önemlisi üretilemez denilen karmaşık geometrilerin tabakalar halinde üretilmesine olanak tanır (Tekdir 2019).

Katmanlı imalat teknikleri, günümüzde ve gelecekte tasarımın sınırlarını zorlayarak, takım ve kalıp gereksinimini ortadan kaldırarak, tekil veya küçük hacimli üretim ile karmaşık geometrilerin imalatında önemli bir rol oynamaktadır. Bu yöntemler, aşağıdaki avantajları sunmaktadır:

- Geleneksel üretim tekniklerinin sınırlamalarını aşarak daha özgür ve yenilikçi tasarımların gerçekleştirilmesine olanak tanır,
- Hafif ve gözenekli yapıların üretimindeki zorlukları ortadan kaldırır,
- Karmaşık iç soğutma kanalları gibi özel tasarımların üretimini mümkün kılar,
- Üretimin neredeyse nihai geometrisini sunarak atık miktarını azaltır ve talaşlı imalatla zor yapılan alaşımların üretim zorluklarının üstesinden gelir,
- Son işlem gereksinimini ortadan kaldırarak, mekanizmalar dahil tüm parçaların tek seferde üretimini sağlar.

Ancak, katmanlı imalat tekniklerinin bazı dezavantajları da bulunmaktadır:

- Büyük hacimli üretimlerde, üretim süresi uzayabilir veya toz beslemeli sistemlerle üretim yapılması durumunda verimlilik düşebilir,
- Düşük üretim adetleri için daha maliyetli olabilir,
- Parça yerleşimine bağlı olarak destek yapılarına ihtiyaç duyulması ve bu yapıların yüzey işleme gereksinimi ortaya çıkabilir,
- Üretim sırasında oluşan anizotropi ve %99,9 üretim yoğunluğuna rağmen, yapıda var olabilen boşluklar nedeniyle mekanik özelliklerde farklılıklar gözlemlenebilir.

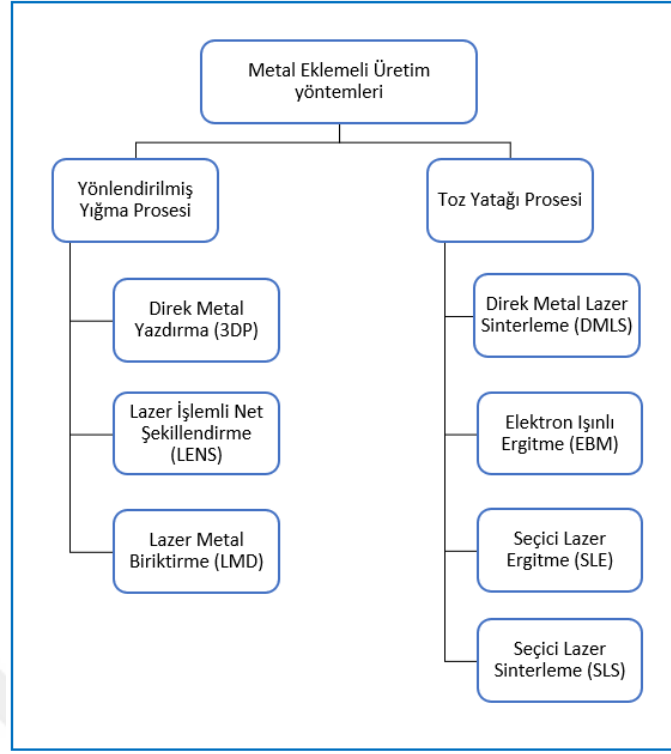
Bu dezavantajlar, eklemeli imalat yöntemlerinin daha da geliştirilmesi gerektiğini ve teknolojinin ilerlemesiyle bu kısıtlamaların aşılabileceğini göstermektedir (Hacısalıhoğlu 2020).

Eklemeli imalat, planlanan geometrileri doğrudan imalat cihazına aktaramaz. 3B model, öncelikle evrensel bir dosya biçimi olan STL formatına dönüştürülür. STL formatı, katı modelin üçgen parçacıklara bölünmüş halini ifade eder. Her bir üçgen, x, y ve z koordinatlarını gösteren birer vektöre çevrilerek bir ön programda, STL dosyasını işleyerek destek elemanı yerleştirme, üretim parametreleri seçme, inşa yönü belirleme ve üretim tablasına yerleştirme gibi ayarlamalar yapılmaktadır. Üretim cihazının program diline çevirmek için program, 3B katı modelini 2B kesit tabakalarına böler. Eklemeli imalat sürecinin üretim basamakları Şekil 1.13'te gösterilmiştir (Turalıoğlu 2024).

1.3.1. Metal Eklemeli Üretim Yöntemleri

ISO/ASTM 52900:2015 standarttı, metal malzemelerin üretiminde kullanılan eklemeli imalat yöntemleri hakkında bilgi vermektedir. Bu metalik malzemeler kullanılacak ham maddenin tel, toz veya levha olarak ilgili üretim bölümüne beslenme ve birleştirme yöntemine göre lazer bağlayıcı olarak sınıflandırmak mümkündür. Metalik malzemelerin üretimi için çeşitli yöntemler vardır ve farklı servis koşullarına göre farklı üretim süreçleri uygulanmaktadır. Metalik malzemelerin eklemeli yöntemlerle üretimi, malzemenin yapısı, eklemeli üretim tekniği, enerji kaynağı ve bunların çeşitli kombinasyonlarına bağlıdır.

Toz yatak prosesi (powder bed) ve yönlendirilmiş biriktirme veya yığma (directed energy deposition) bilinen en yaygın sınıflandırma yöntemleridir. Proseslerde enerji kaynağı olarak elektron ışını, ark kaynağı, yüksek enerjili lazer ve ultrasonik enerji kullanılmaktadır. Günümüzde gelişen teknolojiler ile birlikte eklemeli üretim yöntemleri geliştirilmekte ve farklı malzemeler için hibrit prosesler geliştirilmektedir.



Şekil 1.3. Metal eklemeli üretim yöntemlerinin sınıflandırılması

1.3.1.1. Toz Yataklı Sistemler

Toz yataklı sistemler, üretim fikrine dayalı olarak istenen 3B katı model verilerinden gerçek parçaları üretmek için kullanılabilen gelişmiş bir üretim teknolojisidir. Bu yöntem, katman katman ekleme yöntemini içerir. Ürünün ana malzemesi küçük boyuttaki küresel tozlardır. Toz birleştirme, tamamen ya da kısmen lazer ve elektron ışını gibi ısı kaynakları kullanılarak veya püskürtülen tozları birbiriyle bağlamak için bir yapıştırıcı reçine kullanılarak yapılır. Oluşabilecek oksidasyonu önlemek için işlemler kapalı bir vakum ortamında gerçekleştirilir (Dev et al. 2021).

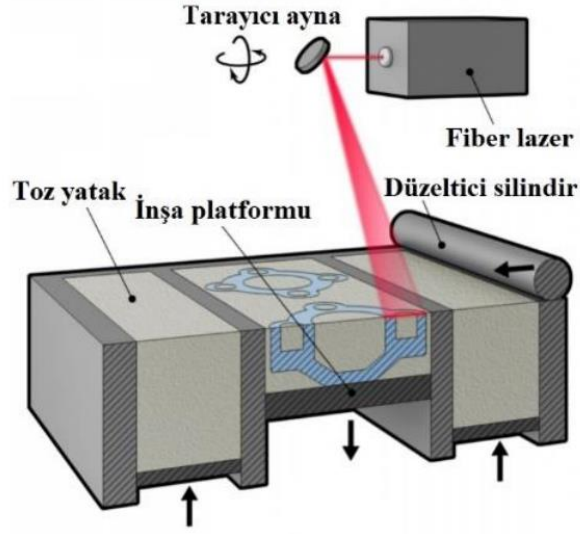
1.3.1.2. Seçici Lazer Ergitme

Seçici lazer ergitme (SLM), metalik malzemelerin katkı malzemesi yaygın olarak kullanılan bir toz yatak prosesidir. Metal tozlarının lazer enerjisi kullanılarak eritilip katman katman birleştirilmesiyle nesnelerin üretildiği bir eklemeli imalat (additive manufacturing) tekniğidir. Üretim sırasındaki oksidasyonu önlemek amacıyla, üretim ortamı argon gibi koruyucu gazlarla doldurularak düşük oksijenli bir atmosfer

sağlanmaktadır. Özellikle titanyum ve alaşımları gibi yüksek oksijen ilgisine sahip alaşımlar ile üretim yapılırken üretim platformu koruyucu gaz olarak argon atmosferi ile korunmaktadır. SLE yönteminde üretim sürecinin vakum şartlarında olması gerekmezken ergime bölgesinin koruyucu gaz altında olması, üretim atmosferinin olumsuz etkilerinden korunmak için yeterli olmaktadır (Ferrar et al. 2012). SLM, havacılık, otomotiv, tıp ve mühendislik gibi alanlarda giderek daha fazla tercih edilmektedir ve özellikle yüksek mukavemet gerektiren metal parçaların üretiminde kullanılmaktadır. Geleneksel imalat yöntemlerine kıyasla, zaman kazancı, malzeme verimliliği ve tasarım özgürlüğü sağlamaktadır.

Seçici lazer ergitme (SLE) toz havuzunda katılaşma öncesi tam ergime söz konusudur bu sebeple tamamen ergime olması ile bu sistemlerde bir önceki tamamlanan katmanların da tekrardan ergimesi söz konusu olabilmekte ve bu sayede katmanlar arası birleşme sağlanmaktadır. Bu, her ne kadar kalıntı gerilmelere neden olsa da katmanlar arası bağlanmayı güçlendirerek elde edilen katı modelin yoğunluğunu hedeflenen düzeylere çıkarmaktadır. (Turalıoğlu 2024).

Birçok üretim parametresi, oluşturulan ürüne ait tribolojik, mekanik, mikro yapısal, morfolojik ve kimyasal özelliklerin değişimine neden olur. Bu etkenler Tarama hızı, Tabaka/katman kalınlığı, Lazer gücü, Demet çapı, Vuruş modu, Tarama stratejisi, İnşa oryantasyonu, Üretim sonrası uygulanan yüzey ve ısıt işlemler, şeklinde sıralanabilir.



Şekil 1.4. Seçici Lazer Ergitme şematik gösterimi (Özer 2020)

Seçici Lazer Ergitme (SLM) teknolojisinin etkinliği, kullanılan parametrelerin doğru bir şekilde optimize edilmesine dayanır. Bu parametreler, baskı kalitesini, parçanın mekanik özelliklerini, yüzey düzgünlüğünü ve üretim hızını doğrudan etkileyebilir. SLM işlemi sırasında, lazer gücü, tarama hızı, katman kalınlığı ve toz yatağı sıcaklığı gibi pek çok parametre titizlikle ayarlanmalıdır. Her bir parametre, üretim süreci ve sonrasında elde edilen parçanın yapısal bütünlüğü, yoğunluğu ve yüzey kalitesi üzerinde belirleyici bir rol oynar (Al-Aloosi et al. 2023).

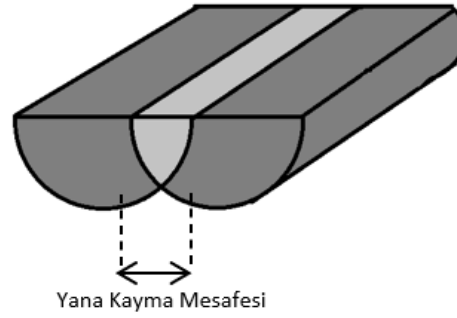
Seçici lazer ergitme (SLE) işleminde, katmanlar ve komşu eriyik havuzları arasındaki dayanımın artırılması ve bütünlüğün sağlanması gerekmektedir. Bu bütünlük, üretim parametreleri olarak bilinen lazer gücü (P), katman kalınlığı (t), lazer tarama hızı (V), yana kayma mesafesi (h) gibi faktörlerin değişimi ile kontrol edilen enerji yoğunluğu (E) ve bu enerjinin eriyikten uzaklaştırılma hızı ile elde edilmektedir. Tüm bu parametreler, eriyik havuzunun oluşturulması için gerekli enerji yoğunluğunu etkileyerek, doğrudan mekanik özellikler üzerinde belirleyici bir rol oynamaktadır (Thijs et al. 2010). Enerji yoğunluğu ile proses parametreleri arasındaki ilişki Denklem 1.1’de verilmiştir.

$$E = \frac{P}{V \cdot h \cdot t} \quad (1.1)$$

Seçici lazer ergitme sürecinde lazer gücü, en önemli parametrelerden biridir. Lazer, metal tozunu eritmek için gerekli enerjiyi sağlamak amacıyla kullanılır. Lazer gücünün artırılması, metal tozunun daha derin bir şekilde erimesini ve dolayısıyla daha yoğun bir yapı oluşumunu sağlar. Ancak, aşırı yüksek lazer gücü malzemeyi aşırı ısıtarak, kontrolsüz bir şekilde erimiş havuzun genişlemesine yol açabilir. Bu durum, parçada iç gerilmeler, gözenekler ve çatlaklar gibi istenmeyen sonuçlara neden olabilir. Öte yandan, lazer gücünün çok düşük olması, malzemenin tam olarak erimemesine ve katmanlar arasında zayıf bağların oluşmasına yol açabilir. Lazerler, temas ettikleri malzemenin kürleşmesi ya da bu enerjinin emilmesi sonucu sinterlenmesine veya erimesine neden olarak, yoğun enerji demetleri oluşturur. Ayrıca, nispeten kolay kontrol edilebilmeleri nedeniyle katmanlı imalat için oldukça etkili enerji kaynaklarıdır (Lee et al. 2017).

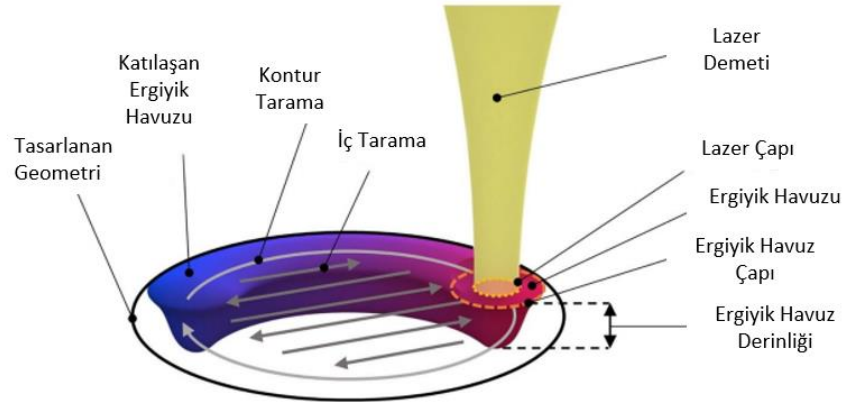
Tarama hızı, mm/s cinsinden ifade edilir ve lazer demetinin toz katmanı üzerindeki hareket hızını gösterir. Bu hız, lazer gücüyle birlikte bir denge içinde olmalıdır. Yüksek tarama hızları, lazerin metal tozunu tamamen eritmek için yeterli süreyi sağlayamadığı için, parçanın gözenekli olmasına ve istenilen yoğunlukta olmamasına neden olmaktadır. Diğer yandan, düşük tarama hızları malzemenin aşırı erimesine yol açarak, yüzeyde istenmeyen hatalara ve deformasyonlara yol açmaktadır. Ayrıca, yüksek tarama hızı ve lazer gücünün bir arada uygulanması, küreselleşme durumunun meydana gelmesine sebep olmaktadır. Bu durum, toz havuzunda üretim yapan sistemlerde toz seriminin zorlaşmasına ve homojen toz dağılımının sağlanmasını engellemektedir (Dilip et al. 2016).

Lazer demeti, her bir tarama izi üzerinde farklı doğrusal yörüngeler izleyerek işlem yapmaktadır. Bu aşamada lazer, yarı erime ve tam erime noktalarını geçerek katmanın birleşmesini sağlamaktadır. Şekil 1.5'te yana kayma mesafesinin şematiği gösterilmiştir. Lazer izleri arasına uygulanan yana kayma miktarı, katmandaki modelin dolu kesitlerinin tamamının eriyik ve yarı eriyik halden katı hale dönüşmesini mümkün kılar. Lazerin bu yana kayma mesafesi, hatch spacing (h) olarak adlandırılır ve iki komşu lazer izinin eriyik havuzlarının merkezleri arasındaki mesafe olarak tanımlanmaktadır. (Yap et al. 2015).



Şekil 1.5. Yana kayma mesafesi şematik gösterimi

Lazer tarafından geometrik kesitin oluşturulması sırasında, geometrik sınırların lazerle taranması işlemi kontür taraması olarak adlandırılmaktadır. Bu kontür, farklı lazer güçleri ve birden fazla lazer geçişi ile tekrarlanarak yapılabilir. Planlanan bindirme değerleri, yanal ve lazerin ilerleme doğrultusunda belirlenir; böylece iç taramaların kontür taraması ile olan bindirme miktarı kontrol altına alınabilmektedir. Lazer demeti, sahip olduğu odak çapı ile toz malzemeye temas ederken, ayarlanan lazer gücü ve ilerleme hızı ile bu odak çapından farklı bir eriyik havuzu meydana getirir. Bu kesit üzerindeki lazer hareketleri ve lazer odağına ait görsel Şekil 1.6’te verilmiştir.



