



**SEÇİCİ LAZER ERGİTME (SLE) İLE ÜRETİLEN
316L/Tİ6AL4V TABAKALI YAPILARIN TRİBOLOJİK
ÖZELLİKLERİNİN PLAZMA OKSİDASYON İLE
İYİLEŞTİRİLMESİ**

Hilmi TEKĐİR

**Yüksek Lisans Tezi
Makine Mühendisliği Anabilim Dalı
Danışman: Prof. Dr. A. Fatih YETİM**

2019

Her hakkı saklıdır.



FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ
YÜKSEK LİSANS TEZİ

**SEÇİCİ LAZER ERGİTME (SLE) İLE ÜRETİLEN 316L/Tİ6AL4V TABAKALI
YAPILARIN TRİBOLOJİK ÖZELLİKLERİNİN PLAZMA OKSİDASYON İLE
İYİLEŞTİRİLMESİ**

Hilmi TEKĐİR

Tez Danışmanı: Prof. Dr. Ali Fatih YETİM

Anabilim Dalı: Makine Mühendisliği

Erzurum

2019

Her hakkı saklıdır

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

**SEÇİCİ LAZER ERGİTME (SLE) İLE ÜRETİLEN 316L/Tİ6AL4V TABAKALI
YAPILARIN TRİBOLOJİK ÖZELLİKLERİNİN PLAZMA OKSİDASYON İLE
İYİLEŞTİRİLMESİ**

Prof. Dr. Ali Fatih YETİM danışmanlığında, Hilmi TEKDİR tarafından hazırlanan bu çalışma 28 / 06 / 2019 tarihinde aşağıdaki jüri tarafından Makine Mühendisliği Ana Bilim Dalı'nda Yüksek Lisans tezi olarak **oy birliği/oy çokluğu (.../...)** ile kabul edilmiştir.

Başkan: Prof. Dr. Ayhan ÇELİK

İmza:

Üye: Prof. Dr. İrfan KAYMAZ

İmza:

Üye: Prof. Dr. A. Fatih YETİM

İmza:

Yukarıdaki sonucu onaylıyorum

Doç. Dr. Arzu GÖRMEZ
Enstitü Müdürü

ETİK KURALLARA UYGUNLUK BEYANI

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

28 / 06 / 2019

Hilmi TEKDIR

ÖZET

YÜKSEK LİSANS TEZİ

SEÇİCİ LAZER ERGİTME (SLE) İLE ÜRETİLEN 316L/Tİ6AL4V TABAKALI YAPILARIN TRIBOLOJİK ÖZELLİKLERİNİN PLAZMA OKSİDASYON İLE İYİLEŞTİRİLMESİ

Hilmi TEKĐİR

Erzurum Teknik Üniversitesi

Fen Bilimleri Enstitüsü

Makine Mühendisliği Ana Bilim Dalı

Danışman: Prof. Dr. Ali Fatih YETİM

Seçici Lazer Ergitme (SLE) yöntemi uçak-gövde parçalarından biyomekanik implant ve protez elemanlarına kadar yaygın bir kullanım alanına sahip karmaşık geometriye sahip parçaların üretimine olanak sağlayan metal eklemeli üretim yöntemlerinden biridir. Üretim toz halde bulunan malzemenin yüksek enerjili lazer ışınının seçilmiş bölgeleri tabaka tabaka ergitmesiyle gerçekleştirilir. Bu sayede geleneksel yöntemlerle üretimi maliyetli ve zor olan geometriler elde edilmektedir. Özellikle 316L paslanmaz çelik ve Ti6Al4V'den üretilen biyomalzemeler en yaygın kullanılan biyoyumlu metalik implant ve protez elemanlarıdır. 316L paslanmaz çelik yüksek yük taşıma kapasitesi ve uygun maliyeti, Ti6Al4V ise mükemmel biyoyumluluğu, ağırlığına oranla gelişmiş mekanik özellikleri ve gelişmiş stabil kalma özellikleri sayesinde kemik vidaları, kalça-diz protezleri ve diş implantları olarak kullanılır. Ancak bu biyomalzemelerin tribolojik özelliklerinin zayıf olması ve Ti6Al4V'nin maliyetinin yüksek olması en önemli dezavantajlarından. Günümüzde mühendislik uygulamalarında gelişmiş özelliklere sahip malzemelerin ve en uygun seviyede maliyetlerde temini istenmektedir. Bu çalışmada Seçici Lazer Ergitme yöntemi ile 316L paslanmaz çelik taban malzemesi üretilmiş daha sonra Seçici Lazer Ergitme ile 316L yapıya Ti6Al4V tabaka oluşturulmuştur. Bu sayede taban malzemesi olarak yük taşıma kabiliyetli ve düşük maliyetli 316L yüzeyde ise gelişmiş biyoyumluluğa sahip Ti6Al4V yapı elde edilmiştir. 316L/Ti6Al4V tabakalı yapının tribolojik özelliklerinin iyileşmesi için plazma oksidasyon uygulanmıştır. Ti6Al4V yüzeye sahip yapı %100 O₂ gaz ortamında 650 ° C ve 750 ° C'de, 1 ve 4 saat süre ile plazma oksitlenmiştir. Bu işlemlerden sonra mekanik ve tribolojik özelliklerin belirlenmesi için sırasıyla mikro sertlik ölçümleri ve tribolojik özelliklerin belirlenmesi amacıyla da pim-disk aşınma deneyleri yapılmıştır. Ayrıca elektrokimyasal özelliklerin belirlenmesi için potansiyostat/galvaniyostat cihazı, malzemelerin yapısal ve aşınma özelliklerinin belirlenmesi için ise XRD, SEM ve 3D Profilometre kullanılmıştır. Elde edilen verilere göre en iyi aşınma performansı, korozyon direnci ve oksit tabaka kalınlığı açısından 750 ° C'de 4 saat oksidasyon işlemi ile ulaşıldığı görülmüştür.

2019, 81 sayfa

Anahtar Kelimeler: Seçici lazer ergitme, 316L/ Ti6Al4V tabakalı yapı, Plazma oksidasyon, Aşınma, Korozyon

ABSTRACT

MS. Thesis

IMPROVEMENT OF THE TRIBOLOGICAL PROPERTIES OF 316L / Ti6Al4V LAYER STRUCTURES PRODUCED WITH SELECTIVE LASER MELTING (SLM) BY PLASMA OXIDATION

Hilmi TEKDIR

Erzurum Technical University

Graduate School of Natural and Applied Sciences

Department of Mechanical Engineering

Supervisor: Prof. Dr. Ali Fatih YETİM

Selective Laser Melting (SLM) method is one of the metal additive production methods that allows the production of complex geometrical parts with a wide range of use from aircraft-body parts to biomechanical implants and prosthetic elements. The selected regions of the high-energy laser beam of the material contained in the production powder form are made by layer-layer melting. In this way, it is possible to obtain complex geometries which are costly and difficult to manufacture by conventional methods. Biomaterials produced especially from 316L stainless steel and Ti6Al4V are the most widely used biocompatible metallic implants and prosthetic elements. The high load capacity and reliable cost of the 316L stainless steel and the Ti6Al4V are used as bone screws, hip-knee prostheses and dental implants thanks to its excellent biocompatibility, improved mechanical properties and improved stability. However, the weakness of the tribological properties of these biomaterials and the high cost of Ti6Al4V are the most important disadvantages. In today's engineering applications, materials with advanced properties are required to be supplied at the most appropriate level. In this study, 316L stainless steel base material was produced by Selective Laser Melting method and then Ti6Al4V layer was formed in 316L structure with Selective Laser Melting. In this way, Ti6Al4V structure with improved biocompatibility has been obtained with low cost 316L and load-bearing capacity as base material. Plasma oxidation was applied to improve the tribological properties of the 316L / Ti6Al4V layered structure. The Ti6Al4V surface is plasma oxidized in 100% O₂ gas medium at 650°C and 750°C for 1 and 4 hours. After these processes, pin-disc abrasion tests were performed to determine the micro-hardness measurements and tribological properties for the determination of the mechanical and tribological properties respectively. For determination of electrochemical properties, potentiostat / galvanostat device and XRD, SEM and 3D Profilometer were used to determine the structural and abrasion properties of the materials. According to the data obtained, the best wear performance, corrosion resistance and oxide layer density were achieved by oxidation process at 750 ° C for 4 hours.