Şekil 1.6. Kesit üzerindeki lazer hareket tanımlamaları (Ghouse et al. 2017)

1.4. Elektriksiz Kaplama

Endüstriyel alanda kullanılan mühendislik malzemelerinin, düşük maliyetli olmasının yanı sıra, belirli çalışma koşulları altında üstün mekanik özellikler sergilemesi ve uzun ömürlü olması beklenmektedir. Çalışma ortamına ve kullanım koşullarına bağlı olarak, bu malzemelerden beklenen performans, sadece maliyet etkinliği ile sınırlı kalmamalı; aynı zamanda yüksek dayanıklılık, uzun hizmet ömrü ve güvenilirlik gibi önemli özellikleri de içermelidir. Bu nedenle, mühendislik malzemeleri tasarlanırken, malzemenin işlevsel özelliklerinin yanı sıra, üretim süreçlerinin ve kullanım koşulları göz önünde bulundurulmaktadır.

Birçok mühendislik malzemesi, aşınma ve korozyon direnci, yüksek sertlik, sıcaklık dayanımı ve mekanik kuvvetlere karşı dayanıklılık gibi olağanüstü özelliklere sahip olsada, bu malzemeler genellikle bazı dezavantajları da beraberinde getirir. Örneğin, bu malzemelerin yüksek maliyetli olması, zor şekillendirilmesi ve talaşlı işleme gereksinimleri, endüstriyel üretimde verimliliği ve ekonomik performansı olumsuz yönde etkileyebilir. Ayrıca, bu malzemelerin yüksek ağırlığı, taşınabilirlik ve montaj gibi süreçlerde ekstra zorluklar yaratabilmektedir. Bu nedenle, mühendislik malzemelerinin seçiminde, performans ve maliyet arasında denge kurmak kritik bir faktördür.

Çoğu iş parçası, çalışma sırasında maruz kaldığı dış etkenler veya diğer malzemelerle olan temas nedeniyle sürtünme kuvvetlerine maruz kalır. Bu sürtünme kuvvetleri, malzemenin yüzeyinde deformasyona yol açarak, zamanla malzemenin yapısal bütünlüğünü zayıflatmaktadır. Deformasyonun başlangıcı genellikle yüzeyde görülür ve zamanla iç kısımlara doğru ilerleyerek malzemenin dayanıklılığını önemli ölçüde azaltabilir. Bu süreç, parça yüzeyinin bozulmasına, mikro çatlaklar oluşmasına ve nihayetinde iş parçasının kullanılamaz hale gelmesine neden olabilir. Yüzeyde meydana gelen bu deformasyonlar, malzemenin mekanik özelliklerini ve estetik görünümünü olumsuz etkilemektedir.

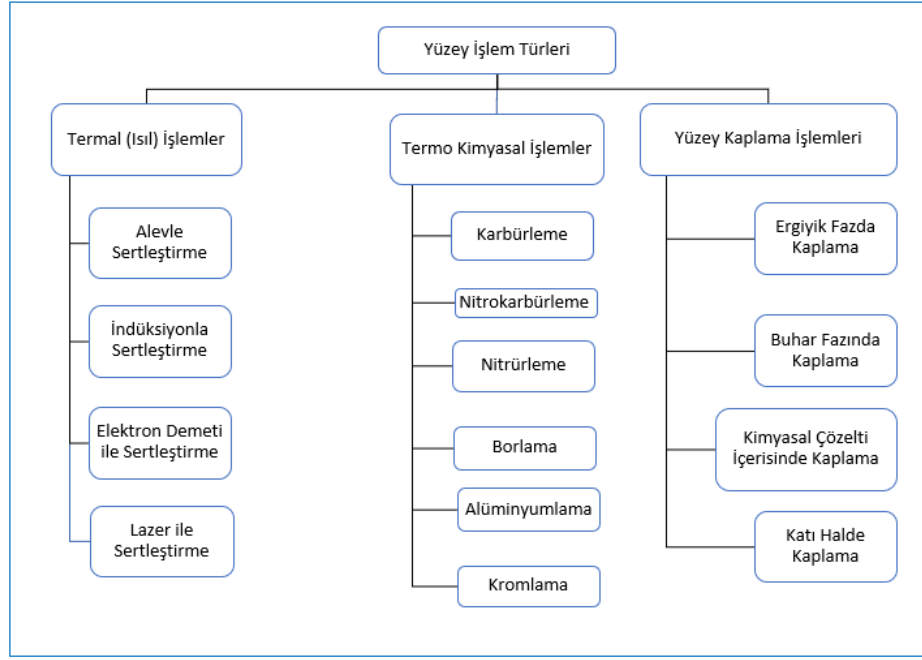
Bu sorunları aşmak için, düşük maliyetli malzemelerin yüzey özelliklerini iyileştirerek daha yüksek dayanımlı ve daha uzun ömürlü malzemeler elde edilmektedir. Yüzey iyileştirme yöntemleri, malzemenin dayanıklılığını artırırken, aynı zamanda maliyet etkinliği sağlamaktadır. Geçmişten günümüze kadar, malzemelerin yüzey

özelliklerini geliştirmeye yönelik çok sayıda yöntem geliştirilmiştir. Bu yöntemler arasında, ısıt işlemler, kaplama teknikleri, yüzey modifikasyonları ve kimyasal işlemler gibi pek çok farklı yaklaşım bulunmaktadır. Bu teknikler, malzemenin yüzey sertliğini artırmak, korozyon direncini yükseltmek, aşınma dayanımını artırmak ve genellikle malzemenin ömrünü uzatmak amacıyla kullanılmaktadır (Bulbul 2011).

Bu geliştirilen yüzey iyileştirme teknikleri, genellikle aşağıdaki kategorilerde sınıflandırılabilir:

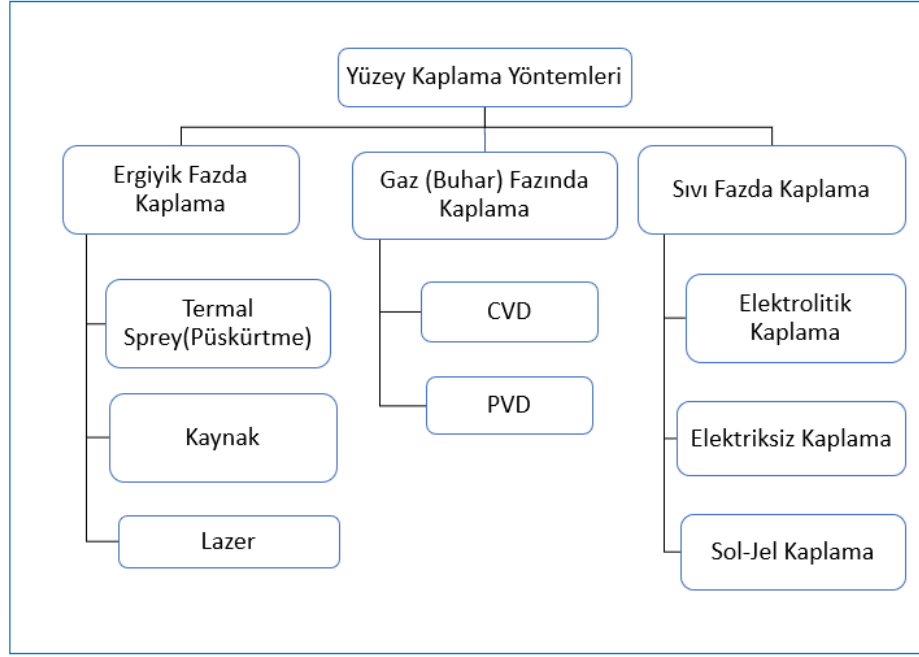
- **Kaplama Yöntemleri:** Metalik, seramik veya polimer kaplamalar kullanılarak yüzeyin dayanıklılığı artırılabilir.
- **Isıl İşlemler:** Malzemenin yüzeyine ısı uygulayarak mekanik özelliklerin iyileştirilmesi sağlanabilir.
- **Kimyasal Yüzey Modifikasyonları:** Kimyasal reaksiyonlar kullanarak yüzeyin sertliği ve direnç özellikleri geliştirilebilir.
- **Yüzey Parlatma ve Kesme Teknikleri:** Yüzey pürüzlülüğünü azaltarak, sürtünmeyi ve aşınmayı en aza indirir.

Bu yüzey iyileştirme tekniklerinin her biri, farklı malzeme türlerine ve kullanım koşullarına bağlı olarak çeşitli avantajlar sunmaktadır. Her bir teknik, malzemenin özelliklerine göre en uygun şekilde seçilmeli ve uygulanmalıdır. Geliştirilen bu tekniklerin Şekil 6'daki gibi sınıflandırılması mümkündür.



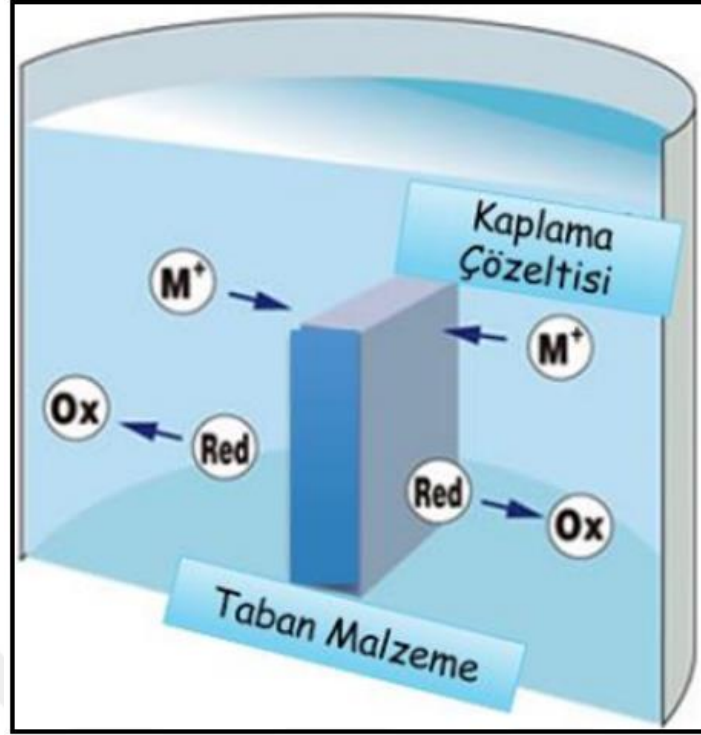
Şekil 1.7. Yüzey işlem türleri

Yüzey kaplama yöntemlerinde, diğer tekniklerden farklı olarak, taban malzeme yüzeyine farklı bir malzeme uygulanarak bir kaplama film tabakası oluşturulur. Bu kaplama tabakası, malzemenin yüzeyinde sertlik, aşınma ve korozyon direnci gibi mekanik özelliklerin geliştirilmesine yardımcı olurken, aynı zamanda estetik görünümünü de iyileştirebilir. Taban malzeme üzerine uygulanacak malzemeler, ergiyik, yarı ergiyik ya da buhar fazında olabilir. Bu malzemeler, doğrudan malzeme yüzeyine birikerek kaplama oluşturabilir. Alternatif olarak, kaplama malzemesinin yer aldığı kimyasal bir çözeltiye daldırma işlemi ile çözelti içinde gerçekleşen kimyasal reaksiyonlar sonucu, hedef malzeme taban malzeme üzerine çökeltilerek kaplama yapılabilir. Birçok farklı yüzey kaplama tekniği bulunmaktadır. Kaplama yöntemi seçerken, taban malzemenin türü, iletkenlik özellikleri, geometrik şekli ve yüzey alanı gibi faktörlerin yanı sıra, kaplama malzemesinin iletkenlik özellikleri ve ergime sıcaklığı da dikkate alınmalıdır. Ayrıca, kullanılan sistemin maliyeti, uygulama kolaylığı, uygulama hızı, bağ kuvveti, istenen film kalınlığı ve kaplamanın homojen dağılımı gibi kriterler de seçimde önemli rol oynamaktadır (Kılıcı 2022).



Şekil 1.8. Yüzey kaplama yöntemleri

Sıvı fazda kaplama yöntemleri, hazırlanan uygun çözeltilere daldırılan taban malzeme üzerine elektrolitik olarak anottan kopan malzemenin katot üzerinde birikmesiyle veya elektrik akımı kullanılmadan, tamamen kendiliğinden gerçekleşen kimyasal tepkimeler aracılığıyla çözeltideki metal iyonlarının taban malzeme üzerine birikmesiyle uygulanabilir. Bu yöntemler, büyük boyutlu parçalara uygulanabilme kapasitesi ve dayanıklı kaplama filmleri oluşturma avantajları sunarak, sistem kurulumu ve işlem maliyeti açısından önemli faydalar sağlar. Elektrolitik kaplama yöntemi, büyük hacimli parçalara hızlı bir şekilde, taban malzeme ile güçlü bir bağ oluşturarak kaplama filmleri elde edebilmesi nedeniyle endüstride en yaygın kullanılan yöntemlerden biridir. Ancak, bu yöntemin yüksek elektrik enerjisi tüketimi, parçalardaki girinti ve çıkıntılarda kalıntı gerilmeleri oluşturarak mekanik özellikleri olumsuz etkilemesi ve kaplama filminin homojen dağılımını engellemesi gibi dezavantajları da bulunmaktadır. Elektriksiz (akımsız) kaplama yöntemi ise, kendiliğinden (katalitik) gerçekleşen tepkimeler sayesinde elektrik akımına ihtiyaç duymaz ve bu da maliyet, homojen film dağılımı ve daha iyi mekanik özellikler sağlamak açısından elektro kaplama yöntemine alternatif olarak kullanımını artırmaktadır (Groover 2019).



Şekil 1.9. Elektriksiz kaplama yöntemi şematik gösterimi (Avcı 2017)

2. KAYNAK ÖZETLERİ

Literatür Özeti

Teknolojik gelişmelerin günümüz dünyasında oldukça hızlı ilerlediği gerçeği, insan hayatının ve sağlığının en önemli varlık olduğu gerçeği nedeniyle insan sağlığı için kullanılması kaçınılmazdır. Bu gelişmelere paralel olarak, insanların hareket yeteneklerini yeniden kazanmak ve yaşam kalitelerini iyileştirmek için implant olarak bilinen yapay elemanlar ortaya çıkmıştır. İmplantlar, insan vücudunda kullanıldıklarında sürekli veya belirli aralıklarla biyolojik ortamlarla temas halinde olduklarından, biyolojik düzeni bozmayacak malzemelerden üretilmektedir. Bu bağlamda biyomalzeme terimi karşımıza çıkmaktadır. Biyomalzemeler, doku ve organların işlevlerini yerine getirmek ya da desteklemek için kullanılır ve genellikle sürekli ya da belirli aralıklarla vücut sıvılarıyla temas etmektedir. Biyomalzemeler, yalnızca tıp alanında değil, aynı zamanda biyoteknoloji alanında da geniş bir kullanım alanına sahiptir (Yılmaz vd 2019). Biyomalzemelerin canlı doku üzerinde oluşturduğu olumlu veya olumsuz etkileri üzerine ise Biyoyumluluk kavramı ortaya çıkmıştır.

Metalik Biyomalzemeler diş ve ortopedik implant cerrahilerinde iyi biyoyumluluk ve üstün mekanik özellikleri göstermesinden dolayı yaygın olarak kullanılmaktadır. Özellikle titanyum alaşımları, yüksek biyoyumlulukları, korozyon dirençleri ve mekanik özellikleri sayesinde ortopedik uygulamalarda yaygın olarak tercih edilmektedir. Ancak, titanyum implantların en büyük dezavantajlarından biri, bakteriyel enfeksiyon riskidir. Bu sorun, implantların yüzeyine antibakteriyel kaplama uygulanarak çözülmeye çalışılmıştır. Fakat yüzey kaplama tekniklerinin sınırlamaları ve dezavantajları, alternatif yöntem arayışını zorunlu kılmıştır (Lin et al. 2017).

Son United Nation verilerine göre dünya üzerinde nüfusun %10'luk kısmını 65 üstü insanlar oluşturmaktadır. Belirli bir yaş üzerindeki insanlar üzerinde özellikle yaşlılığın verdiği sebepler doğrultusunda kemik dokusu üzerinde yoğunluğun ve dayanımların azalması ve insan anatomisinin yaş ilerledikçe kemik hücrelerinde yeni kemik dokuları üretimindeki düşüşü insan yaşam kalitesini büyük oranda düşürmektedir. Bunun yanı sıra yaştan bağımsız olarak kazaların, insanların birbiri arasında yaşadıkları sıcak çatışmaların ve sportif yaralanmaların da meydana gelmesi durumunda zarar gören

hareketli veya hareketsiz dokuların tedavilerinde implant malzemelere ihtiyaç duyulmaktadır.