2019, 81 pages

Keywords: Selective laser melting, 316L/Ti6Al4V layered structure, Plasma oxidation, Wear, Corrosion

TEŞEKKÜR

Bu çalışmanın hazırlanmasında, yardımını, desteğini ve hoşgörüsünü esirgemeyen, bilgisi, tecrübesi ve çalışma anlayışıyla bir rol model olan asistanlığını yapmaktan mutluluk duyduğum hayatımın her aşamasında örnek aldığım çok değerli tez danışmanım Prof. Dr. Ali Fatih YETİM 'e en kalbi duygularıyla teşekkürlerimi ve saygılarımı sunarım.

Deneysel çalışmalarında yardımcı olan Erzurum Teknik Üniversitesi(ETÜ) Kimya Mühendisliği Bölümünden Sayın hocam Doç. Dr. Tuba YETİM 'e, ETÜ Makine Mühendisliği bölümünden değerli ağabeyim Dr. Onur ÇOMAKLI' ya, Atatürk Üniversitesi Makine Mühendisliği bölümünden hocam Dr. Halim KOVACI 'ya, ETÜ Yüksek Teknoloji Araştırma ve Uygulama Merkezi'nden değerli arkadaşım Öğretim Görevlisi Kerem TURALIOĞLU 'na ve Öğretim Görevlisi Mustafa YAZICI' ya teşekkürlerimi sunarım. Ayrıca deneysel ve teorik çalışmalarında yardımını aldığım Erzincan Binali Yıldırım Üniversitesinden çok değerli ağabeyim Arş. Gör. Yusuf Burak BOZKURT 'a, ETÜ Makine Mühendisliği bölümündeki sevgili arkadaşım Merve TAFTALI 'ya, Atatürk Üniversitesi Makine Mühendisliğinden sevgili arkadaşlarım Halil ÇELİK 'e ve Merve TÜZEMEN 'e ve ayrıca emeği geçen tüm hoca ve arkadaşlarıma sonsuz teşekkürlerimi sunarım.

Beni yetiştiren, her daim maddi ve manevi yanımda olan çok değerli aileme şükranlarımı sunarım.

Hilmi TEKDİR
Haziran / 2019

İÇİNDEKİLER

ÖZET	i
ABSTRACT	ii
TEŞEKKÜR	iv
İÇİNDEKİLER	v
SİMGELER VE KISALTMALAR DİZİNİ	vii
ŞEKİLLER DİZİNİ	ix
ÇİZELGELER DİZİNİ	xi
1.GİRİŞ	1
2.KAYNAK ÖZETLERİ	9
2.1. Biyomalzemeler	9
2.1.1.Metalik Biyomalzemeler	11
2.1.2.316L Paslanmaz Çelik.....	11
2.1.3.Titanyum ve Alaşımları.....	13
2.2.Eklemeli Üretim	16
2.2.1.Metal Eklemeli Üretim ve Yöntemleri.....	18
2.2.2.Toz Yatak Prosesli Metal Eklemeli Üretim	20
2.2.3.Direk Metal Lazer Sinterleme (DMLS)	22
2.2.4.Elektron Işınli Ergitme (EBM).....	23
2.2.5.Lazer İşlemlili Net Şekillendirme (LENS).....	24
2.2.6.Seçici Lazer Sinterleme (SLS)	25
2.2.7.Seçici Lazer Ergitme (SLE)	28
2.3.Yüzey Sertleştirme İşlemleri ve Difüzyon	32
2.3.1.Plazma Oksidasyon İşlemi ve Sistem Mekanizması	33
3.MATERYAL ve YÖNTEM	36
3.1.Materyal	36
3.2.CAD Modeli Çizimi ve STL Formata Dönüştürülmesi	38
3.3.SLE Yöntemi ile Numunelerin Üretilmesi.....	38
3.4.X Işını Difraksiyon (XRD) Analizi	40
3.5.Plazma Oksidasyon İşlemi	41
3.6.Taramalı Elektron Mikroskopu (SEM) İncelemeleri	43
3.7.Aşınma Deneyleri.....	44
3.8.3D Yüzey Profilometre Analizleri	45
3.9.Korozyon Deneyleri	46
3.10.Mikrosertlik Ölçümleri.....	48
4.ARAŞTIRMA BULGULARI ve TARTIŞMA	49

4.1. XRD Analizleri	49
4.2. Mikroyapı Analizleri	51
4.3. Mikrosertlik İncelemeleri	55
4.4. Tribolojik Test Sonuçları	56
4.4.1. Sürtünme ve Aşınma Analizleri	56
4.4.2. Aşınma Oranları ve Yüzey Sertliği Grafiği	58
4.4.3. Aşınma İzlerinin 3D Profilometre Görüntüleri	59
4.4.4. Aşınma Testi Sonrası SEM Görüntüleri	61
4.5. Korozyon Analizleri	63
4.5.1. Açık Devre Potansiyeli (OCP) Ölçümleri	63
4.5.2. Tafel (Akım Yoğunluğu-Gerilim) Eğrileri	64
4.5.3. Nyquist ve Bode Eğrileri	67
4.5.4. Korozyon Devreleri	69
4.5.5. Korozyon Testi Sonrası SEM Görüntüleri	71
5. SONUÇ ve ÖNERİLER	73
5.1. Sonuçlar	73
5.2. Öneriler	74
KAYNAKLAR	75
ÖZGEÇMİŞ	81

SİMGELER VE KISALTMALAR DİZİNİ

Simgeler Açıklama

α	Alfa
β	Beta
γ	YMK yapılı demir fazı
E_{corr}	Korozyon potansiyeli
HV	Vickers Sertlik Birimi
I_{corr}	Korozyon akım yoğunluğu
N	Newton
°	Derece
S	Saniye
λ	Dalga Boyu
μm	Mikronmetre

Kısaltmalar

CAD	Computer Aid Design (Bilgisayar Destekli Tasarım)
CVD	Chemical Vapor Deposition (Kimyasal Buhar Biriktirme)
Co-Cr-Mo	Krom-Kobalt-Molibden
COF	Coefficient of Friction (Sürtünme Katsayısı)
CP-Ti	Commercially Pure Titanium (Ticari Saf Titanyum)
DLC	Diamond Like Carbon (Elmas Benzeri Karbon)
DMLS	Direct Metal Laser Sintering (Direk Metal Lazer Sinterleme)
H_2SO_4	Sülfirik Asit
HCl	Hidroklorik Asit
HMK	Hacim Merkezli Kübik
HNO_3	Nitrik Asit
LENS	Laser Engineered Net Shaping (Lazer İşlemlili Net Şekillendirme)
PVD	Physical Vapour Deposition (Fiziksel Buhar Biriktirme)
SBF	Simulated Body Fluid (Yapay Vücut Sıvısı)
SEM	Scanning Electron Microscope (Taramalı Elektron Mikroskobu)