Titanyum ve alaşımları genel olarak döküm, toz metalürjisi ve talaşlı imalat gibi geleneksel imal usulleriyle üretilir. İmplant ve protezler insan üzerinde kemikler ve onun etkileşimde bulunabileceği çevre dokularında özellikle eklem bölgelerinde eklemler ile birlikte çalıştığı için her insan dokusunun farklılık göstermesi durumundan ve doku yapılarının karmaşık geometrili bir yapı göstermesi durumunda geleneksel yöntemler ile üretilmesini zorlastırmaktadır. Titanyum oldukça reaktif bir malzemedir ve oksit haldeyken parçalamak nispeten zordur ve bu nedenle de geleneksel imalat işlemleri yorucu, zaman alan ve yüksek enerji maliyeti gerektiren proseslerdir. (Attar et al. 2017).

Antibakteriyel özelliklere sahip titanyum-gümüş (Ti-Ag) alaşımlarının üretilmesi ve bu alaşımların biyomedikal alandaki potansiyel uygulamalarının araştırılması halen devam etmektedir, Gümüş (Ag), antibakteriyel özellikleriyle bilinen bir elementtir ve titanyum ile alaşımlandığı da ortopedik implantlarda enfeksiyon riskini azaltma potansiyeline sahiptir. Geleneksel yöntemlerle Ti-Ag alaşımları üretilebilmekle birlikte, eklemeli imalatın sunduğu avantajlar, bu alaşımın daha verimli ve yenilikçi bir şekilde üretilmesine olanak sağlamaktadır (Kumar et al. 2021).

Titanyumun implant olarak kullanıldığı alanlarda karşılaşılan en önemli problemlerden biri enfeksiyondur. Ortopedik implantasyon sonrası oluşan enfeksiyonlar, biyofilm oluşumu nedeniyle tedavi edilmesi oldukça zor olan komplikasyonlara yol açmaktadır. Bu biyofilmin ortadan kaldırılması çoğu zaman implantın çıkarılmasını gerektirmektedir. Bu nedenle titanyum implantlar, antibakteriyel özellikler kazandırılarak enfeksiyon riskini azaltmak amacıyla kaplanmaktadır. Gümüş (Ag) en yaygın antibakteriyel kaplama malzemelerinden biridir. Gümüş, bakterilerin hücre duvarlarını parçalayarak onların çoğalmasını engelleyebilir ve bakteriyel enfeksiyonları büyük ölçüde önleyebilir. Ancak gümüşün biyomedikal alaşımlarda kullanımı, içeriğinde bulunan ağır metallerin sitotoksikite oluşturabileceği göz önünde bulundurularak sınırlı tutulmalıdır. Yapılan araştırmalarda, gümüş içeriğinin belirli bir oranın üzerine çıkması durumunda toksisite artışı gözlenmiştir. Örneğin, %30 oranının üzerine çıkıldığında hücre canlılığı açısından eşik değerin aşıldığı tespit edilmiştir (Arens, 1999, Feng, 2000).

Titanyum alaşımlarının antimikrobiyal özelliklerini artırmak için yaygın olarak kullanılan yöntemlerden biri yüzey modifikasyonudur. Yüzey modifikasyon teknikleri arasında plazma spreyi, magnetron püskürtme, sol-jel kaplama ve mikro ark oksidasyonu gibi yöntemler bulunmaktadır. Gümüş ile kaplanmış implantlar genellikle yüksek antibakteriyel performans gösterebilir, yüzey kaplamalarının zamanla aşınması durumunda bu etkinin kaybolabileceği endişesi bulunmaktadır. Bu nedenle, titanyum implantların yüzey modifikasyonu yerine tüm yapının gümüş katkılı olarak üretilmesi, bu tür sorunların çözümüne yönelik olarak önerilmektedir. Titanyum-gümüş (Ti-Ag) alaşımları, yüzey kaplama yöntemlerinin dezavantajlarını ortadan kaldırmak amacıyla alternatif bir çözüm olarak önerilmektedir. Yüzey kaplamalarının aşınma veya hasar görmesi durumunda antibakteriyel özellikler kaybolabilirken, alaşım içerisinde gümüş kullanılması bu sorunu ortadan kaldırır. Gümüş ilavesiyle Ti-Ag alaşımları antibakteriyel özellik kazanırken, aynı zamanda korozyon direnci ve mekanik özellikler açısından da gelişim gösterir. Bu alaşımlar genellikle toz metalurjisi, döküm ve eklemeli imalat yöntemleriyle üretilmektedir. Yapılan çalışmalarda, gümüş oranının artmasıyla birlikte Ti-Ag alaşımlarının sertlik ve basma mukavemetinde artış gözlemlenmiştir. Örneğin, %5 Ag içeren alaşımlar, saf titanyuma göre daha yüksek sertlik ve basma mukavemeti sergilemiştir. Ancak gümüş oranının %20'nin üzerine çıkması durumunda mekanik özelliklerde bir miktar azalma olduğu da bildirilmiştir. Ayrıca intermetalik bileşiklerin (Ti₂Ag) oluşumu, alaşımın mekanik özelliklerini olumlu yönde etkilemiştir (Dion 2013; Quan 2020).

Piyasa üzerindeki uygulamalara bakıldığında standart ölçülere sahip implantların kullanıldığı görülmektedir. Bu İmplant tasarımı hasta için uygun ölçülerde belirlense dahi, uygulama yapılan sert dokunun anatomisi ve mekanik özellikleri ile uyum problemleri kaçınılmaz olmaktadır. Benzer şekilde bazı kemik dokularının her insan için farklılık göstermesi de bu durumun problemleri arasında önemli bir yer almaktadır. Kafatası kemiğinin bir bölümünün onarılması gibi farklı ve karmaşık geometriye sahip implantlara ve hastanın kendi anatomik duruş ve zarar gören kısımlarına tümüyle uygun, tamamen hasta odaklı tasarlanmış implantlara da ihtiyaç duyulabilmektedir. Bu tarz gereksinimlerin ihtiyaç duyulması sebebi ile, günümüzde gelişen teknoloji ile beraber görüntüleme tekniklerinin gelişmesi ve üretim yöntemlerindeki ilerlemelere bağlı olarak kişiye özel implant tasarımlarının üretilmesi gerekli çalışmalar yürütülmektedir (Korkmaz 2016).

Karmaşık yapıların geleneksel yöntemlerle üretiminin zorluğu kişiye özel implantların üretilmesi için gelişen teknolojiler ile beraber Eklemeli üretim teknolojisi hayatımıza girmiştir. Lazer ve elektron demeti gibi ısı kaynakları ile malzemenin kontrollü olarak ergitilmesi ve kalıplama teknolojilerine ihtiyaç duymaksızın metalin eriyik veya yarı eriyik formdan kontrollü katılaşması ile bilgisayar destekli tasarımı (Computer Aided Design – CAD) yapılmış olan tüm parçaların/elamanların katmanlı olarak üretilmesi, eklemeli imalat olarak tanımlanmaktadır. Geleneksel yöntemlere nazaran karmaşık geometrilerin üretilmesini mümkün kılması, atık malzeme miktarının düşük olması sebebi ile günümüzde oldukça ilgi çekmektedir (Wauthle et al. 2015).

Katmanlı üretim, geleneksel üretim tekniklerinden oldukça farklıdır. Bu süreç, malzemelerin bir yüzey üzerine katman katman eklenerek inşa edilmesine dayanır. Bu yöntemle neredeyse hiç atık malzeme üretilmez ve malzeme yelpazesi oldukça geniştir. Bilgisayar destekli tasarım (CAD) yazılımlarıyla oluşturulan karmaşık geometriler, eklemeli imalat sayesinde tek bir adımda üretilebilir. Ayrıca, bu yöntemde kullanılan makinelerin bazı parametreleri değiştirilerek malzemelerin mekanik özellikleri optimize edilebilir. Eklemeli üretim yöntemleri, Seçici Lazer Ergitme (SLE) ve Lazer Destekli Net Şekillendirme (LENS) gibi teknolojileri kapsar. Bu yöntemler, geleneksel döküm ve toz metalurjisi (PM) ile karşılaştırıldığında daha iyi mekanik özellikler sunabilir. Örneğin, Attar ve ekibi tarafından yapılan çalışmalarda, Seçici Lazer Ergitme (SLM), toz metalurjisi ve döküm teknolojileri ile üretilen Ti-TiB kompozitlerinin sertlik ve elastik modül değerleri karşılaştırılmıştır. Sonuçlar, SLM ve döküm yöntemleriyle üretilen numunelerin sertlik ve elastik modül değerlerinin, PM tekniği ile üretilenlere kıyasla daha yüksek olduğunu göstermiştir.

Toz metalurjisi gibi son formun elde edilebileceği yöntemlerin gelişmesi, kesici takım ve kalıp gereksinimlerinin ortadan kalkması, işleme esnasındaki tutuşma gibi zorlukların azaltılması ve tasarlanan geometriyi elde etmek için uygulanacak son yüzey işlemlerinin minimize edilmesi öngörüsüyle, titanyum ve alaşımlarının üretiminde karşılaşılan, talaş olarak uzaklaştırılacak malzeme miktarının azaltılması gibi maliyetleri düşüren faktörlere katkı sağlamıştır.

Toz veya tel formundaki hammadde kullanılıp atık madde miktarının çok düşük seviyelere indirilerek elde edilen son ürün formunun geleneksel yöntemler dışında tek adımda üretildiği eklemeli üretim yöntemleri 1920'li yıllara kadar dayandığı bilinmektedir. 1925 yılında yapılan bir patent çalışmasında, elektrik ark ve metal elektrot kullanılarak cidarlı ve dekoratif ürünlerin üretildiği görülmektedir (Baker 1925). Eklemeli imalat, yöntemlerde malzemeyi ergitecek olan ısı girdisinin elektron demeti veya lazer demeti ile sağlanması söz konusudur. Günümüzde kompleks metal geometrileri sadece model olarak değil son ürün olarak da kullanılabilir hale gelmesinin temel sebeplerinden olan seçici lazer sinterleme teknolojisinin araştırılması ve geliştirilmesi ile eklemeli imalat teknolojisi son yıllarda sağladığı yüksek oranda üretim katkısı sağlayarak ilerleyen dönemlerde iyi bir Pazar payına sahip olacağı öngörülmektedir (Thompson et al. 2016).

Seçici Lazer Ergitme (SLE) metodu, bir eklemeli üretim yöntemi olarak, toz formundaki malzemeyi lazerle ergitme işlemi sırasında vakum ortamına ihtiyaç duymaması nedeniyle bakım maliyetlerinin nispeten daha düşük olmasını sağlar ve işlem kolaylığı sunar. Bu özellikleriyle, elektron demeti kullanan sistemlere kıyasla avantaj sağlar. Lazer demetinin, elektron demetine göre daha küçük boyutlara sahip olması ve toz formundaki malzemenin iletken ya da yalıtkan özelliklerinden etkilenmeksizin tüm malzemelere uygulanabilmesi, lazer kullanımını ve hassasiyetini elektron demeti kullanan sistemlere göre daha üstün kılmaktadır.

SLE yöntemi, karmaşık geometriye sahip ürünler üretmek için yeni bir üretim yöntemidir. Bu yöntemin temel amacı, lazer ile toz haldeki malzemenin birbirine bağlanması ve katmanlar oluşturmaktır. Hızlı prototipleme, serbest şekil fabrikasyonu, katmanlı üretim ve hızlı prototipleme olarak da bilinen bu süreç, hedeflenen ürünün 3B tasarımının yapılarak kullanılabilir hale getirilmesi işlemidir. Bu süreç, talaşlı imalatta kesici takımları kullanmadan veya kalıp gibi aparatlar oluşturmaktan gerçekleştirilir. SLE yönteminin çeşitli avantajları şunlardır: ürün geliştirme sürecinin sürekli olarak hızlandırılması ve çeşitli tasarımların hızlı üretimi. Klasik yöntemlerle yapılamayacak kadar karmaşık bileşenler hızlıca yapılabilir. Bu teknoloji, implant üretiminde mühendislik, tıp ve diğer disiplinler arası çalışma alanlarına cevap verebilen bir avantajdır. Özellikle MR ve tomografi verilerini kullanarak imalat yapılabilmesi, standart ölçülerde implant üretimindeki sorunları ortadan kaldırarak hastaya özel implant

tasarımları üretebilmektedir. Toz bileşiminin değiştirilebilmesi ve farklı stokiyometriye sahip malzemelerin üretilmesi mümkündür.

Geleneksel yöntemlerle Ti-Ag alaşımları üretilebilmekle birlikte, eklemeli imalatın sunduğu avantajlar, bu alaşımın daha verimli ve yenilikçi bir şekilde üretilmesine olanak sağlamaktadır. Lazer tasarımlı net şekillendirme (LENS) yöntemiyle bu alaşımlar üzerine birçok çalışma yapılmış olsada, seçici lazer ergitme (SLE) yöntemiyle yapılan çalışmalar sınırlıdır. SLE, LENS'e göre daha yüksek çözünürlük ve hassasiyet sağlamasıyla öne çıkmaktadır ve bu projede, Ti-Ag alaşımlarının bu yöntemle üretilmesi özgün bir çalışma alanı oluşturmaktadır (Attar et al. 2017).

Tezin genel hipotezi biyouyumlu ve antibakteriyel özelliklere sahip bir Ti-Ag alaşımının, SLE yöntemi kullanılarak başarılı bir şekilde üretilebileceğidir. Bu üretim yönteminin hem malzemenin yapısal özelliklerini iyileştireceği hem de geleneksel yüzey kaplama yöntemlerinin dezavantajlarını ortadan kaldıracağı öngörülmektedir.

Eklemeli üretim teknolojileri, sadece biyomalzeme üretiminde değil, aynı zamanda malzeme araştırmalarında da önemli bir yer edinmiştir. Bu proje ile seçici lazer ergitme yöntemi kullanılarak üretilcek Ti-Ag alaşımlarının mekanik, tribolojik, korozyon özelliklerinin detaylı bir şekilde incelenmesi planlanmaktadır.

3. MATERYAL ve YÖNTEM

Yapılan bu tez çalışmasında biyomalzeme olarak sıklıkla tercih edilen titanyum mal ait toz formunda malzeme kullanılmıştır. Çalışmada kullanılacak olan CP-Ti (grade 2) tozu gaz atomizasyonu yöntemi ile üretilmiş olup, bu toz ile ilgili firmadan alınan mekanik ve fiziksel özelliklere ait bilgiler sırası ile Çizelge 3.1, 3.2 ve 3.3 'de verilmiştir. Ayrıca saf titanyum tozunun parçacık boyutu 15-45 µm aralığındadır. Cp-Titanyum tozları akımsız kaplama yöntemi kullanılarak gümüş kaplanmış ve Eklemeli imalat yöntemi olan seçici lazer ergitme ile üretimler gerçekleştirilmiştir.

Çizelge 3.1. Saf titanyum tozunun kimyasal kompozisyonu (%ağırlık)

Tozlar	Fe	O	N	C	H	Ti
Saf titanium (CP-Ti)	0-0,3	0-0,25	0-0,03	0-0,08	0-0,015	99,3

Çizelge 3.2. Saf titanyum mekanik özellikleri

Tozlar	Akma Dayanımı MPa	Çekme dayanımı (MPa)	Elastisite modülü (GPa)
Saf titanium (CP-Ti)	275	345	102,7

Çizelge 3.3. Saf titanyum tozunun fiziksel özellikleri

Tozlar	Öz kütle (g/cm ³)	Erime noktası (°C)	Isıl iletkenlik (W/mK)
Saf titanium (CP-Ti)	4,51	1668	20

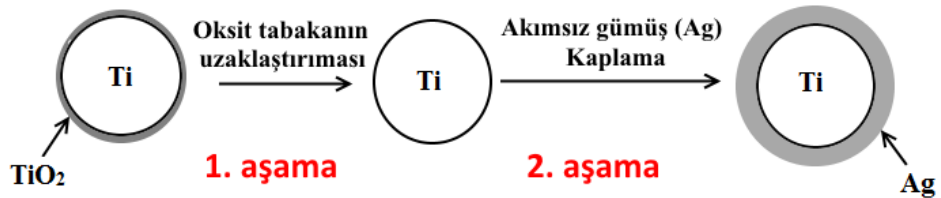
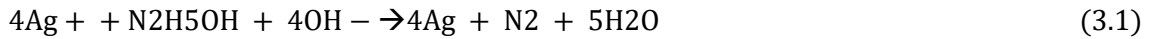
Titanyum tozlarının ve gümüş kaplamanın homojen ve küresel kabul edilerek, gümüşün ağırlıkça oranlarına ve titanyum tozunun yaklaşık ortalama çaplarına (yaklaşık 15-45 µm) göre hesaplanan tahmini gümüş kaplama kalınlıkları Çizelge 3.4'de gösterilmiştir. Ayrıca tabloda gösterilen kalınlık değerlerini elde edebilmek için Çizelge 3.5'de belirtilen kaplama parametreleri kullanılmıştır.

Çizelge 3.4. Akımsız kaplama sonrası titanyum yüzeyindeki kaplama kalınlığı

wt %Ag	Ag kaplama kalınlığı (nm)
0.5	5-17
3	30- 100
10	120-350

3.1. Karışım tozlarının hazırlanması

Ağırlıkça %0,5, 3 ve 10 Ag'lik Ti-Ag alaşımlarını elde etmek için ilk önce saf titanyum, akımsız kaplama yöntemi kullanılarak Ag ile kaplanarak Ti-Ag bimetalik tozlar elde edilmiştir. Akımsız kaplama yöntemi uygulanırken saf titanyum tozlarının yüzeyleri organik kirleticilerden arındırılmıştır. Cp-Ti tozlarının yüzeylerindeki oksit tabaklarının uzaklaştırılması ve toz yüzeyinin gümüş ile aktivitesini artırmak için NaOH çözeltisinde manyetik karıştırıcıda karıştırılmıştır. Hazırlanmış banyo içerisine gümüş kaynağı olarak AgNO₃ eklenmiştir. Eklenecek AgNO₃ miktarından akımsız kaplama ile Cp-Ti tozuna kaplanacak Ag miktarı Ti-Ag diyagramına göre belirlenmiş ve Çizelge 3.5'de gösterilmiştir. Bu kimyasal tepkime banyosunda şelatlama reaktifi olarak EDTA (C₁₀H₁₆N₂O₈), indirgen olarak ise laktik asit (C₃H₆O₃) Çizelge 3.5'de verilen parametrelerde kullanılmıştır. Elde edilen kaplamalar için kullanılmış olan parametreler Çizelge 3.5'de gösterilmiştir. Kimyasal tepkimeler sonucunda kimyasal kalıntılardan arındırılmak için yıkamalardan sonra vakumlu fırında Çizelge 3.5'de gösterilen parametrelerde kurutma işlemleri yapılmıştır. Ag⁺ iyonları Ti yüzeyinde hidrazin-hidrat (N₂H₅OH) ile aşağıdaki denkleme göre indirgenmiştir.



Şekil 3.1. Titanyum yüzeyine gümüş filmin kaplanmanın şematik gösterimi; (a) titanyum yüzeyinden oksit filmin uzaklaştırılması (b) Gümüş filmin kaplanması.

Çizelge 3.5. Kaplama parametreleri

0,1 M NaOH (ml)	Ti Toz Miktarı (gr)	AgNO ₃ Miktarı (gr)	EDTA (gram)	Laktik Asit (gram)	Reaksiyon Sıcaklığı T (°C)	Reaksiyon Süresi (dakika)	% Ag	Toz numarası
100	150,07	10,03	3,6	18	40	45	0,502	S1
100	200,06	25,01	3,6	18	60	60	3,02	S2
100	150,06	25,05	3,6	18	90	120	10,01	S3

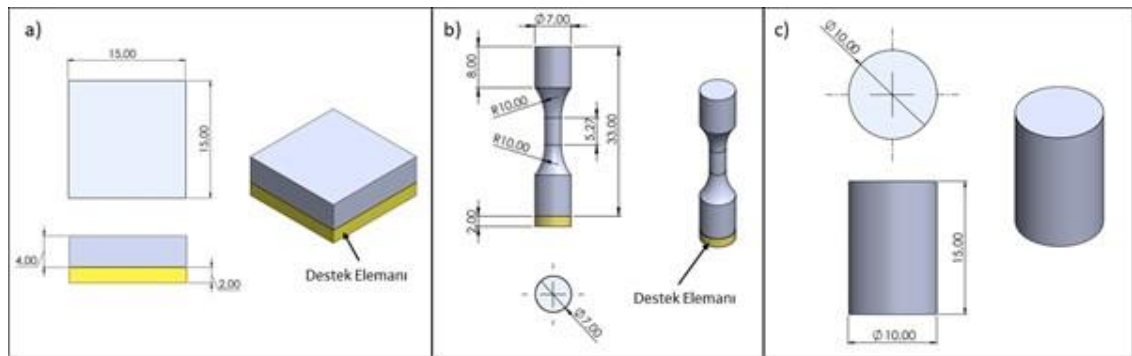
3.2. Numunelerin Üretimi

Seçici Lazer Ergitmede lazer yoğunluğu üretim kalitesine etki eden önemli faktörlerden birisidir. LED (laser energy density), bir katmanın taranması sırasında malzemenin hacmi başına uygulanan ortalama enerjinin bir ölçüsüdür ve SLM işlemindeki son ürünün kalitesini etkileyen çok önemli bir faktördür. LED arttıkça tozun tam olarak ergimesi sağlanarak daha yüksek yoğunluklu ürünler elde edilebilir. Bu yüzden enerji yoğunluğuna dikkat edilerek üretim parametreleri belirlenmektedir. Bu tezde özellikle SLE ile üretilen CP-Ti (120J/mm³), Ti6Al4V (70.8-86.5 J/mm³) için en yüksek yoğunluğa sahip değerler ile birlikte ayrıca LENS ile üretilmiş Ti-Ag alaşımı (160 J/mm³) için uygulanan lazer enerji yoğunluğu da dikkate alınarak belirlenmiştir. Aynı zamanda üretim esnasında termal iletkenliğini artırmak, kararlı bir eriyik havuzu elde etmek ve yarı erimiş tozların miktarını azaltmak için ön-etki stratejisi (pre-exposure strategy) kullanılmıştır. Gebhardt ve ark yaptıkları bir çalışmada 100W'lık bir katman atıldıktan sonra üst katman için toz sermeden 100W'ın altında 3 farklı ön-etki stratejisi gücü kullanmışlardır. 50 W'lık ön-etki stratejisi gücü uygulandığında, en iyi stabil eriyik havuz, en yüksek yoğunluk ve aynı zamanda tane sınırlarında daha az yarı erimiş tozu gösterdiğini belirtmişlerdir. Ancak daha yüksek 60 ve 70 W'lık ön-etki stratejisi lazer gücü kullanıldığında eriyik havuzun kararsız olduğunu ve üretilen malzeme yapısında gözenekler ve delikler oluştuğunu bildirmişlerdir. Ayrıca ön-etki stratejisinin kullanılması makinenin güç sınırları ve eşit olmayan parçacık boyutu dağılımı gibi sorunların üstesinden gelmek için uygun bir yöntemdir. Sonuç olarak, tezde 160W'lık bir lazer gücü ve 50 W'lık ön-etki stratejisi gücü kullanılmıştır. (Gebhardt 2012; Varol 2021, Aksa 2022).

Çizelge 3.6. Üretim parametreleri (Attar 2017; Hu 2018, Yakout 2020)

Lazer Gücü (W)	Ön-Etki Gücü (W)	Katman Kalınlığı (μm)	Yana kayma mesafesi “Hatch Spacing” (μm)	Tarama Hızı (mm/s)	Enerji Yoğunluğu (J/mm ³)	Parametre Numarası
100	50	25	25	1000	160	A1
				1333	120	A2
				1600	100	A3
				2000	80	A4

Çalışma kapsamında eklemeli üretim yöntemi ile üretilecek çekme, sertlik, aşınma ve korozyon numuneleri SolidWorks yazılımı ile modellenmiştir. Modeller eklemeli üretim yöntemi ile üretim için STL dosya formatına dönüştürülüp AutoFab programında üretim için gerekli destek elemanları yerleştirilmiştir. Şekil 3.2’de CAD ortamında modellenmiş ve destek elemanları yerleştirilmiş numuneler görülmektedir. Çekme, sertlik, aşınma ve korozyon testleri için gerekli numuneler, Erzurum Teknik Üniversitesi (ETÜ) YÜTAM bünyesinde bulunan Şekil 3.3 ‘de görseli verilen Concept Laser markalı M Lab R model eklemeli üretim seçici lazer ergitme cihazı ile üretim yapılacaktır. Numunelerin üretimi argon koruyucu gaz atmosferinde gerçekleştirilmiştir.

**Şekil 3.2.** Destek elemanları yerleştirilmiş (a) sertlik, aşınma, korozyon, (b) çekme (c) basma.



Şekil 3.3. Concept Laser markalı M Lab R model eklemeli üretim seçici lazer ergitme cihazı.

Cp-Ti ve Ti-Ag alaşım numuneleri Çizelge 3.6’da verilen A1 no’lu (160 J/mm³) üretim parametreleri kullanılarak argon gazı atmosferinde üretilmiştir. Farklı gümüş oranlarında Ti-Ag alaşımları elde etmek için Çizelge 3.5’de gösterilen tozlar (S1, S2 ve S3) kullanılmıştır. Bu numunelere ait bilgiler Çizelge 3.7’de gösterilmiştir.

Çizelge 3.7. Ti-Ag alaşımlı test numunesi bilgileri

Ağırlıkça gümüş miktarı (%) / Cp-Ti	Numune Numarası
Cp-Ti	C1
0,5	G1
3	G2
10	G3



Şekil 3.4. SLM ile üretilmiş tablo üzerindeki test numuneleri

3.3. Mikroyapı Karakterizasyonu

Numunelerin ölçüme hazırlanmaları için, SLE ile üretildikten sonra sırasıyla 220-1200 numaralı zımparalarla mekanik olarak parlatıldıktan sonra 5, 3 ve 1 μm 'lik alümina tozları ile ince parlatma işlemine tabi tutulmuştur ve hazırlanan numuneler alkol ile temizlenmiştir.

3.3.1. Yoğunluk Hesaplaması

SLE yöntemi ile üretilmiş Cp-Ti ve titanyum gümüş alaşımlarının doluluk oranları Arşimet metodu kullanılarak hesaplanmıştır. Bu hesaplama kullanılan formül Denklem 3.2'de gösterilmiştir. Eşitlikteki W_h ve W_e sırasıyla hava ve saf su içindeki numunelerin ağırlıklarıdır, ρ_m üretilmiş numunenin yoğunluğunu, ρ_e ise saf suyun yoğunluğunu temsil etmektedir.

$$\rho_m = W_h * \rho_e / (W_h - W_e) \quad (3.2)$$



Şekil 3.5. Yoğunluk ölçüm test düzeneği

3.3.2. X Işını Difraksiyon (XRD) Analizi

SLE yöntemiyle üretilen Cp-Ti ve Ti-Ag numunelerin faz yapısı, $\lambda=1,5418 \text{ \AA}$ dalga boyuna sahip Cu-K α 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.

Kaplanmış Cp-Ti tozlarının X-ışını kırınım ölçer (XRD) ile XRD Rietveld rafinasyon tekniği kullanılarak kaplanmış tozların bünyesinde bulunan ağırlıkça gümüş miktarları belirlenmiştir. XRD ölçümlerinde elde edilen sonuçlar Match-2 programı ile fazların kimyasal kompozisyonları tespit edilmiştir. Ağırlıkça element yüzdesi ve element dağılımı dahil olmak üzere Ti-Ag alaşımlarının element analizi, Energy-dispersive X-ışını spektroskopisi (EDS haritalaması) ile incelenmiştir. Üretilecek numunelerin mikro yapısı, aşınma, korozyon ve testleri sonrası yüzey görünimleri ve Ti-Ag alaşım tozlarının morfolojik yapısı XRD, EDS ve SEM ile analiz edilmiştir.

3.4. Taramalı Elektron Mikroskopu (SEM) ve Yüzey Analizleri

3.4.1. Yüzey Ölçümleri

Üretilmiş olan numunelerin mikro yapısı, aşınma, korozyon testleri sonrası yüzey görünümleri ETÜ bünyesinde bulunan materyal araştırma mikroskobu (ZEISS Axio Scope A1), taramalı elektron mikroskobu (SEM-Quanta FEG 250) kullanılarak araştırılmıştır.

3.5. Mekanik test ölçümleri

Numunelerin sertliklerini tespit edebilmek için 10 gr. yük altında ve 15 saniye yükleme süresinde, ETÜ bünyesindeki Shimadzu HMV-G20 marka mikrosertlik cihazı ile sertlik ölçümleri gerçekleştirilmiştir. Ayrıca üretilecek numunelerin mekanik davranışları ETÜ bünyesinde bulunan Instron marka statik test cihazı ile incelenmiştir.

3.6. Aşınma testleri

Aşınma, birbiriyle temas halinde bulunan iki veya daha fazla malzemenin yüzeylerinden tabakaların koparak ayrılması olayını ifade eder. Bu süreç, temas eden geometrilerin ilk şekillerini kaybetmesine yol açar. Aşınma, çeşitli şekillerde meydana gelebilir. Bunlar arasında adezif aşınma, abrazif aşınma, yorulma aşınması, korozyon aşınması, fretting, akışkan aşınması, katı partikül aşınması ve kavitasyon sonucu oluşan erezyon yer alır. Her bir aşınma türü, malzemenin yüzeyine farklı şekilde zarar vererek, malzeme özelliklerini ve dayanıklılığını olumsuz yönde etkileyebilir (Tekdir 2019).

Cp-Ti ve Ti-Ag alaşımların tribolojik özellikleri ETÜ bünyesindeki Bruker UMT tribotester cihazı kullanılarak ve 10 mm çapında bir Al₂O₃ bilye pim rolünde kullanarak pim-on-disk aşınma testleri, ASTM G 99-17'ye göre belirlenmiştir. Al₂O₃ seramik bilyenin sertlik değeri 2085 HV0.1'dir. Aşınma testleri sırasında sürtünme katsayısı değerleri cihaz tarafından otomatik olarak hesaplanmıştır. Ayrıca aşınma testlerinde kullanılacak test parametreleri yine, ASTM G 99-17 standardından alınarak aşağıdaki Çizelge 3.8'de belirlenmiştir.

Çizelge 3.8. Aşınma test parametreleri

Normal yük (N)	5
Kayma hızı (mm/s)	4.46 mm/s
Radius (R)	2,13
Aşınma Süresi (s)	3600
Ortam	Hava
Sıcaklık (°C)	23
Nem (%RH)	12–78

Yapılan deneyler esnasında cihaz tarafından tespit edilen sürtünme katsayısı, kaydedilmiştir. Test sonrasında aşınmış numunelerin ETÜ bünyesindeki 3D Temassız Profilometre ile aşınma hacimleri belirlenmiştir. Ayrıca aşınma oranının hesaplanmasında Denklem 3,3’de verilen ve Archard aşınma eşitliği kullanılarak elde edilmiş olan bağıntıdan yararlanılmıştır.

$$k = Q / (W * L) \quad (3.3)$$

Burada Q kaybedilen toplam malzeme hacmini (mm³), L toplam kayma mesafesini (m) ve W uygulanan normal yükü (N) göstermektedir. K değeri ise aşınma oranını (mm³/Nm) ifade etmektedir.

3.7. Korozyon testleri

Korozyon, metalik malzemelerin bulundukları ortamla elektrokimyasal veya kimyasal tepkimeler sonucu metalik özelliklerini kaybetmesi olarak tanımlanır. Üretilen numunelerin elektrokimyasal özellikleri, Gamry G750 Potensiyostat/Galvanostat cihazı kullanılarak yapay vücut sıvısı (SBF) içerisinde incelenmiştir. Bu analizlerde açık devre potansiyeli (OCP), Tafel eğri uydurma, çevrimsel polarizasyon ve elektrokimyasal empedans spektroskopisi deneyleri yapılacaktır. SBF, Kokubo ve Takadama'nın sağladığı düzeltilmiş değerler ve tarifler doğrultusunda hazırlanmıştır. SBF'nin, insan kan plazmasındaki iyon değerleriyle karşılaştırılması Çizelge 3.9’da sunulmuştur. Elektrokimyasal analizlerde, numuneler çalışma elektrodu (ÇE), platin tel karşıt elektrotu (KE) ve doymuş Ag/AgCl elektrotunu referans elektrot olarak kullanan 3 elektrot sistemi

ile ölçülmüştür. Özel bir tutucu içinde yapılan ölçümde, numunelerin çözelti ile temas eden yüzey alanı 0,385 cm² olarak belirlenmiştir. Numunelerin denge potansiyellerinin tespiti için açık devre potansiyelleri (OCP) 15.000 saniye süreyle ölçülmüştür. Tafel eğri uydurması ile korozyon parametrelerinin belirlenmesi amacıyla, numunelerin açık devre potansiyelleri 250 mV altından (katodik bölge) 250 mV üzerine kadar (anodik bölge) potansiyel kontrollü taramalarla, 1 mV·s⁻¹ hızında yapılacak ve okunan akım yoğunluğu değerleri kaydedilecektir.