SLA	Steryolitografi
SLE	Seçici Lazer Ergitme
SLS	Seçici Lazer Sinterleme
SPH	Sıkı Paket Hegzagonal
STL	Stereolithography (Standart Üçgen Eleman)
Ti-6Al-4V	Titanyum-6Alüminyum-4Vanadyum
TiO ₂	Titanyum dioksit
XRD	X-Ray Diffraction (X Işını Saçılması)
YMK	Yüzey Merkezli Kübik
YÜTAM	Yüksek Teknoloji Araştırma ve Uygulama Merkezi



ŞEKİLLER DİZİNİ

Şekil 2.1. Ti alaşımı faz diyagramı.....	13
Şekil 2.2. Elektron ışınli ergitme sistemi şematik görseli.....	23
Şekil 2.3. LENS sisteminin şematik gösterimi	24
Şekil 2.4. İki toz zerreciğın sinterlenme modeli.....	25
Şekil 2.5. Sıvı faz sinterlemenin şematik gösterimi.....	26
Şekil 2.6. SLS cihazı şematik gösterimi	27
Şekil 2.7. SLE metal toz ergitme prosesi	29
Şekil 2.8. Plazma oksidasyon işleminin metalik malzemeler için mekanizması.....	35
Şekil 3.1. Destek elemanları yerleştirilmiş CAD modeli.....	38
Şekil 3.2. Concept Lazer MLab R marka-model SLE cihazı.....	39
Şekil 3.3. SLE yöntemiyle numunelerin üretim görüntüsü.....	39
Şekil 3.4. SLE yöntemiyle üretimi tamamlanmış tabla üzerine bağı destek elemanları ayrılmamış numuneler.....	40
Şekil 3.5. XRD Cihazı görseli.....	40
Şekil 3.6. Plazma oksidasyon deney düzeneğı.....	41
Şekil 3.7. Taramalı Elektron Mikroskobu.....	43
Şekil 3.8. Aşınma test cihazı.....	44
Şekil 3.9 Aşınma test cihazı görseli.....	45
Şekil 3.9. Korozyon test düzeneğı.....	47
Şekil 3.10. Mikrosertlik ölçüm cihazı.....	48
Şekil 4.1. SLE ile üretilmiş 316L, 316L/Ti6Al4V işlemsiz tabakalı yapı ve farklı işlem şartlarında plazma ile oksitlenmiş Ti6Al4V alaşımına ait XRD grafiğı.....	50
Şekil 4.2 (a) 316L, (b) 316L/Ti6Al4V tabakalı yapı, (c) 650°C-1 saat, (d) 650°C-4 saat, (e) 750°C-1 saat, (f) 750°C-4 saat plazma oksidasyon işlemi uygulanmış numunelerin yüzey görüntüleri.....	52
Şekil 4.3 (a) 316L, (b) 316L/Ti6Al4V tabakalı yapı, (c) 650°C-1 saat, (d) 650°C-4 saat plazma oksidasyon işlemli numunelerin kesit görüntüleri.....	53
Şekil 4.3 316L/Ti6Al4V tabakalı yapı, (e) 750°C-1 saat, (f) 750°C-4 saat plazma oksidasyon işlemli numunelerin kesit görüntüleri.....	54

Şekil 4.4. SLE ile üretilen işlemsiz 316L, 316L/Ti6Al4V ve farklı koşullarda plazma oksitlenmiş yapılan sürtünme katsayısı-zaman grafikleri.....	57
Şekil 4.5. SLE ile üretilmiş 316L, 316L/Ti6Al4V tabakalı yapı ve farklı koşullarda plazma oksitlenmiş numunelerin aşınma oranı-yüzey sertliği grafikleri.....	59
Şekil 4.6 (a) 316L, (b) 316L/Ti6Al4V tabakalı yapı, (c) 650°C-1 saat, (d) 650°C-4 saat, (e) 750°C-1 saat, (f)750°C-4 saat plazma oksidasyon işlemi uygulanmış numunelerin aşınma işlemi sonrası 3 boyutlu yüzey görüntüleri.....	60
Şekil 4.7 (a) 316L, (b) 316L/Ti6Al4V tabakalı yapı, (c) 650°C-1 saat, (d) 650°C-4 saat, (e) 750°C-1 saat, (f)750°C-4 saat plazma oksidasyon işlemi uygulanmış numunelerin aşınma işlemi sonrası SEM görüntüleri.....	62
Şekil 4.8'de SLE ile üretilen 316L paslanmaz çelik, tabakalı 316L/Ti6Al4V ve farklı koşullarda plazma oksitlenmiş numunelere ait (OCP) eğrileri.....	63
Şekil 4.9 SLE ile üretilen 316L paslanmaz çelik, tabakalı 316L/Ti6Al4V ve 650 °C'de 1 ve 4 saatlik plazma oksitlenmiş numunelere ait akım yoğunluğu-gerilim eğrileri.....	65
Şekil 4.10 SLE ile üretilen 316L paslanmaz çelik, tabakalı 316L/Ti6Al4V ve 750 °C'de 1 ve 4 saatlik plazma oksitlenmiş numunelere ait akım yoğunluğu-gerilim eğrileri.....	65
Şekil 4.11 SLE ile üretilen 316L,SLE ile üretilen 316L/Ti6Al4V tabakalı ve farklı koşullarda plazma oksidasyon işlemi uygulanmış numunelerin Nyquist eğrileri.....	67
Şekil 4.12 SLE ile üretilen 316L paslanmaz çelik, 316L/Ti6Al4V tabakalı yapı ve farklı koşullarda plazma oksidasyon işlemi uygulanmış numunelerin Bode-Faz açısı eğrileri..	68
Şekil 4.13 SLE ile üretilen 316L paslanmaz çelik, 316L/Ti6Al4V tabakalı yapı ve farklı koşullarda plazma oksidasyon işlemi uygulanmış numunelerin Bode-Değer eğrileri.....	69
Şekil 4.14. Eşdeğer devre modeli.....	70

ÇİZELGELER DİZİNİ

Çizelge 2.1.Kemik ve metalik biyomalzemelerin bazı mekanik özellikleri.....	15
Çizelge 2.2 Eklemeli üretim yöntemleriyle ürünlerin yüzdeler dağılımı.....	16
Çizelge 2.3. Eklemeli üretimin yıllara göre piyasa verileri.....	18
Çizelge 2.4.Metal eklemeli üretim yöntemlerinin sınıflandırılması.....	19
Çizelge 2.5.Metal eklemeli üretimde genel aşamalar.....	20
Çizelge 2.6. Metalik malzemelerin eklemeli üretiminde kullanılan temel prosesler ve özellikleri.....	21
Çizelge 2.7. Seçici lazer ergitme yönteminde üretimi etkileyen parametreler.....	31
Çizelge 3.1.316L paslanmaz çelik tozlarının kimyasal bileşimi.....	36
Çizelge 3.2.316L paslanmaz çeliğin SLM ile üretimi sonrası malzemenin mekanik özellikleri	36
Çizelge 3.3.ELI Ti6Al4V (Grade 23) tozlarının kimyasal bileşimi.....	37
Çizelge 3.4.ELI Ti6Al4V (Grade 23) tozlarının SLM ile üretimi sonrası yapılması önerilen ısıtma işlemi malzemenin mekanik özellikleri	37
Çizelge 3.5.ELI Ti6Al4V (Grade 23) 'nin fiziksel özellikleri.....	37
Çizelge 3.6 Aşınma deneyi şartları.....	45
Çizelge 3.7.ph 7,25 1 litrelik SBF' nin hazırlanması	46
Çizelge 3.8. Tafel tekniği sistem kurulu verileri.....	48
Çizelge 4.1. SLE ile üretilmiş 316L, 316L/Ti6Al4V tabakalı yapı ve farklı işlem şartlarında plazma ile oksitlenmiş 316L/Ti6Al4V alaşımına ait mekanik sonuçlar.....	56
Çizelge 4.2. SLE ile üretilmiş 316L, 316L/Ti6Al4V tabakalı yapı ve farklı işlem şartlarında plazma ile oksitlenmiş 316L/Ti6Al4V alaşımına ait potansiyodinamik test sonuçları.....	66
Çizelge 4.3 İşlemsiz 316L, tabakalı 316L/Ti6Al4V yapı ve farklı koşullarda plazma oksidasyon işlemi yapılmış numunelerin elektrokimyasal empedans spektroskop test verileri.....	70