Çizelge 3.9. SBF ve kan plazması iyon değerleri (Kokubo et al 2006)

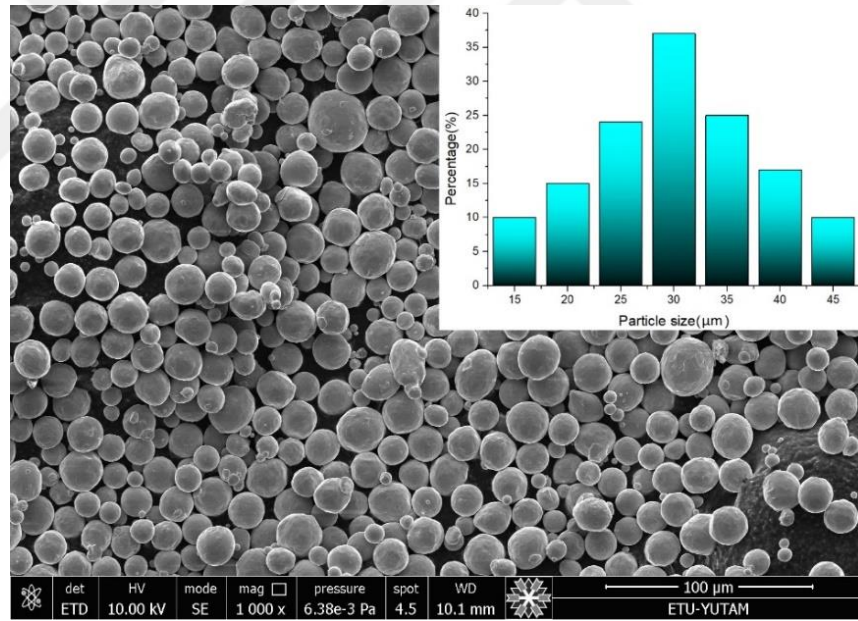
İyon	İyon konsantrasyonu (mM)
Na ⁺	142,0
K ⁺	5,0
Mg ²⁺	1,5
Ca ²⁺	2,5
Cl ⁻	147,8
HCO ₃ ⁻	4,2
HPO ₄ ²⁻	1,0
SO ₄ ²⁻	0,5
pH	7,40

Benzer şekilde, numunelerin OCP değerinin 250 mV altından başlanarak 2500 mV üzerine kadar olan bölge tarandıktan sonra, bu değerden geriye doğru tarama yapılarak çevrimsel polarizasyon deneyleri gerçekleştirilmiştir. Elektrokimyasal empedans spektroskopisi deneyleri ise numunelere başlangıç frekansı 100 kHz ve bitiş frekansı 0,01 Hz olacak şekilde, çevrimsel polarizasyon uygulanmadan önce ve sonrasında uygulanmıştır. Elde edilen sonuçlar, numunelerin korozyon öncesi ve sonrasındaki yüzey durumlarını elektriksel bir devre ile modellemek için kullanılacaktır. Bu devre elemanlarındaki değişimler doğrultusunda, numunelerin korozyon dirençleri ve mekanizmaları değerlendirilmiştir (Yetim 2016).

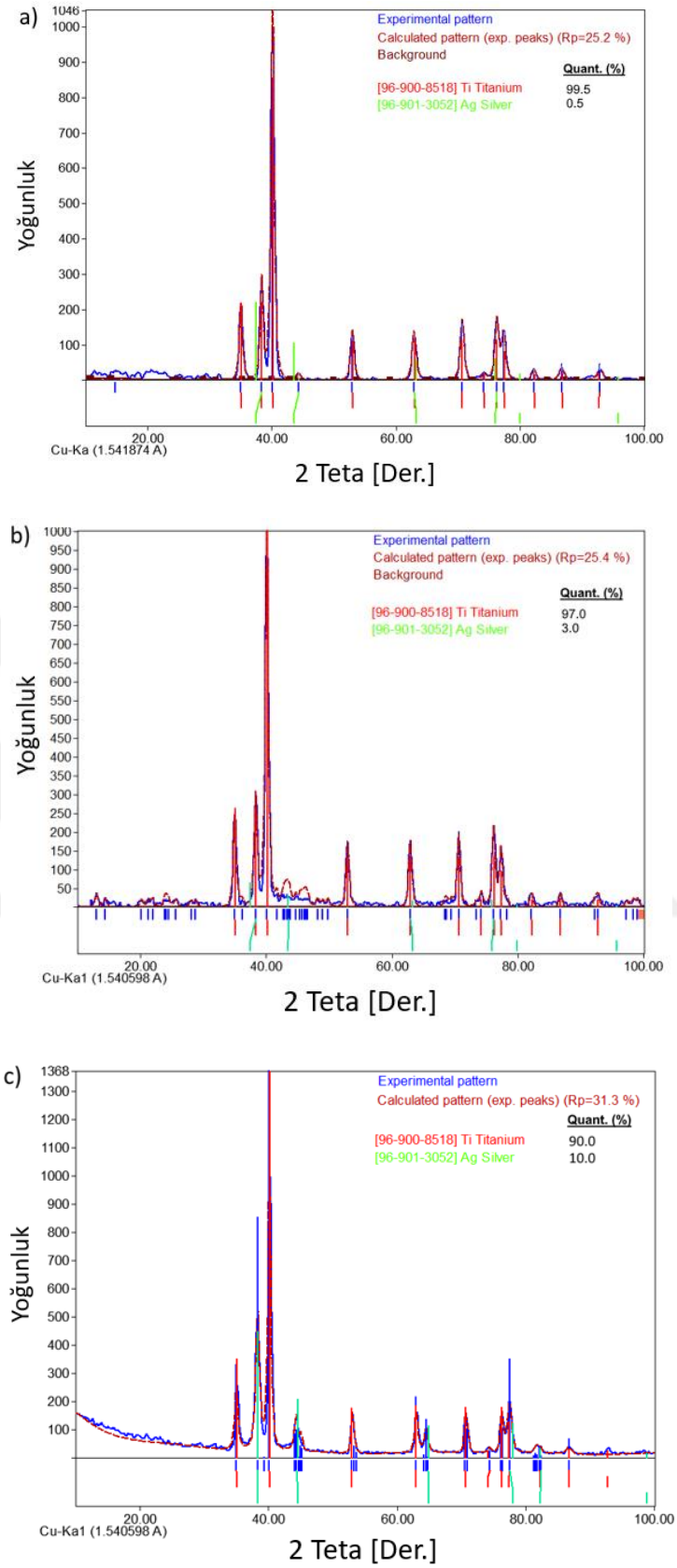
4. ARAŞTIRMA BULGULARI ve TARTIŞMA

4.1. Mikroyapı Analizleri

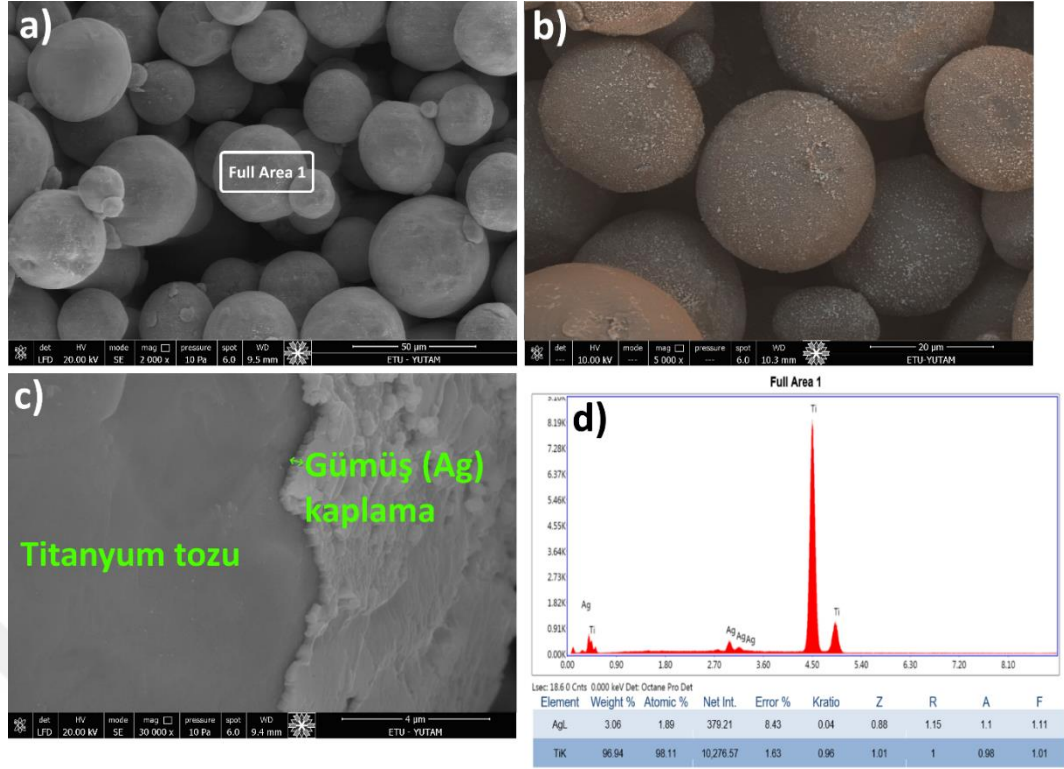
Tez kapsamında %99 saflıkta olan CP-Ti tozları kullanılmıştır. Cp-Ti tozunun tanecik boyutu dağılımı ve mikromorfolojisi Şekil 4.1’de gösterilmiştir. Ortalama parçacık boyut dağılımı 15 ile 45 μm arasında olup ortalama 30 μm olduğu görülmüştür. Cp-Ti tozunun element analizi Energy-dispersive X-ışını spektroskopisi (EDS) ile yapılmış ağırlıkça %99 oranında Ti element varlığı gözlenmiştir. Kaplanmış Cp-Ti tozlarının X-ışını kırınım ölçer (XRD) ile XRD Rietveld rafinasyon tekniği kullanılarak kaplanmış tozların bünyesinde bulunan ağırlıkça gümüş miktarları Şekil 4.2’de gösterilmiştir. Şekil 4.3’de ise S2 numaralı toz için SEM ve EDS kullanılarak elde edilen veriler gösterilmiştir.



Şekil 4.1. Saf titanyum tozunun tanecik boyut dağılımı ve mikromorfolojisi



Şekil 4.2. Gümüş kaplanmış titanyum tozlarının X-Işını difraktomu ve Rietveld rafinasyon sonuçları (a) S1, (b) S2, (c) S3.



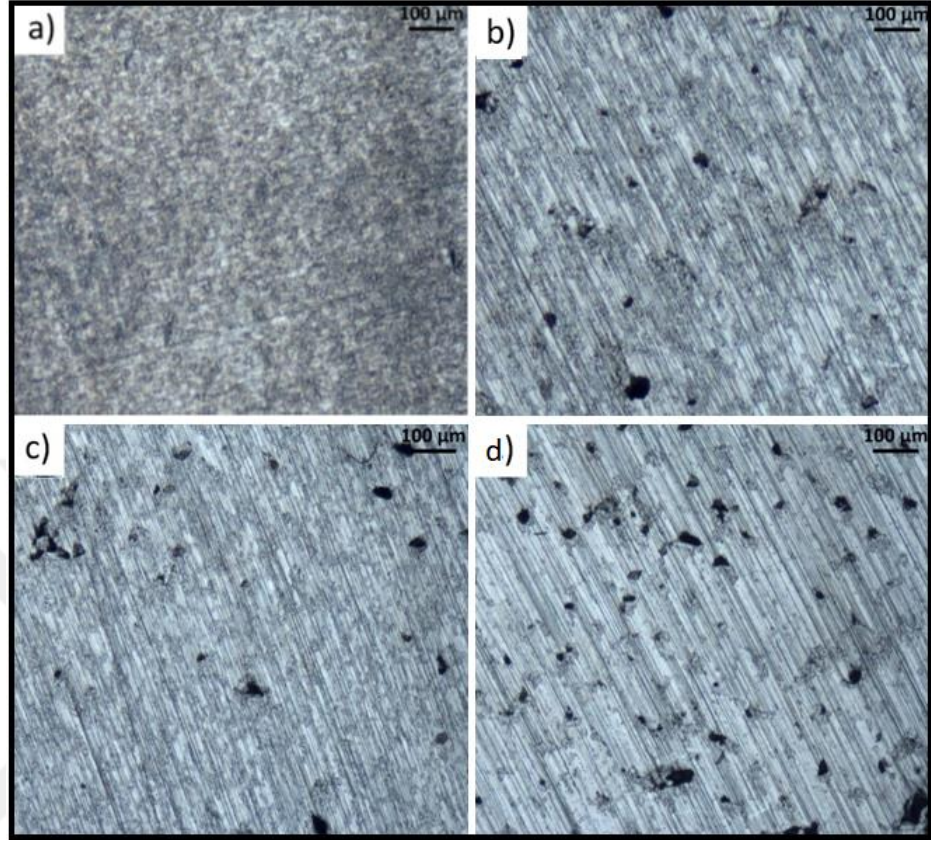
Şekil 4.3. S2 tozunun (%3 Ag kaplanmış Ti tozu) SEM ve EDS sonuçları; (a) SEM yüzey görüntüsü, (b) SEM- backscatter detektörü ile alınmış görüntüsü (c) kaplanmış gümüşün kesit SEM görüntüsü, (d) EDS analiz sonuçları.

CP-Ti ve farklı gümüş oranlarına sahip numunelerin doluluk oranları Çizelge 4.1’de gösterilmiştir. C1 numunesi %98,7 oranı ile en yoğun numune olarak tespit edilmiştir. G3 numunesi gümüş oranının artmasıyla yoğunluk oranında düşüklük görülmüştür.

Çizelge 4.1. CP-Ti ve farklı oranlarda gümüş içeren Ti-Ag alaşımı doluluk oranları

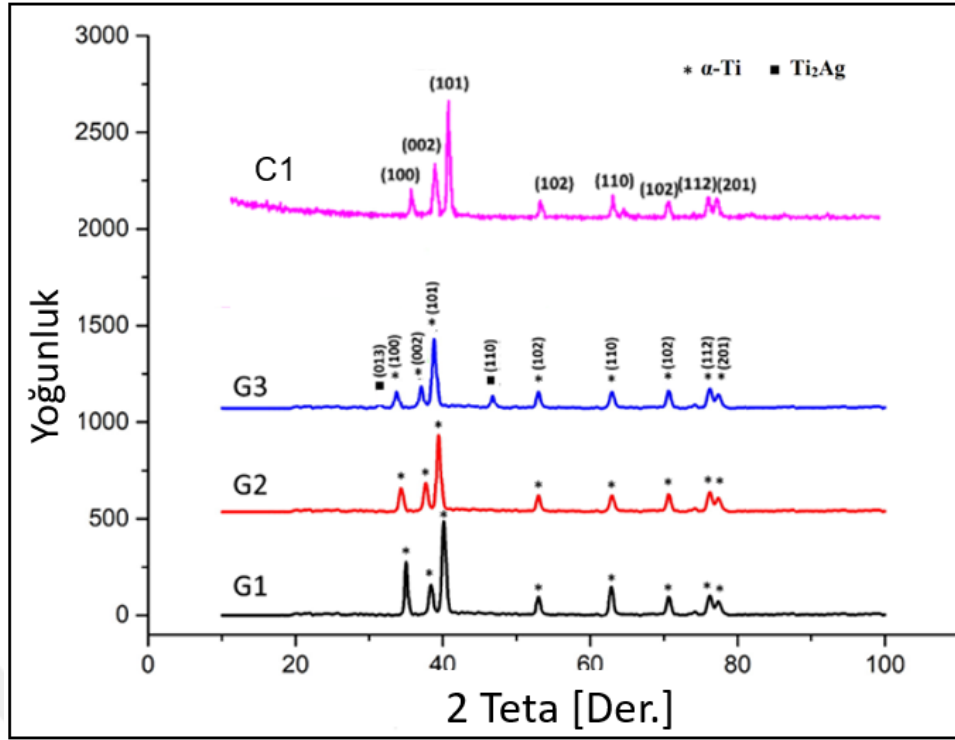
Numuneler	C1	G1	G2	G3
Doluluk Oranı(%)	98,7±0,5	97.2±0,3	96.8±0,4	95.7±0,6

CP-Ti ve farklı gümüş oranlarında üretilmiş Ti-Ag örneklerin optik mikroskop görüntüleri Şekil 4.4’de verilmiştir.



Şekil 4.4. CP-Ti ve farklı gümüş oranlarında üretilmiş Ti-Ag örneklerin yüzey görüntüleri (a) C1, (b) G1, (c) G2, (d) G3.

Optik Mikroskop görüntülerinden CP-Ti (Şekil 4.4’a) doluluk oranı %98,7 olan neredeyse yoğun bir yapıya sahip olup ve yalnızca az miktarda gözenek gözlemlenmektedir. Ancak Ti-Ag alaşımlı Şekil 4.4’b, Şekil 4.4’c, Şekil 4.4’d numunelerinde daha fazla miktarda gözenek gözlemlenmiştir. Gümüş titanyuma göre son derece düşük bir lazer absorpsiyon oranına sahip olduğu iyi bilinmektedir (C.D. 2015; Quan 2020). Dolayısıyla Ag ilavesinin toz karışımının lazer absorpsiyon oranını azaltacağı iyi bilinmektedir. Aynı SLE parametreleri altında, daha düşük lazer soğurma oranı, Ti-Ag numunesinde daha düşük enerji girdisine ve dolayısıyla daha yüksek gözenekliliğe yol açtığı düşünülmektedir.