1.GİRİŞ

Gelişmiş ve gelişmekte olan toplumlarda insanların ekonomik olarak refah düzeyi giderek artmış ve bunun sonucunda ortalama yaşam sürelerinin arttığı görülmüştür. Fakat bireylerin yaşlılık veya çeşitli kazalar nedeniyle metal ortopedik eklem elemanlarına (örneğin kalça, diz ve diş implantları) ihtiyaçları geçmişe nazaran günümüzde daha önemli hale gelmiştir. Son yıllarda kalça ve diz değiştirme ameliyatları genç insanlarda dahi giderek yaygınlaşmış ve bu sayının 2030 yılına kadar %673 oranında büyüyerek 3.5 milyon kişiye ulaşması öngörülmektedir (Kremers et al. 2014).

İnsan vücudunda işlevini yitirmiş organların fonksiyonlarını yerine kazandırmak için yapılan uygulamaların tarihi oldukça eskidir. İlk uygulama örnekleri Mısır medeniyetindeki mumyalarda görülen yapay diş implantları ve yapay diş implantları sayesinde işlevini yitirmiş organların değiştirilebileceği veya geri kazandırılabilceğini göstermektedir. Tıbbi ameliyatlarda anestezinin kullanımıyla birlikte 19. yy'ın sonuna doğru biyomalzemelere olan ilgi artmıştır. Ayrıca 20. yy'ın başlarında X ışını ile insan vücudundaki hasarların yerleri tespit edilmiş ve bu da tedavi sürecine önemli katkılar sağlamıştır (Yetim 2009).

En yaygın olarak kullanılan biyouyumlu malzemeler Co-Cr-Mo alaşımları, 316L paslanmaz çelik, Titanyum(Ti) ve alaşımlarıdır. 316L paslanmaz çelik iyi mekanik özellikleri, kabul edilebilir biyouyumluluğu, yüksek yük taşıma kapasitesi ve korozyon direnci sayesinde biyomedikal uygulamalarda implant ve protez malzemesi olarak sıklıkla kullanılmaktadır (Zhao et al. 2016).

Ancak implant malzemesi olarak vücut sıvısı ile uzun süreli temas nedeniyle tribolojik özelliklerinin yetersiz kalması birçok uygulamada 316L paslanmaz çeliğin kullanımını sınırlandırmaktadır (Yazici et al. 2015). Ti ve alaşımları ise benzersiz biyouyumluluğu, ağırlığına oranla yüksek mekanik özellikleri, düşük elastisite modülü ve antimanyetik özellikleri sayesinde havacılık, savunma sanayi, biyomedikal mühendislik ürünleri ve implant olarak çok geniş kullanım alanına sahiptir (Okazaki and Gotoh 2005). Bahsedilen avantajlı özellikleri sayesinde CP-Ti (ticari saf titanyum) ve Ti6Al4V (Grade 5) genel olarak kemik vidaları, cerrahi operasyon aletleri, diz protezleri,

1. GİRİŞ

diş implant malzemesi olarak kullanılır. Yapılan çalışmalarda Ti ve alaşımları birçok olumlu özelliklere sahip olmasına rağmen tribolojik özelliklerinin yetersiz kalmasından dolayı farklı servis koşullarında kullanımlarının sınırlı olduğu görülmüştür (Yetim 2016).

Ti alaşımları genel olarak döküm, toz metalürjisi ve talaşlı imalat gibi geleneksel imal usulleriyle üretilir. Ti oldukça reaktif bir malzemedir ve oksit haldeyken parçalamak nispeten zordur ve bu nedenle geleneksel imalat işlemleri yorucu, zaman alan ve yüksek enerji maliyeti gerektiren proseslerdir. Ayrıca implant ve protez ürünleri insan kemikleri ve eklemleri ile birlikte çalıştığı için karmaşık geometri tasarımlarda da üretilmesi gerekmektedir. Ancak geleneksel imalat yöntemleri ile bu geometrileri imal etmek kolay değildir (Attar et al. 2017). Son yıllarda 3 boyutlu (3B) yazdırma teknolojisi önceleri plastik esaslı malzemelerin üretimine günümüzde ise çeşitli metal tozlarının tabaka tabaka serilerek üretimine olanak sağlamaktadır. Seçici lazer ergitme(SLE) bir ürünün bilgisayar kontrollü lazer ışını kullanılarak koruyucu bir atmosfer altında seçilmiş bölgede yer alan toz tabakalarının tabaka tabaka serilip ergitilmesiyle ürün oluşturmayı sağlayan imalat yöntemidir. Bu işlemde yüksek yoğunluklu lazer ışını bir tabakayı oluşturmak üzere serilen parçacıkları eriterek, bir toz yatağını seçici olarak tarar. Daha önce oluşan tabakanın üstüne yeni bir toz tabakası serilir ve parça tamamen oluşuncaya dek bu işlem devam eder (Gu et al. 2012). Geleneksel üretim yöntemleri ile kıyaslandığında SLE, neredeyse geometrik kısıtlamalar olmaksızın hızlı malzeme üretime, yalnızca ürünün olduğu bölgeler tarandığı için malzeme tasarrufu ve CAD modeline dayalı doğrudan üretim gibi geniş bir avantaj yelpazesi sunmaktadır (Zhang et al. 2011 ; Fukuda et al. 2011). Ayrıca bu teknik titanyum gibi geleneksel yöntemlerle ürün elde edilmesi zaman ve maliyetli olan malzemelerin üretimi ile uyumludur. Bu sayede SLE ile karmaşık geometrilere sahip fonksiyonel implantların üretimi oldukça gelişmekte ve giderek yaygınlaşmaktadır. Ancak biyomalzemelerin kemik özelliklerine yakın mekanik özelliklere sahip olması gerekmektedir. Vücut sıvısı içerisinde dahil edilen implantların kemik büyümesi, kemik apozisyonu, kemik rejenerasyonu, doku uyumu ve osseointegrasyon gibi biyoişlevsel özellikleri sağlama gerekmektedir (Yavari et al. 2014). Bu nedenle biyomedikal malzemelerin yüzeyi genellikle biyolojik ve mekanik performansının iyileşmesi için yüzey mühendisliği teknikleri kullanılarak işlenmektedir (Castner et al. 2002). Titanyum ve alaşımları ağırlığına oranla yüksek mukavemeti, iyi yorulma ömrü, mükemmel korozyon direncine sahip olmasına rağmen

1. GİRİŞ

tribolojik özelliklerinin yetersiz olmasından dolayı düşük aşınma performansı gösterir bu da osteolitik(kemik erimesine) ve hatta ilerleyen aşamalarda implant kaybına neden olmaktadır (A. F. Yetim 2010 ; Kao et al. 2018).

Diğer malzemelerde olduğu gibi CP-Ti aşınma özellikleri de temel olarak yüzey özellikleri ile ilişkilidir. Bu nedenle CP-Ti malzemelerin mekanik, biyouyumluluk ve tribolojik özellikleri ısıtma işlemi, nitrüleme, lazer yüzey modifikasyonu, elmas benzeri karbon(DLC), fiziksel buhar biriktirme(PVD), iyon yerleştirme ve plazma oksidasyon gibi çeşitli yüzey iyileştirme proses işlemleri ile geliştirilir (Dong et al. 2000 ; Arslan et al. 2012 ; Xu et al. 2016).

Plazma ile termokimyasal yüzey işlemi gerçekleştirilen malzemelerde aşınma ve korozyon direnci gelişir, işlem sonrası oluşan iç yapının kontrolü işlem süresi ile kontrol edilmektedir. Ayrıca çevre dostu ve işlemler bittiğinde iş parçasında çarpılma gibi durumların oluşması düşüktür.

Literatürde yer alan çalışmalarda implant malzemesi olarak kullanılan biyomalzemelerin aşınma özelliklerinin gelişmesi için plazma oksidasyon yüzey işleminin uygulandığı görülmüştür. Çelik ve arkadaşları implant malzemesi olarak kullanılan CoCrMo alaşımını 600 ° C ve 800 ° C' de, 1 ve 5 saat süre ile % 100 O₂ ortamında plazma oksidasyon işlemi yapmış, daha sonra hem kuru hem de yapay vücut sıvısı içerisinde aşınma davranışını incelemiştir. Yapılan çalışma sonucunda CoCrMo numunelerin plazma oksidasyondan sonra aşınma dirençlerinin geliştiği gözlenmiş ve 800 ° C 5 saat oksitlenmiş numunelerin en düşük aşınma oranına sahip olduğu belirtilmiştir (Çelik et al. 2014).

Metalik biyomalzemelere uygulanan farklı oksidasyon işlemleri vardır. Plazma oksidasyon, termal oksidasyon, anodik oksidasyon, mikro ark oksidasyon bunlardan bazılarıdır. Plazma oksidasyon işlemi hızlı gerçekleşip ve yoğun ve uniform bir tabaka oluşturur (Lu et al. 2008). Lu ve arkadaşları 250 ° C ve 550 ° C 2 saat süre ile %100 O₂ ortamda plazma oksidasyon işlemi yapmıştır. Yapılan çalışmada süre sabit tutulup plazma gücü artırılmış ve bu sayede sıcaklık 2 katına çıkarılmıştır. Çalışma sonucunda oksit tabaka kalınlığının 4 kat arttığı görülmüştür. Plazma oksidasyon işleminde vakum şartları oluşturulup havanın ortamdaki uzaklaştırılıp içeriye oksijen gönderimi ile gerçekleşir. Ti6Al4V alaşımına anodik, termal ve plazma oksidasyon işlemlerinin uygulandığı bir çalışmada anodizasyon işlemi 10 ° C

1. GİRİŞ

sıcaklıkta H_2SO_4 / H_3PO_4 çözeltisinde, 200 V 'da 900 saniye, termal oksidasyon fırın içinde $800^\circ C$ ve plazma oksidasyon işlemi ise $600^\circ C$ 'de 6 saatlik sürede ortama %100 O_2 verilerek yapılmıştır. Çalışma sonunda anodizasyon sonrası anataz fazda TiO_2 , plazma ve termal oksidasyonlar sonunda ise anataz ve rutil fazlara sahip TiO_2 yapılar oluşmuştur. Yapılan tüm oksidasyonlardan elde edilen verilere göre $Ti6Al4V$ alaşımının yüzeyinde TiO_2 yapıların varlığı işlemsiz $Ti6Al4V$ numunelere göre sertlikte artış ve aşınma direncinde iyileşmeye neden olduğu belirtilmiştir (Alsaran 2008).

Plazma işleminde ortam atmosferik havadan uzaklaştırıldıktan sonra vakum ortamına tek tip gaz veya gaz karışımları birlikte gönderilebilir. Plazma nitrürleme işleminin yüzey sertliği ve aşınma ile olan ilişkisinin incelendiği bir çalışmada CoCrMo alaşımına 600 ve $800^\circ C$ arasındaki sıcaklıklarda %75 N_2 -%25 Ar gaz karışımı birlikte verilmiş ve farklı sürelerde nitrürleme yapılmıştır. Pim-disk aşınma testleri ile aşınma testleri yapılmış ve aşınma direncinin sıcaklık ve işlem süresi ile arttığı tespit edilmiştir (Çelik et al. 2008).

Geleneksel yöntemlerle üretilmiş $Ti6Al4V$ alaşımına farklı difüzyon proseslerinin uygulandığı bir başka çalışmada aynı süre ve sıcaklık parametrelerinde plazma nitrürleme, plazma oksidasyon ve oksinitrürleme işlemleri uygulanmış ve aşınma sonuçları karşılaştırılmıştır. Yapılan çalışmada nitrürleme işleminden sonra TiN ve Ti_2N , oksidasyondan sonra TiO_2 ve oksinitrürlemeden sonra TiN , Ti_2N ve TiO_2 yapıları yüzeyler elde edilmiştir. İşlem sonunda aşınma direncinin arttığı ve sertlik özelliklerinin geliştiği görülmüştür. Oksinitrürleme sonrası elde edilen tabakalı yapı en iyi aşınma ve korozyon direncini göstermiştir (Yetim et al. 2009).

İmplant malzemesi olarak kullanılan $Ti6Al4V$ alaşımına plazma nitrürleme yapılmış çalışmada nitrürleme süresi ve sıcaklığın artması ile TiN ve Ti_2N yapılarının oluşumunun arttığı görülmüş ve aşınma testlerinden sonra nitrürleme işleminin sürtünme katsayısını önemli derecede değiştirmedeği bu duruma rağmen aşınma direncinin arttığı belirtilmiştir (Yildiz et al. 2008).

Çift katmanlı yüzey işlemlerinin $Ti6Al4V$ alaşımının tribolojik özelliklerine etkisinin incelendiği çalışmada ilk olarak $750^\circ C$ 'de 2 saat %75 N_2 -%25 Ar gaz karışımında nitrürleme yapılmış daha sonra DLC film oluşturulmuştur. Tüm işlemler sonunda yüzey sertliğinin 4 ile 7 kat arasında arttığı, dupleks yapının en sert olduğu belirtilmiştir. Ayrıca plazma nitrürlenmiş ve Ti-DLC kaplı yapıya sahip $Ti6Al4V$ numunelerin en iyi aşınma performansına sahip olduğu açıklanmıştır (Yetim et al. 2010).