Şekil 4.5. CP-Ti ve farklı gümüş oranlarında üretilmiş Ti-Ag örneklerin XRD Grafikleri

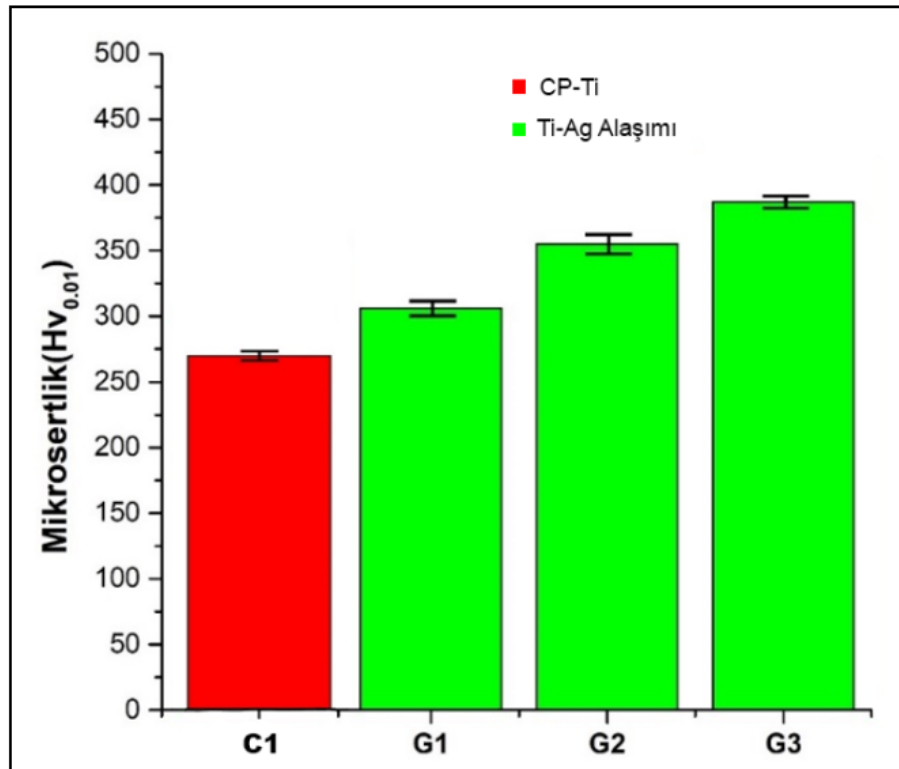
SLM yöntemiyle, Cp-Ti ve farklı gümüş oranlarına sahip Ti-Ag alaşım tozlarından üretilmiş numunelere (C1, G1, G2, G3) ait XRD eğrileri Şekil. 4.5’de gösterilmiştir. XRD eğrileri incelendiğinde, Cp-Ti malzemesinin gümüş ile alaşım oluşturması ile beraber G1 (%0,5 Ag) ve G2 (%3 Ag) numunelerinde α -Ti ‘dan oluştuğu görülmektedir. Bu durum literatürde, Ti-Ag alaşımının ikili faz diyagramına göre ağırlıkça %6’nın altındaki Ag değerleri için Ag, Ti içerisinde tamamen çözünür ve bunun neticesinde katı çözeltilisi oluşturduğu bilinmektedir (Massalski, 1986). Diğer taraftan hem titanyum hem de intermetalik Ti_2Ag pikleri G3 (%10Ag) numunesinde tespit edilmiştir. Ayrıca, Ag konsantrasyonu arttıkça Ti_2Ag piklerinin yoğunluğu ve sayısında artma eğilimi gözlemlenmiştir. Ti-Ag fazı bir denge fazıdır ve stokiometrik bir bileşime sahiptir. Ti ve Ag arasındaki katı reaksiyon, yeterli Ag miktarı nedeniyle tamamlandığının göstergesidir (Zhang 2009).

4.2. Mekanik Özelliklerin Belirlenmesi

SLE ile üretilen Cp-Ti ve Ti-Ag malzemelerinin mikrosertlik ölçümleri, her bir örnekten beş farklı noktadan alınarak ortalama sonuçlar elde edilmiştir. Şekil 4.6’da Cp-Ti ve farklı Ag içeriklerine sahip Ti-Ag alaşımlarının mikro sertlik değerlerini

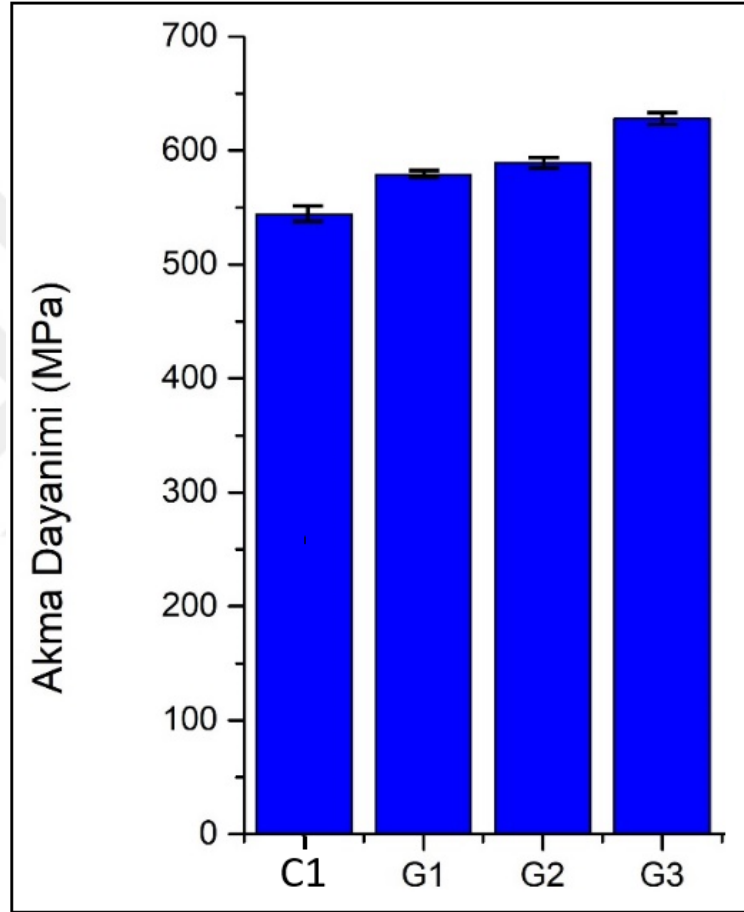
göstermektedir. Ti-Ag alaşımı Cp-Ti' a göre sertlik değerlerinde artış göstermiştir. G1 (%0.5Ag) alaşımı ile karşılaştırıldığında, G2 (%3Ag) alaşımının mikro sertliği, Ag içeriğinin artmasıyla birlikte 305 HV0.01'den 360 HV0.01'ye önemli bir şekilde yükselmiştir. Bu artış, literatürde Ag elementinin Ti kristal yapısı içine çözünerek katı çözelti sertleşmesine yol açtığı ve Ag oranı arttıkça çözünen Ag miktarının da arttığı yönünde bildirilen bulgularla uyumludur (Takahashi 2002).

Ayrıca, Ag içeriğindeki artış (%3'ten %15'e kadar) ile mikro sertlikte belirli bir artış gözlemlenmiş ve en yüksek sertlik değeri G3 (%10Ag) örneğinde elde edilmiştir. Bu durum, XRD sonuçlarıyla birlikte değerlendirildiğinde, ana sebebin Ti₂Ag fazının oluşması olduğu görülmektedir. Çünkü Ti₂Ag fazı, α -Ti fazından daha sert bir yapıya sahiptir. Bu, malzemenin iç yapısında Ti₂Ag fazının daha yoğun bir şekilde bulunduğunu gösterir. Ti₂Ag fazının artışı, malzemenin daha sert ve dayanıklı hale gelmesine neden olmuştur. Bu bulgular, Ag elementinin malzeme yapısındaki katkılarının katı çözelti sertleşmesi yerine faz güçlendirme yönünde daha belirgin olduğunu ortaya koymaktadır. Bu sonuçlar, gümüş (Ag) elementinin malzeme güçlendirmesinde katı çözelti sertleştirme yerine faz güçlendirme yeteneğine daha fazla sahip olduğunu göstermektedir.

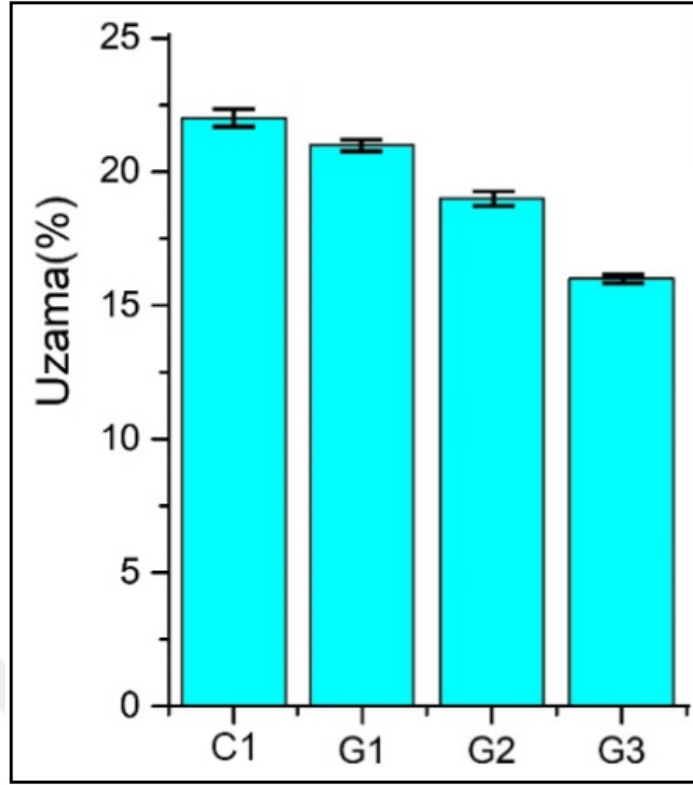


Şekil 4.6. CP-Ti ve farklı gümüş oranlarında üretilmiş Ti-Ag örneklerin mikrosertlik değerleri.

Katı çözeltili sertleştirme, bir metalin kristal yapısını düzenleyerek ve sertleştirerek gerçekleşir. Ancak, burada bahsedilen "faz güçlendirme" ise, malzeme içinde belirli fazların oluşumunu vurgular. Yani, Ag elementi, malzemenin iç yapısındaki belirli fazların güçlendirilmesine daha fazla katkı sağlamaktadır. Bu durum, malzemenin mekanik özelliklerini iyileştirerek, sertlik ve dayanıklılığı artırabilir. Bu sonuçlar, Ag elementinin malzeme mühendisliği açısından önemli bir rol oynadığını ve malzeme özelliklerini geliştirme potansiyeline sahip olduğunu göstermektedir (Oh 2005).



Şekil 4.7. CP-Ti ve farklı gümüş oranlarında üretilmiş Ti-Ag alaşımların çekme testleri sonrası akma dayanımları.



Şekil 4.8. CP-Ti ve farklı gümüş oranlarında üretilmiş Ti-Ag alaşımların çekme testleri sonrası uzama oranları.

Çizelge 4.2. Üretilmiş saf titanyum ve Ti-Ag alaşımların çekme testleri sonrası mekanik test sonuçları

Numune	Akma Dayanımı (MPa)	Uzama(%)
C1	545±6	22±1
G1	575±4	21±2
G2	590±6	18±3
G3	610±2	14±1

Cp-Ti ve Ti-Ag alaşımları için akma dayanımı ve uzama değerleri Çizelge 4.7'de sunulmuştur. Gümüş konsantrasyonu arttıkça, çekme dayanımında bir artış gözlemlenirken, uzama değeri azalmıştır. Özellikle G2 (%3 Ag) alaşımının akma dayanımı, G1 (%0,5 Ag) ile kıyaslandığında daha yüksektir. Bu durum, literatürde şu şekilde açıklanmıştır: Ti-Ag alaşımının ikili faz diyagramına göre, Ag'nin ağırlıkça %6'nın altındaki değerler için, Ag'nin Ti içinde tamamen çözüldüğü ve bu sürecin bir katı çözeltisi oluşturduğu bilinmektedir. Ayrıca, çözünen gümüş miktarı arttıkça, kalıcı gerilmelerin yoğunluğu da artmaktadır. Bu nedenle, alaşımın akma dayanımı yükselirken, uzama değeri azalmaktadır. Ti-Ag alaşımlarının akma dayanımı, gümüş konsantrasyonu

%10'a (G3) kadar arttıkça önemli ölçüde artmıştır. Bu sonuçlar, XRD (Şekil 4.5) analizleriyle birlikte değerlendirildiğinde, G3'te α -Ti fazı ile birlikte Ti₂Ag intermetalik bileşiğinin oluştuğu görülmüştür. Genel olarak, iki-fazlı malzemelerin akma dayanımlarının tek fazlı malzemelere göre daha yüksek olduğu bilinmektedir (Takahashi 2015).

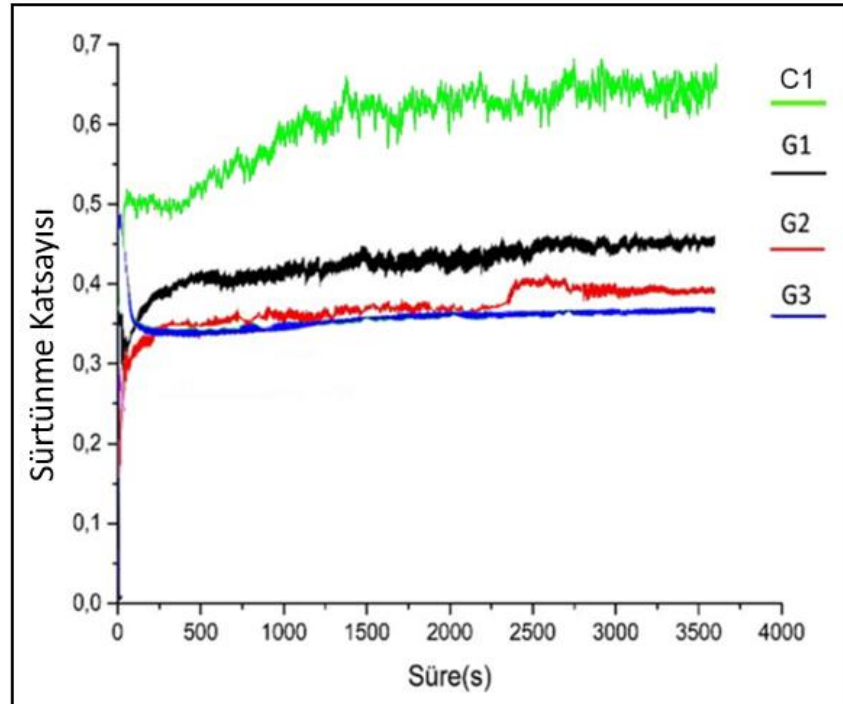
Çizelge 4.3. CP-Ti ve farklı gümüş oranlarında üretilmiş Ti-Ag alaşımların basma testleri sonrası mekanik özellikleri.

Numune	E (GPa)	$\sigma_{0.2}$ (MPa)	(σ_{UCS} (MPa))
C1	110±4	570±6	1135±20
G1	112±1	575±4	1142±18
G2	120±3	590±6	1203±12
G3	144±2	610±2	1250±19

Cp-Ti ve farklı gümüş oranlarına sahip Ti-Ag alaşım tozlarından üretilen numunelerin basma testlerinden sonra elde edilen mekanik özellikler Çizelge 4.3'de verilmiştir. Genel olarak, %10 gümüş içeren alaşım (G3) en yüksek mekanik özelliklere sahipken, %0,5 gümüş içeren alaşım (G1) ise en düşük mekanik özelliklere sahip olduğu bulunmuştur. Gümüş içeriğinin %10'a kadar artırılması, elastik modülü (E) değerinde 144 GPa'ya kadar bir artışa neden olmuştur. Bu durum, α -Ti katı çözültisi dışında, Ti₂Ag fazının içeriğinin artmasından kaynaklandığı düşünülmektedir (Chen 2016).