1. GİRİŞ

3 boyutlu (3B) yazdırma teknolojisi geçtiğimiz yıllarda plastik esaslı malzemelerin üretimine günümüzde ise çeşitli metal tozlarının tabaka tabaka serilerek üretimine olanak sağlamaktadır. Seçici lazer ergitme(SLE) bir ürünün bilgisayar kontrollü lazer ışını kullanılarak koruyucu bir atmosfer altında seçilmiş bölgede yer alan toz tabakalarının tabaka tabaka serilip ergitilmesiyle ürün oluşturmayı sağlayan imalat yöntemidir. Bu işlemden yüksek yoğunluklu lazer ışını bir tabakayı oluşturmak üzere serilen parçacıkları eriterek, bir toz yatağını seçici olarak tarar. Daha önce oluşan tabakanın üstüne yeni bir toz tabakası serilir ve parça tamamen oluşuncaya dek bu işlem devam eder (Gu et al. 2012). Geleneksel üretim yöntemleri ile kıyaslandığında SLE, neredeyse geometrik kısıtlamalar olmaksızın hızlı malzeme üretime, yalnızca ürünün olduğu bölgeler tarandığı için malzeme tasarrufu ve CAD modeline dayalı doğrudan üretim gibi geniş bir avantaj yelpazesi sunmaktadır (Zhang et al. 2011 ; Fukuda et al. 2011). Ayrıca bu teknik titanyum gibi geleneksel yöntemlerle ürün elde edilmesi zaman ve maliyetli olan malzemelerin üretimi ile uyumludur. Bu sayede SLE ile karmaşık geometrilere sahip fonksiyonel implantların üretimi oldukça gelişmekte ve giderek yaygınlaşmaktadır. Ancak biyomalzemelerin kemik özelliklerine yakın mekanik özelliklere sahip olması gerekmektedir. Vücut sıvısı içerisinde dahil edilen implantların kemik büyümesi, kemik apozisyonu, kemik rejenerasyonu, doku uyumu ve osseointegrasyon gibi biyolojik özellikleri sağlaması gerekmektedir (Yavari et al. 2014). Bu nedenle biyomedikal malzemelerin yüzeyi genellikle biyolojik ve mekanik performansının iyileşmesi için yüzey mühendisliği teknikleri kullanılarak işlenmektedir (Castner et al. 2002).

Seçici lazer ergitme, döküm ve sıcak presleme ile üretilen biyomedikal Ti6Al4V alaşımının tribolojik özellikleri kıyaslamalı olarak incelenmiştir. Çalışma sonunda SLM ile üretilen Ti6Al4V' nin 370-380 HV sertlikle en yüksek sertlik değerine sahip olduğu buna ek olarak diğerlerine göre en düşük aşınma oranına sahip olduğu görülmüştür. SLM ile üretilen Ti6Al4V'nin aşınma ve sertlik özelliklerinin gelişmiş olması hızlı soğuma sonucu oluşan α ve α' fazlara sahip olması ile açıklanmıştır. Ayrıca çalışma sonucunda en gelişmiş aşınma özelliklerine sahip biyomedikal implant malzemesi Ti6Al4V' nin SLM yöntemi ile üretilmesi önerilmiştir (Bartolomeu et al. 2017).

Wysocki ve arkadaşları SLE ile üretilen CP-Ti mikro yapı ve mekanik özelliklerini inşa yönüne bağlı olarak incelemiştir. Çalışma sonunda SLE ile üretilen

1. GİRİŞ

ürünlerin mekanik özelliklerinin inşa yönüne bağlı olarak değiştiğini gözlemlemişlerdir. Anizotropinin imal edilen ürünlerde mekanik özellikleri önemli oranda etkilediğini belirtmişlerdir (Wysocki et al. 2017).

Attar ve arkadaşları SLE ve döküm yöntemleri ile üretilen CP-Ti malzemelerin aşınma özelliklerini karşılaştırmalı olarak incelemiştir. SLE yapılı CP-Ti α' martenzitik yapılı, dökümle üretilen ise plakalı α kafes yapıya sahip olduğu SEM incelemelerinde görülmüştür. Yapılan aşınma testleri sonucunda SLM ve döküm ile üretilen CP-Ti' de benzer aşınma mekanizmaları gerçekleşmiş ancak yüzey sertliği daha yüksek, daha ince taneli martenzitik mikro yapıya sahip olan SLM ile üretilen CP-Ti daha iyi aşınma performansı sergilemiştir (Attar et al. 2015).

LENS, SLE ve döküm prosesleri ile üretilen CP-Ti 'nin mikroyapı özelliklerini kıyaslamalı olarak incelemiştir. Laser Engineered Net Shaping (LENS) ile üretilen numuneler α faz yapılı ince plakalı ve widmanstätten kusurlu yapıya sahip olduğu gözlenmiştir. Döküm ile üretilen CP-Ti ise ince taneli α fazda, SLE ile üretilenler ise α' iğnemsiz martenzitik faz yapısına sahip olduğu belirtilmiştir. LENS ve SLE ile üretilen numuneler üretim yönteminden dolayı daha yüksek soğuma hızına sahip oldukları gözlenmiştir. Çalışma sonucunda SLE ile üretilen numuneler hem daha ince mikroyapısı hem de martenzitik faz bileşenleri sayesinde diğerlerinden daha iyi mekanik özellikler gösterdiğini belirtmişlerdir (Attar et al. 2017).

Longhitano ve arkadaşları eklemeli üretim yöntemlerinden Direct Metal Laser Sintering (DMLS) ile Ti6Al4V alaşımını üretilen ısıtma sonrası korozyon davranışını incelemiştir. 850, 950 ve 1050° C'den oluşan 3 farklı işlem sıcaklığında ısıtma işlemi yapılmış ve yapının dönüşümleri gözlenmiştir. DMLS ile üretilen numuneler α' iğnemsiz martenzitik yapılı iken β dönüşüm sıcaklığı olan 995° C civarında α tane sınırları içerisinde β tanelerinin oluşumu görülmüştür. 1050 ° C ise $\alpha + \beta$ yapısı birlikte görülmüştür. Ayrıca 280° C anataz, 650° C ise rutil fazlar oluştuğu belirtilmiştir. Yapılan çalışma sonucu ısıtma işlem uygulamalarının kullanım yerine göre farklı mekanik ve gelişmiş korozyon özellikleri istenen implant uygulamalarında ek antibakteriyel ve osteojenik faydalar sağladığı için güçlü birer araç olacağı vurgulanmıştır (Longhitano et al. 2018).

1. GİRİŞ

Yavari ve arkadaşları SLE ile üretilen titanyum biyomalzemelerine ısıtma işlemi ve anodizasyon uygulamaları yapmış, yüzeyindeki kristal yapı ve nanotopografik özelliklerini incelemiştir. Yapılan çalışmada anataz fazdan rutile geçişin 500 ile 600 ° C arasında başladığını ve çoğunlukla 600° C'de tamamlandığı sonucuna varmışlardır. Bu sıcaklıkta anodizasyon ile elde edilen düzenli topografik özelliklerin büyük ölçüde bozulduğunu ve ısıtma işlemi süresinin 2 saati aşması durumunda ise yapının tamamen bozulduğunu belirtmişlerdir. Bunun sonucunda biyomateryalin hem kristal yapısının hem de nanotopografik özelliklerini için en uygun işlemin ısıtma işleme ihtiyaç duymadan anodizasyon olduğunu belirtmişlerdir (Yavari et al. 2014).

SLE ile üretilen Ti6Al4V alaşımlı implant malzemeleri ilk olarak 900 ° C'de nitrürlenmiş ve daha sonra magnetron sıçratma yöntemi ile ince filmler oluşturulmuştur. İşlemli ve işlemsiz numunelerin tribolojik özellikleri NaCl çözeltisi içerisinde incelenmiştir. Nitrüleme ve DLC kaplı çift katmanlı yapıya sahip Ti6Al4V tabakalı yapı en iyi korozyon direncine, en mükemmel biyoyumluluğa ve en gelişmiş aşınma direncine sahip olmuştur (Kao et al. 2018).