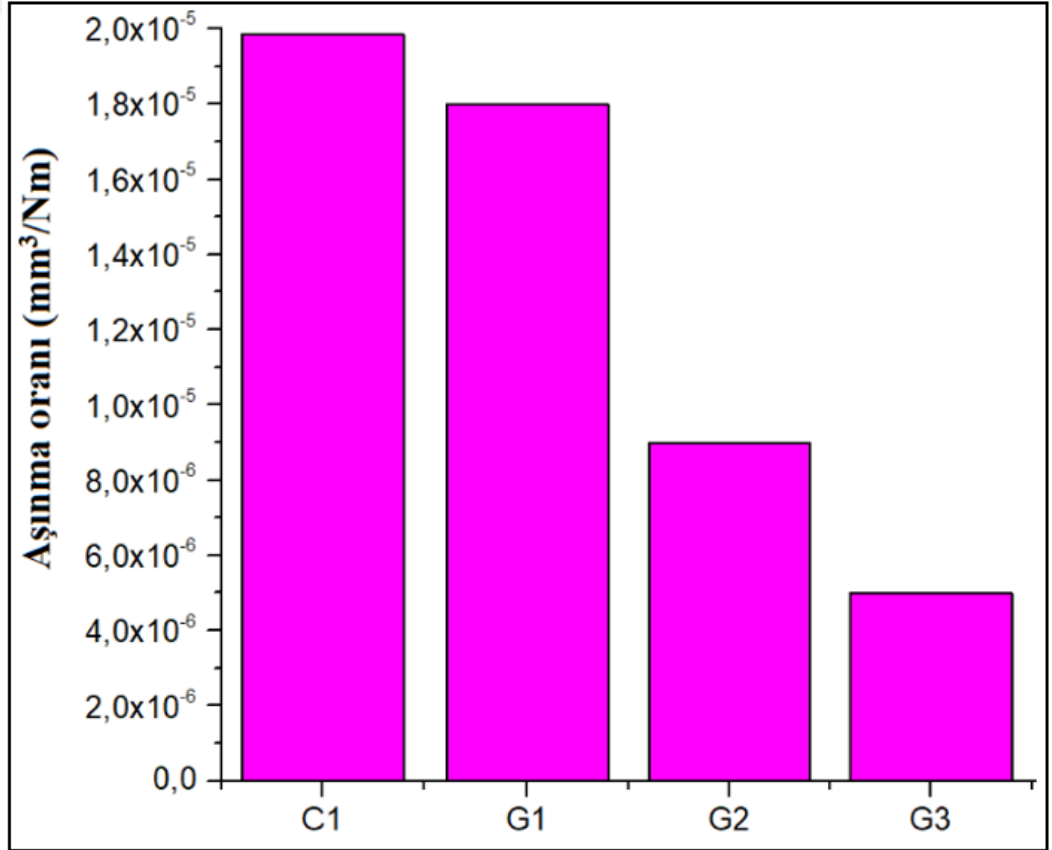
4.3. Aşınma Deneyleri

Cp-Ti ve Ti-Ag alaşım tozlarından üretilen numunelere ait sürtünme test sonuçları Şekil 4.9’da sunulmuştur. Tüm örnekler, aşınma testinden önce metalografik yöntemlerle zımparalanmış ve parlatılmıştır. Ti-Ag alaşımlarında sürtünme katsayısı (COF) değerleri, yüzeyler arasındaki temas alanının artmasıyla birlikte, aşınma testinin başlangıcında ilk temasla birlikte yükselmiş ve test ilerledikçe daha kararlı bir duruma ulaşmıştır. Sürtünme katsayısı-zaman grafiklerinin kararlı durum (steady-state) bölgelerinde, sürtünme katsayısındaki salınımlar dikkat çekmektedir. Ayrıca, test sırasında, en yüksek sürtünme katsayısı değeri, en düşük sertlik değerine (yaklaşık 250 HV0.01) sahip C1 numunesinde gözlemlenmiştir. En düşük COF değeri ise en yüksek sertlik değerine sahip (yaklaşık 360 HV0.01) G3 alaşımında görülmüştür. Bu durumun nedeni, yüzey deformasyonunun azalmasıdır. Sert malzemeler, daha düşük sertlikteki malzemelere kıyasla daha az yüzey deformasyonu gösterir. Yüzeyde oluşan mikro deformasyonlar, sürtünmeyi artıran faktörlerdir. Sert malzemeler, bu mikro deformasyonları en aza indirerek sürtünme katsayısını düşük tutar (Al-Aloosi 2023).



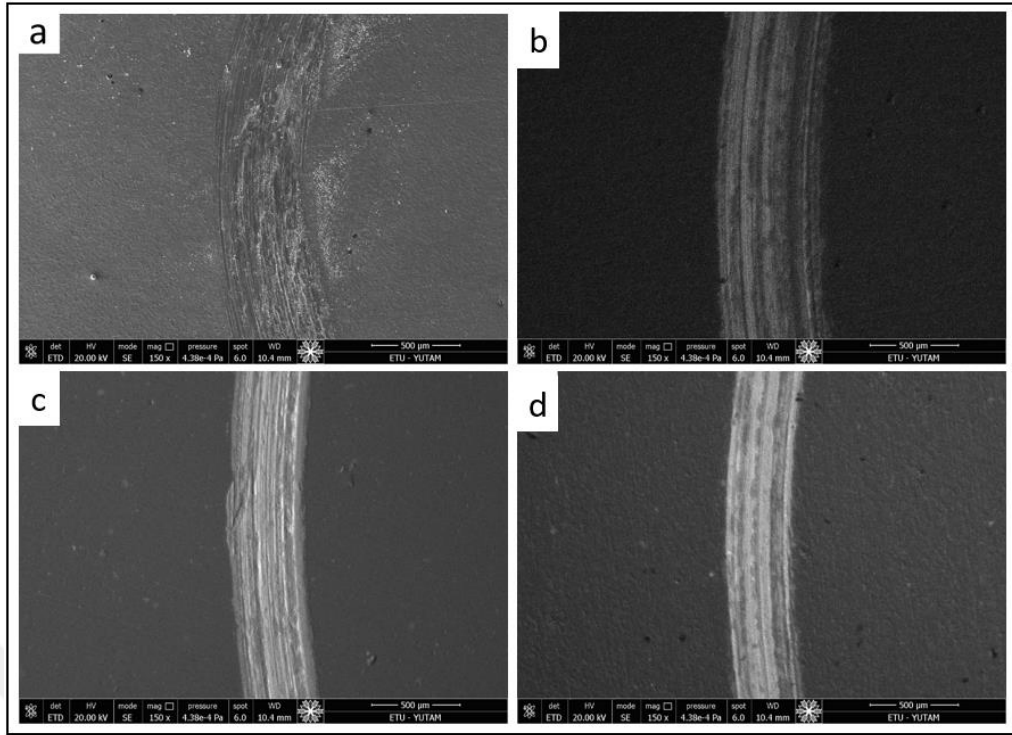
Şekil 4.9. CP-Ti ve farklı gümüş oranlarında üretilmiş Ti-Ag örneklerin aşınma testleri sonrası sürtünme katsayısı (COF) grafikleri.

Aşınma testleri sonrası, Cp-Ti ve farklı gümüş oranlarına sahip Ti-Ag alaşım tozlarından üretilen numunelerin aşınma oranları Şekil 4.10'da verilmiştir. Görüldüğü gibi, en yüksek aşınma oranı C1 numunesinde gözlemlenirken, en düşük aşınma oranları G3 alaşımında kaydedilmiştir. Bu, en sert numunenin G3 alaşımında bulunmasından kaynaklanmaktadır. Sert malzemeler, aşınma ve yıpranma karşısında daha dayanıklı olup, sert yüzeyler aşınma sırasında daha az deformasyon gösterir, bu da aşınma oranını azaltır. Ayrıca, tüm alaşımlarda gümüş içeriğinin artmasıyla aşınma oranlarının azaldığı tespit edilmiştir. Gümüşün, aşınma oranını etkili bir şekilde azalttığı gözlemlenmektedir. Ag elementi, titanyum içinde β fazının oluşumunu teşvik eden bir kararlaştırıcı alaşım elementi olarak görev yapmaktadır. Cp-Titanyuma eklenen gümüş, yapıdaki β fazlarını artırarak aşınma direncini önemli ölçüde geliştirmiştir (Cruz 2010; Lantmann 2023).



Şekil 4.10. CP-Ti ve farklı gümüş oranlarında üretilmiş Ti-Ag örneklerin aşınma testleri sonrası elde edilen aşınma oranları.

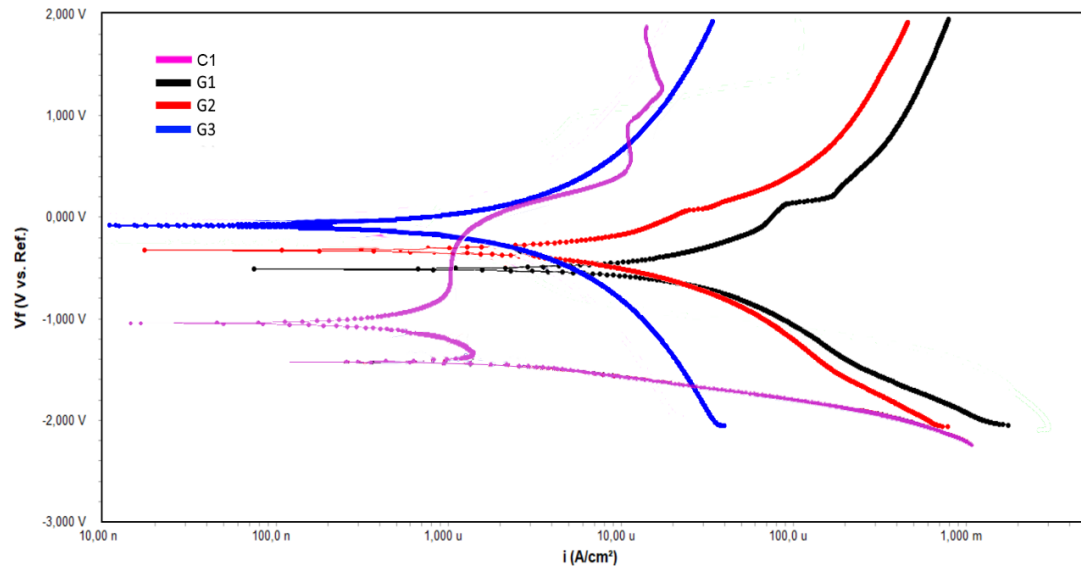
Cp-Ti ve farklı gümüş oranlarına sahip Ti-Ag alaşım tozlarından üretilmiş numunelerin aşınma testi sonrası aşınma izi SEM resimleri Şekil 4.11’de gösterilmiştir. C1 numunesinin aşınmış yüzeyi görüntüsü Şekil 4.11a’da görülmektedir. Görüldüğü gibi, C1 alaşımın aşınmış yüzeyinde yoğun bir plastik deformasyon mevcuttur. Sürtünme ve tabakalanma bölgelerinin varlığı dikkate alındığında, aşınma genişliği yaklaşık olarak 1.1 mm olarak belirlenmiştir. Şekil 4.11c, G2 numunenin aşınma izlerine ait SEM görüntüsünü göstermektedir. Aşınma izi genişliğinin C1 numunesine göre daha düşük (yaklaşık 996 μm) olduğu bulunmuştur. Ayrıca, oluk ve çizik oluşumları alaşım malzemelerde bulunan gümüş parçacıklarına atfedilebilir. Ortaya çıkan plastik deformasyonun, bu alaşımda tabakalanma yerine yayılmaya neden olduğu açıktır. G2 alaşımın mikro yapısında gümüş açısından zengin bölgelerin varlığı önceki bölümde tartışılmıştır. Gümüşün sünek yapısı ve yağlama özelliği, aşınmanın temasını azaltmış ve yüzeye gömülmesine neden olmuştur. Ek olarak, aşınma izi genişlikleri arasında belirgin bir fark olmamasına rağmen, en düşük aşınma izi genişliği, en yüksek yüzey sertliği ve doluluk oranı değerlerine sahip olan G3 numunesinde gözlemlenmiştir. Gümüş miktarının artması sonucu sertliğin artışı alaşımların aşınma oranının düşmesindeki en önemli sebeptir. Ayrıca aşınma izleri oldukça düzgün, derin olmayan bir görünümündedir. Abrasif parçacık miktarı nispeten azdır. Abrasif parçacık miktarının az olması sürtünme katsayısı grafiklerinde de görüldüğü gibi kararlı bir aşınmanın ortaya çıkmasını sağlamıştır.



Şekil 4.11. CP-Ti ve farklı gümüş oranlarında üretilmiş Ti-Ag örneklerin aşınma testleri sonrası SEM aşınma izi görüntüleri (a) C1, (b) G1, (c) G2, (d) G3.

4.4. Korozyon Analizleri

Farklı gümüş oranlarında üretilmiş Ti-Ag alaşımlarına ait SBF sıvısında test edilmiş potansiyel dinamik akım yoğunluğu-gerilim eğrileri Şekil 4.12’de verilmiştir.



Şekil 4.12. CP-Ti ve farklı gümüş oranlarında üretilmiş Ti-Ag alaşımların korozyon testleri sonrası akım yoğunluğu-gerilim eğrileri.

Bu eğrilerden korozyon parametreleri (I_{corr} , E_{corr} , β_a , β_c) elde edilip bu parametrelerden polarizasyon direnci (R_p) hesaplanıp Çizelge.4.4.'de gösterilmiştir. En yüksek E_{corr} (-0.11V) ve R_p (5148.09 $k\Omega cm^2$) en düşük I_{corr} (2.629×10^{-8} A/cm²) değerleri G3 numunesinde elde edilmiştir. Bu sonuçlara en iyi korozyon direnci G3 numunesinde gözlenmiş olup, ayrıca gümüş miktarı arttıkça korozyon direncinin arttığı sonucuna varılmıştır. Gümüş, doğası gereği korozyona karşı dirençli bir elementtir. Çoğu metalin aksine gümüş, oksitlenmeye karşı dayanıklıdır ve pasivasyon özelliği göstermez. Bu, alaşımın yüzeyinde koruyucu bir tabaka oluşmadan da korozyona karşı dayanıklı olmasını sağlar. Gümüş oranının artması, alaşımın bu kimyasal direnç özelliklerini geliştirir. Ayrıca gümüş, titanyuma göre daha asil bir metal olduğu için, galvanik korozyon mekanizmasını sınırlandırabilir. Gümüş, galvanik hücre oluşumunu ve bu süreçte meydana gelen elektron akışını dengeler, bu da korozyonu yavaşlatır. Üstelik Gümüş, alaşımın mikro yapısını ince taneli hale getirir, bu da korozyona karşı direnci artırır (Zhang 2009; Takashi 2011).

Çizelge 4.4. CP-Ti ve farklı gümüş oranlarında üretilmiş Ti-Ag alaşımlar için simüle edilmiş vücut sıvısında (SBF) potansiyodinamik korozyon analizlerinin sonuçları.

Nunune	E_{corr} (V)	I_{corr} (A/cm ²)	β_a (V/dec)	β_c (V/dec)	R_p ($k\Omega cm^2$)
C1	-0.82	2.84×10^{-7}	1.27	0.451	508.85
G1	-0.56	1.565×10^{-7}	1,22	0.43	882.14
G2	-0.32	6.443×10^{-8}	1.31	0,44	2219.75
G3	-0.11	2.629×10^{-8}	1.30	0,41	5148.09

5. SONUÇ ve ÖNERİLER

Titanyum-gümüş (Ti-Ag) alaşımlarının seçici lazer ergitme (SLE) yöntemiyle başarılı bir şekilde üretilebileceğini ortaya koymuştur. Elde edilen sonuçlar, Mikroyapı karakterizasyonu ve mekanik umut vericidir. Yapılan testler sonucunda şu temel bulgulara ulaşılmıştır, Ti-Ag alaşımları içerdikleri gümüş oranı artışı doğrultusunda daha yüksek sertlik ve çekme mukavemeti direnci sergilemiştir. Gümüş içeriğinin artması, mekanik dayanıklılığı artırırken, %10 gümüş içeriğine sahip olan G3 numunesi en iyi mekanik özellikleri göstermiştir. Gümüş içeriği %10 'dan düşük olan alaşımlarda ise malzeme içerisinde Ti₂Ag fazları oluşmadığından durum mekanik özelliklerde bir miktar düşüşe yol açmıştır.

Simüle edilmiş vücut sıvısı (SBF) içinde yapılan korozyon testlerinde, SLE yöntemiyle üretilen Ti-Ag alaşımları gümüş oranının yükselmesi ile beraber korozyon direncinin arttığını göstermiştir. Bu durum, gümüşün korozyon direncini artırıcı etkisi ve SLE yöntemiyle elde edilen yoğun yapının katkılarıyla ilişkilendirilmiştir. En yüksek korozyon direnci, %10 gümüş içeriğine sahip olan alaşımlarda gözlemlenmiştir.

Aşınma testlerinde, Ti-Ag alaşımlarının gümüş oranının artması ile beraber %10 Gümüş oranında Ti₂Ag fazlarının oluşması ve Ti₂Ag fazlarının %0,5 ve %3 Gümüş içerikli alaşımlarda bulunan alfa-Ti fazlarına göre daha sert bir yapıya sahip olması sebebi ile en düşük aşınma oranının gözlemlendiği görülmüştür. En yüksek aşınma direnci, %10 gümüş içeren G3 numunesinde gözlemlenmiştir. Bu durum, gümüşün sertliği artırıcı etkisi ve SLE yöntemiyle elde edilen yoğun yapının katkılarıyla açıklanmaktadır.