Yazıcı ve arkadaşları ise geleneksel yöntemlerle üretilmiş 316L paslanmaz çelik tabanlar üzerine eklemeli üretim yöntemlerinden SLE ile Ti tabaka oluşturmuş ve plazma nitrüleme işleminden sonra elde edilen Ti ve TiN yapının mekanik, tribolojik ve yapısal özelliklerini incelemiştir. Çalışma sonucunda yüzey işlemli numunelerin aşınma testlerinde sürtünme katsayısı değerlerinin daha düşük olduğunu gözlemlemiştir. Ayrıca tabakalı (dupleks) yapıların nitrülenmemiş yüzeylere sahip numunelere göre daha iyi korozyon direnci sergilediğini belirtmiştir (Yazıcı et al. 2018).

Biyomalzemelerin kullanımları medikal uygulamalara göre çeşitlilik göstermektedir. Bu çalışmadan önce literatürde yer alan çalışmalar incelendiğinde 316L paslanmaz çelik ve Ti6Al4V alaşımları implant uygulamalarında geniş bir payı oluşturduğu görülmektedir. İmplant malzemesi olarak kullanılan 316L paslanmaz çelik ve Ti6Al4V problemleri gidermek amacıyla ya birbirleri yerine kullanılmış ya da mevcut özellikleri modifiye edilerek daha kullanıma uygun hale getirilmiştir. Geleneksel yöntemlerle üretilen Ti ve alaşımları bir takım film kaplama işlemleri ile yüzey özelliklerinin geliştirilip kullanımına devam etmiştir. Literatürde bu iyileştirmeler

1. GİRİŞ

termokimyasal işlemler, elektrokimyasal kaplama, termal kaplama, iyon implantasyon ve plazma spey kaplama olarak sıranabilir ve bu yöntemlerle ince filmler oluşturulmaktadır. Ancak günümüzde mühendislik malzemelerinin en iyi fiyata ve en uygun servis performansına sahip olması istenmektedir. Eklemeli üretim yöntemlerinden SLE tabaka tabaka ergitme ile istenilen geometriyi elde etmeyi sağladığı için hem karmaşık geometrilerde ürünleri kolayca üretmeyi hem de farklı yapılaraya sahip tabakaların birbiri üzerine inşa edilmesini sağlamaktadır. Bu tez çalışmasında taban malzemesi olarak SLE ile üretilen kalça ve diz protezlerinde yaygın bir şekilde kullanılan, mükemmel korozyon direncine sahip ve diğer biyomalzemelere oranla daha ekonomik 316L paslanmaz çelik, üst tabakada ise taban malzemesi üzerine SLE ile üretilen uzun süreli implant uygulamalarında çok iyi biyouyumluluğa sahip, kimyasal reaksiyon eğilimi düşük, ferromanyetik özellik göstermeyen, düşük elastisite modülüne sahip, yoğunluğu hafif, alerjik özelliği az olan, korozyon direnci yüksek ve daha maliyetli Ti6Al4V kullanılmıştır. Yüzeyde Ti6Al4V kullanılması hem bahsedilen özelliklerden yararlanmak hem de yorulma hasarlarının çatlak yüzeyinden başladığı göz önünde bulundurularak yorulma çatlak başlangıç ve ilerlemesinin gecikmesi hedeflenmiştir. 316L/Ti6Al4V tabakalı yapıyı oluşturan her iki biyomalzeme yüksek korozyon direncine sahip olmalarına rağmen, tribolojik özelliklerinin yetersizliğinden implant olarak kullanım esnasında aşınma hasarlarına neden olur (Yetim 2016). Aşınma hasarı sonucu metabolizmada iltihaplanma ve ilerleyen sürede kemik kayıplarına neden olabilir. Bu hasarların oluşumunu engellemek veya implant malzemelerinin kullanım ömrünü arttırmak için SLE ile üretilen 316L/Ti6Al4V tabakalı yapıya plazma oksidasyon işlemi işlemi yapılmıştır. SLE ile üretilen 316L/Ti6Al4V tabakalı yapı %100 O₂ ortamında 650 °C ve 750 °C 'de 1 ve 4 saat süre ile plazma oksitlenmiştir. Yüzey işlemi uygulanmış malzemelerin yapısal, mekanik ve tribolojik özellikleri karşılaştırılmıştır.

2.KAYNAK ÖZETLERİ

2.1. Biyomalzemeler

Mühendislik uygulamaları teknolojik gelişmelerden hızlı bir şekilde etkilenmiş ve malzeme biliminde de insan sağlığı ile ilgili uygulamalar artmıştır. Biyomalzeme kavramı ilk olarak 20. yy. ortaya çıkmış ve insan vücudunda görevini yerine getiremeyen doku veya organların işlevlerini yerine getirmek ve desteklemek amacıyla kullanılan, sürekli veya belirli aralıklarla vücut ile temas eden (ortopedik, protez, diş, plaka gibi) yapay veya doğal malzemelere denir(Taftali 2018). Biyomalzemelerin kullanım alanları yukarıda belirtildiği üzere geniş olduğu için birçok özellik bulundurması ve bu özellikleri optimum düzeyde sağlaması beklenmektedir. Biyomalzemelerin sahip olması gereken özellikler aşağıdaki gibi sıralanabilir;

- Gelişmiş biyoyumlulukta olmaları (canlı ve cansız doku uyumu)
- Vücutta aleji, toksik ve kanserojen özellikler göstermemeli
- Gelişmiş mekanik özelliklere sahip olması
- Yorulma ömürlerinin yeterli olması
- Kullanım kolaylığı sağlaması bakımından ağırlık ve yoğunluk seviyesine sahip olmalı
- Çalışma ortamında kimyasal açıdan inert ve stabil olmaları
- Vücut sıvıları ile şekil değişimi oluşturmamalı (şişme, büzülme gibi)
- Korozyon özelliklerinin gelişmiş olması
- Mekanik etkiler ve etkileşimle aşınma problemleri yaşamaları
- Metabolizmada zarara neden olacak zehirli ürünler salgılamamaları
- Kolayca temin edilebilme ve geniş ölçüde fabrikasyon özellikleri
- Ekonomiklik
- Kullanım yerine göre uygun geometrik özelliklerde olmaları
- Doku ile temasında değişken kalınlıkta fiberimsi doku tabakası oluşturma
- İltihaplanma, pıhtı oluşumu gibi reaksiyonlar gerçekleştirilmeme
- Hasar oluşumu sonrası onarılabilir olma
- Enzim, doku, hücre gibi metabolizma birimlerinde uygun uyumda olmaları beklenmektedir.

2. KAYNAK ÖZETLERİ

Biyomalzemeler farklı tür malzeme gruplarından ya da farklı tür malzeme gruplarının birleşiminden oluşmaktadır. Biyomalzemeler malzeme biliminde incelenen metaller, seramikler, polimerler, kompozitler ve dokulardan elde edilebilen kolajen esaslı olarak gruplandırılabilir.