Sonuç olarak Ag elementinin Ti kristal yapısı içine sızmasından dolayı katı çözelti sertleşmesine neden olduğu ve Gümüş oranı %10 oranlarına geldiğinde Ti₂Ag fazının oluşması sebebi ile gümüş oranının artışı ile mekanik özelliklerin artışında doğrusal bir gidişat gözlenmesine sebep olmuştur. Bu durumun temel sebebi Ti₂Ag faz yapısı α -Ti faz yapısından daha sert bir yapı olmasından kaynaklanmaktadır.

SLE yöntemiyle elde edilen sonuçlar umut verici olsada üretim sürecinde kullanılan parametrelerin optimize edilmesiyle daha düşük maliyetli ve yüksek performanslı malzemeler üretilebileceği düşünülmektedir. Eklemeli üretim, özellikle karmaşık geometrilerin ve özelleştirilmiş implantların üretiminde önemli avantajlar

sunmaktadır. Bu teknoloji, biyomedikal sektöründe daha yaygın kullanılmalıdır. Gümüş içeriğinin artması ile beraber aşınma ve korozyon dirençlerinde pozitif yönde bir artış eğilimi göstermiştir fakat bu durumun gümüş oranının daha da artırılması ile beraber oluşturacağı faz durumları için, yüksek gümüş içerikli alaşımların mikro yapısal düzenlemeleri üzerine daha fazla araştırma yapılmalıdır.



KAYNAKLAR

- Akça, H., İyibilgin, O., Gepek, E. 2020. Biyomalzemeler ile implant üretimi sürecinin biyotriboloji yönünden değerlendirilmesi. Düzce Üniversitesi Bilim ve Teknoloji Dergisi, 8(1), 667-692.
- Aksa H.C., Hacısalihoğlu İ., Yıldız F., Varol T., Güler O., Kaya G., Akçay S.B., 2022, "Effects of fabrication parameters and post-processing treatments on the mechanical and tribological behavior of surface-enhanced copper based materials by selective laser melting, Journal of Materials Processing Technology, 304, 117564.
- 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.
- Arens, S., Eijer, H., Schlegel, U., Printzen, G., Perren, S. M., Hansis, M., 1999. Influence of the design for fixation implants on local infection: experimental study of dynamic compression plates versus point contact fixators in rabbits. Journal of orthopaedic trauma, 13(7), 470-476.
- Arens, S., Eijer, H., Schlegel, U., Printzen, G., Perren, S. M., Hansis, M., 1999. Influence of the design for fixation implants on local infection: experimental study of dynamic compression plates versus point contact fixators in rabbits. Journal of orthopaedic trauma, 13(7), 470-476.
- Attar, H., Ehtemam-Haghighi, S., Kent, D., Wu, X., Dargusch, M. S., 2017. Comparative study of commercially pure titanium produced by laser engineered net shaping, selective laser melting and casting processes. Materials Science and Engineering: A, 705, 385-393.
- Attar, Hooyar et al. 2017. Comparative Study of Commercially Pure Titanium Produced by Laser Engineered Net Shaping, Selective Laser Melting and Casting Processes. Materials Science and Engineering A, 705(August): 385–93.
- Avci, S. 2017. Elektriksiz kaplama yöntemi ile süperhidrofilik MgB₂ kaplamaların üretimi. Yüksek Lisans Tezi, Atatürk Üniversitesi, Fen Bilimleri Enstitüsü, Makine Mühendisliği Ana bilim Dalı, 70, Erzurum.
- Bremen, S., Meiners, W. and Diatlov, A., 2012. Selective laser melting: a manufacturing technology for the future. Laser Technik Journal, 9 (2), 33-38.
- Bulbul, F. 2011. The effects of deposition parameters on surface morphology and crystallographic orientation of electroless Ni-B coatings. Metals and Materials International, 17, 67-75.

- C.D. Boley, S.A. Khairallah, A.M. Rubenchik, A.M. 2015. Calculation of laser absorption by metal powders in additive manufacturing. *Appl. Opt.* 54, 2477–2482.
- Chen, M., Zhang, E., Zhang, L. 2016. Microstructure, mechanical properties, bio-corrosion properties and antibacterial properties of Ti–Ag sintered alloys. *Materials Science and Engineering C*, 62, 350-360.
- Cruz, K. S., Meza, E. S., Fernandes, F. A., Quaresma, J. M., Casteletti, L. C., Garcia, A. 2010. Dendritic arm spacing affecting mechanical properties and wear behavior of Al-Sn and Al-Si alloys directionally solidified under unsteady-state conditions. *Metallurgical and Materials Transactions A*, 41, 972-984.
- Çırak, Z. D., Yakıncı, D. B. 2020. Tıbbi Uygulamalarda Kullanılan Biyouyumlu Biyomalzemeler. *İnönü Üniversitesi Sağlık Hizmetleri Meslek Yüksek Okulu Dergisi*, 8(2), 515-526.
- Çomaklı, O., Yetim, T., Çelik, A. 2014. The effect of calcination temperatures on wear properties of TiO₂ coated CP-Ti. *Surface and Coatings Technology*, 246, 34-39.
- Dev Singh, D., Mahender, T. and Raji Reddy, A. 2021. Powder bed fusion process: A brief review. *Materials Today: Proceedings*, 46, 350–355.
- Dilip, J., Anam, M.A., Pal, D. and Stucker, B., 2016. A short study on the fabrication of single track deposits in SLM and characterization, *Solid freeform fabrication symposium*, pp. 1644-1659.
- Dion C.D., Tavares J.R., 2013. Photo-initiated chemical vapor deposition as a scalable particle functionalization technology (a practical review). *Powder technology*, 239, 484-491.
- Feng Q.L., Wu J., Chen G.Q., Cui F.Z., Kim T.N., Kim J.O., 2000. A mechanistic study of the antibacterial effect of silver ions on *Escherichia coli* and *Staphylococcus aureus*. *Journal of biomedical materials research*, 52(4), 662-668.
- Ferrar, B., Mullen, L., Jones, E., Stamp, R. and Sutcliffe, C., 2012. Gas flow effects on selective laser melting (SLM) manufacturing performance. *Journal of Materials Processing Technology*, 212 (2), 355-364.
- Ferraris, S., Spriano, S. J. M. S. 2016. Antibacterial titanium surfaces for medical implants. *Materials Science and Engineering: C*, 61, 965-978.
- Gebhardt A., Fateri M., Hötter J.S., Knothe M., Schmidt F.M., Rieper H., Rieper H., 2012. Numerical and experimental investigation of selective laser melting of silver. In *Fraunhofer Direct Digital Manufacturing Conference (DDMC-1)*, Vol. 20122012, USA

- Özer, G., 2020. Eklemeli üretim teknolojileri üzerine bir derleme. Niğde Ömer Halisdemir Üniversitesi Mühendislik Bilimleri Dergisi, 9(1), 606-621.
- Groover, M. P. 2019. Modern İmalatın Prensipleri. Nobel Akademik Yayıncılık, 1018, Ankara.
- Hu Y., Maharubin S., Cong W., Tan G., 2018. Laser engineered net shaping of titanium-silver alloy for orthopedic implant. In International Manufacturing Science and Engineering Conference (IMCSE-7), 18-22 September, American Society of Mechanical Engineers, Vol. 51357, p. V001T05A016, Texas, USA
- Hua Z., Zhang H., Fan Y., Jin, Z., 2014. Development of a BiotriboPOD testing methodology for the wear evaluation of orthopaedic biomaterials. Rsc Advances, 4(38), 19987-19991.
- Kayacan, M. C., Delikanlı, Y. E., Duman, B., Özsoy, K. 2018. Ti6Al4v toz alaşımları kullanılarak SLS ile üretilen geçişli (değişken) gözenekli numunelerin mekanik özelliklerinin incelenmesi. Gazi Üniversitesi Mühendislik Mimarlık Fakültesi Dergisi, 33(1).
- Kılıcı, T. 2022. Elektriksiz kaplama yöntemiyle Ni-B/MgB₂ kompozit kaplamaların üretimi ve karakterizasyonu. Yüksek Lisans Tezi, Erzurum Teknik Üniversitesi, Fen Bilimleri Enstitüsü, Makine Mühendisliği Ana bilim Dalı, 50, Erzurum.
- Kokubo T., Takadama H., 2006. How useful is SBF in predicting in vivo bone bioactivity. Biomaterials, 27(15), 2907-2915.
- Korkmaz, İ.H., 2016. Kişiyi Özel Diz Protezinin Olasılığa Dayalı Analiz Yardımıyla Tasarımı ve Deneysel Olarak Doğrulanması, Doktora Tezi, Atatürk Üniversitesi, Fen Bilimleri Enstitüsü, Makine Mühendisliği Ana bilim Dalı, 111, Erzurum.
- Kulkarni, M., Mazare, A., Schmuki, P., Iglič, A., Seifalian, A. 2014. Biomaterial surface modification of titanium and titanium alloys for medical applications. Nanomedicine, 11(615), 111
- Kumar, S. A., Prasad, R. V. S. 2021. Basic principles of additive manufacturing: Different additive manufacturing technologies. In Additive manufacturing, 17-35, Woodhead Publishing.
- Lantmann, R. V., Mariante, A. M., Pinheiro, T. V., da Costa, E. M., dos Santos, C. A. 2023. Microstructure, Hardness, and Linear Reciprocating Sliding Wear Response of Directionally Solidified Al-(2.5, 3.5, 4.5) Cu-(0.25, 0.50) Cr Alloys. Metals, 13(7), 1178.
- Lee, H., Lim, C.H.J., Low, M.J., Tham, N., Murukeshan, V.M. and Kim, Y.-J., 2017. Lasers in additive manufacturing: A review. International Journal of Precision Engineering and Manufacturing-Green Technology, 4 (3), 307-322.

- Lin, X., Yang, S., Lai, K., Yang, H., Webster, T. J., Yang, L. 2017. Orthopedic implant biomaterials with both osteogenic and anti-infection capacities and associated in vivo evaluation methods. *Nanomedicine: Nanotechnology, Biology and Medicine*, 13(1), 123-142.
- Liu, X., Chu, P. K., Ding, C. 2004. Surface modification of titanium, titanium alloys, and related materials for biomedical applications. *Materials Science and Engineering: R: Reports*, 47(3-4), 49-121.
- Maharubin S., Hu Y., Sooriyaarachchi D., Cong W., Tan, G.Z., 2019. Laser engineered net shaping of antimicrobial and biocompatible titanium-silver alloys. *Materials Science and Engineering C*, 105, 110059.
- Oh K.T., Shim H.M., Kim K.N., 2005. Properties of titanium-silver alloys for dental application. *Journal of Biomedical Materials Research Part B-Applied Biomaterials*, 74b(1), 649-658.
- Oh, K. T., Shim, H. M., Kim, K. N. 2005. Properties of titanium–silver alloys for dental application. *Journal of Biomedical Materials Research Part B: Applied Biomaterials: An Official Journal of the Society for Biomaterials. The Japanese Society for Biomaterials, and The Australian Society for Biomaterials and the Korean Society for Biomaterials*, 74(1), 649-658.
- Prakasam, M., Locs, J., Salma-Ancane, K., Loca, D., Largeau, A., Berzina-Cimdina, L. 2017. Biodegradable materials and metallic implants. A review. *Journal of functional biomaterials*, 8(4), 44.
- Quan J., Lin K., Gu D., 2020. Selective laser melting of silver submicron powder modified 316L stainless steel: Influence of silver addition on microstructures and performances. *Powder Technology*, 364, 478-483.
- Quan, J., Lin, K., Gu, D. 2020. Selective laser melting of silver submicron powder modified 316L stainless steel: Influence of silver addition on microstructures and performances. *Powder Technology*, 364, 478-483.
- Quinn, J., McFadden, R., Chan, C. W., Carson, L. 2020. Titanium for orthopedic applications: an overview of surface modification to improve biocompatibility and prevent bacterial biofilm formation. *IScience*, 23(11).
- Szaraniec B., Goryczka T. 2017. Structure and properties of Ti-Ag alloys produced by powder metallurgy. *Journal of Alloys and compounds*, 709, 464-472.
- T.B. Massalski, H. Okamoto, P. Subramanian, L. Kacprzak, W.W. Scott, *Binary Alloy Phase Diagrams*, American Society for Metals Metals Park, OH, 1986.
- Taftali, M. 2018. Seçici lazer ergitme (SLM) yöntemi kullanılarak farklı yüzey geometrilerinde üretilmiş metal destekli dental seramik alt yapıların statik ve dinamik davranışlarının belirlenmesi. Yüksek Lisans Tezi, Erzurum Teknik Üniversitesi, Fen Bilimleri Enstitüsü, Makine Mühendisliği Ana bilim Dalı, 81, Erzurum.

- Takahashi M., Kikuchi M., Takada Y., Okuno O., 2002. Mechanical properties and microstructures of dental cast Ti-Ag and Ti-Cu alloys. Dental materials journal, 21(3), 270-280.
- Takahashi, M., Kikuchi, M., Takada, Y. 2011. Corrosion behavior of Ti-Ag alloys used in dentistry in lactic acid solution. Metals and Materials International, 17, 175-179.
- Takahashi, M., Kikuchi, M., Takada, Y. 2015. Mechanical properties of dental Ti-Ag alloys with 22.5, 25, 27.5, and 30 mass% Ag. Dental materials journal, 34(4), 503-507.
- Takahashi, M., Kikuchi, M., Takada, Y., Okuno, O. 2002. Mechanical properties and microstructures of dental cast Ti-Ag and Ti-Cu alloys. Dental materials journal, 21(3), 270-280.
- Tekdir, H. 2019. Seçici lazer ergitme (SLE) ile üretilen 316L/Ti6AL4V tabakalı yapıların tribolojik özelliklerinin plazma oksidasyon ile iyileştirilmesi. Yüksek Lisans Tezi, Erzurum Teknik Üniversitesi, Fen Bilimleri Enstitüsü, Makine Mühendisliği Ana bilim Dalı, 81, Erzurum.
- Thompson, M.K., Moroni, G., Vaneker, T., Fadel, G., Campbell, R.I., Gibson, I., Bernard, A., Schulz, J., Graf, P. and Ahuja, B., 2016. Design for Additive Manufacturing: Trends, opportunities, considerations, and constraints. Cirp Annals, 65 (2), 737-760.
- Turalıoğlu, K. 2024. Seçici Lazer Ergitme Yöntemi Kullanılarak Üretilen Gözenekli Ti6al4v Matrislere, 2b Mxene Katkılı Epoksi Emdirilmesiyle Elde Edilen Metal Matrisli Kompozit Numunelerin Farklı Ortam Şartlarındaki Tribolojik Davranışlarının ve Korozyon Dirençlerinin İncelenmesi. Doktora Tezi, Erzurum Teknik Üniversitesi, Fen Bilimleri Enstitüsü, Makine Mühendisliği Ana bilim Dalı, 147, Erzurum.
- Varol T., Hacısalihoğlu İ., Kaya G., Güler O., Yıldız F., Aksa, H.C., Akçay S.B., 2021. The effect of selective laser melting process on the microstructure, density, and electrical conductivity of silver-coated copper cores. Journal of Materials Engineering and Performance, 30(7), 5216-5226.
- Yakout M., Elbestawi M.A., Veldhuis, S.C., 2020. A study of the relationship between thermal expansion and residual stresses in selective laser melting of Ti-6Al-4V. Journal of Manufacturing Processes, 52, 181-192.
- Yap, C. Y., Chua, C. K., Dong, Z. L., Liu, Z. H., Zhang, D. Q., Loh, L. E., Sing, S. L. 2015. Review of selective laser melting: Materials and applications. Applied physics reviews, 2(4), 041101.
- Yetim T., 2016. Corrosion behavior of Ag-doped TiO2 coatings on commercially pure titanium in simulated body fluid solution. Journal of Bionic Engineering, 13(3), 397-405.

- Yılmaz, Y., Avcı, B., Demirören, H. 2019. Biyomalzeme sektöründe kullanılan titanyum ve alaşımları, 4th International Symposium on Innovative Approaches in Engineering and Natural Sciences (ISAS-9), 22 December, In SETSCI-Conference Proceedings, Vol. 9, pp. 357-362, Samsun, Turkey.
- Zdero R., Guenther L.E., Gascoyne T.C., 2017. Pin-on-Disk Wear Testing of Biomaterials Used for Total Joint Replacements. In Experimental Methods in Orthopaedic Biomechanics. Academic Press, 299-311.
- Zhang, B. B., Zheng, Y. F., Liu, Y. 2009. Effect of Ag on the corrosion behavior of Ti–Ag alloys in artificial saliva solutions. Dental materials, 25(5), 672-677.