Biyomalzemeler kısaca özellikleri bakımından değerlendirilecek olursa; polimerler esnek ve kolay üretilebilmeleri bakımından avantajlıdır. Yapay kalp kapakçıkları ve kataterlerde kullanılır. Ancak mekanik etkilere karşı dayanımları düşüktür ve zaman geçtikçe deforme olurlar. Seramikler ise biyoyumluluk özellikleri yüksek, kimyasal olarak inert oldukları için reaksiyon oluşturmeyen avantajlı özelliklere sahiptir fakat oldukça gevrek ve imal edilmeleri zordur. Kompozit malzemeler ihtiyaca göre üretilme ve yeterli mukavemet özellikleri göstermeleri bakımından avantajlı olmalarına karşın üretim prosesleri oldukça karmaşıktır. Metal esaslı biyomalzemeler eklemler, kemik plakaları, diş implantları ve iç kulak kanalları başta olmak üzere yaygın kullanım alanına sahiptir. Yüksek mukavemetleri, dayanım ve sünek olmaları bakımından en çok tercih edilen biyomalzemeler olarak değerlendirilir ancak dokulara göre çok sert olma, yüksek yoğunluk, vücut sıvısı içerisinde ortam koşullarından dolayı korozyona uğrama, alerjik doku reaksiyonlarına neden olabilecek metal iyon salınımına neden olan problemleri vardır(Castner et al. 2002).

Biyomalzemelerin implant olarak kullanımlarında temelde başarısı vücut ile implantın reaksiyonuna bağlıdır. Reaksiyonun durumu ve şiddeti malzemenin biyoyumluluğunun ölçüsüdür. İmplant malzemesinin vücut içindeki bozunması ve vücudun implanta tepkisi biyoyumluluğu etkileyen en önemli faktörlerdir. İmplant malzemesi insan doku ve akışkanları (kan, vücut ve tükürük sıvısı gibi) ile ilişkisinde bazı reaksiyonlar meydana gelir ve bunlar için laboratuvar ortamında hücre kültüründe yapılan testler in vitro, canlılar veya denekler üzerinde yapılan testler ise in vivo olarak değerlendirilir. Ayrıca implant malzemesinin yüzeyinin birlikte çalıştığı kemik, doku ve organlarla bütünleşmesine ise osseointegrasyon denir(Geetha et al. 2009). Biyomalzemelerin kemikle bütünleşmesi önem arz etmekte ve bunun gerçekleşmesi de uygun malzeme seçimine, yüzey kimyasına, yüzey pürüzlülüğüne ve malzeme porozitesine bağlıdır(Mattei et al. 2011).

2.1.1.Metalik Biyomalzemeler

Fiziksel yaralanmalar, doğuştan var olan bedensel engeller ya da eklemlerde oluşan iltihaplanmalar (artrit) gibi durumlarda ihtiyaç duyulan ortopedik protezler genellikle kalça ve diz için kullanılan protezler olup bu protezlerin kullanıldıkları yerlerden kaynaklı olarak mekanik özelliklerinin gelişmiş seviyelerde olması gerekir. Ortopedik protezler yüksek gerilmeler karşısında dayanıklı olmalıdır. Bu nedenlerden dolayı kalça, diz, dirsek gibi gerilmelere maruz kalan yük taşıyan vücut eklem protezleri metalik biyouyumlu malzemelerden imalatı tercih edilir(Zhu et al. 2016). Ayrıca bu malzemelerin tekrarlı yükler altında yüksek çevrim sayılarından sonra hasara uğramaları tercih edilmelerine bir başka etkidir.

İnsan vücudunda kullanılan ilk metal esaslı malzeme vityum çeliğidir. Kemikteki kırıldak yapılarda plaka ve vida olarak kullanılmıştır. İlk yapılan uygulama sonrası testlerde vityum çelik esaslı protezlerin iltihaplanma ve vücut dokusu ile birlikteliği sonucu oluşan korozyonun ciddi problemlere neden olduğu gözlenmiştir. Günümüzde ise teknolojik gelişmeler farklı metallere farklı üretim yöntemlerinden çeşitli biyomalzemelerin gelişmesine ve kullanılmasına olanak sağlamaktadır(Castner et al. 2002; Yetim 2009).

Metal esaslı implant malzemeleri başlıca şunlardır;

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

2.1.2.316L Paslanmaz Çelik

1800'lü yıllarda Fransız metalürjist demir-krom alaşımlarının korozyona karşı direncini keşfetmiştir. Ancak günümüzdeki gibi gelişmiş işlem koşullarının olmaması uygulamaların 1913 yılında tüfek namlularının gelişimi için yapılan çalışmalarda ilk

2. KAYNAK ÖZETLERİ

ortaya çıkmıştır. 1920'lerde ise 18-8 olarak nitelendirilen (304) östenitik paslanmaz çelikler ortaya çıkmış ve 1930'lı yıllardan itibaren giderek kullanımını artmış ve günlük hayatımızda önemli bir yere sahip olmuştur. Yapısında en az %10,5 krom elementi içeren demir-karbon alaşımları paslanmaz çelik olarak değerlendirilir. Yapıdaki krom çeliğin paslanmasını engelleyen temel elementtir. Korozyona karşı dirençli çeliklerde yapının %12'sinden fazla krom (Cr) bulunur. Yapı içerisinde kromun en az %12 olması istenirken krom oranının %28 'i geçmesi durumunda paslanmaz çeliğin korozyon direncinin artması için yapısına Molibden (Mo) eklenmiş ve 0,08 karbon (C) içeriğe sahip olan 316 paslanmaz çeliğinin karbon oranı 0,03'e düşürülerek 316L tipi paslanmaz çelik elde edilmiştir(Yetim 2009).

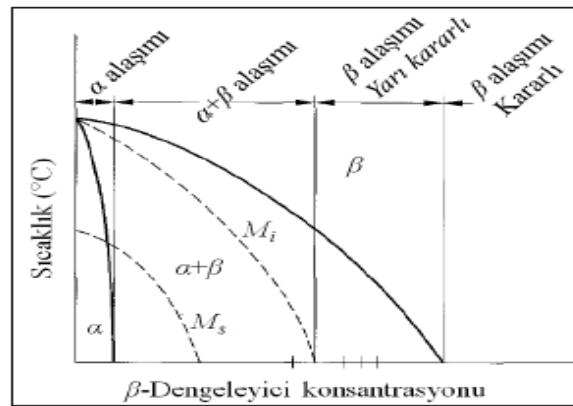
316L tipi paslanmaz çeliğin yapısında genel olarak %60-65 demir (Fe), %17-19 oranında Cr, %12-14 oranında nikel (Ni) ve düşük miktarda nitrojen (N), Mangan (Mn), Mo, Fosfor (P), silikon (Si) ve Sülfür (S) bulunmaktadır(Pasinli 2004). Yapıda bulunan Ni ve Mo korozyon direncini artırır. Ayrıca yapıda yer alan karbon paslanmaz çelikte paslanma direncine zarar verir. Sıcak şekil verme ve yüksek sıcaklarda yapılan ısıl işlemleri gibi üretim aşamalarında karbon matris yapıda krom ile tepkimeye girerek homojen olmayan mikro yapı olan krom karbürlerin oluşmasına ve matris yapıda krom içeriğinin azalmasına neden olur(Teoh 2014).Paslanmaz çelikler kristal yapılarına göre üç kategoride sınıflandırılabilir. Ferritik (hacim merkezli kübik), östenitik (yüzey merkezli kübik) ve martenzitik (tetragonal) olarak değerlendirilir. Östenitik paslanmaz çelikler ferromanyetik değildir. Korozyon direnci, dayanıklılık ve işlevsellik açısından daha özelliktedir. Yapıda nikel ana alaşım elementidir. 316L paslanmaz çelik 17Cr, 8Ni, 2Mo ve krom tükenmesini engellemek için çok düşük miktarda yapısında karbon bulundurur. 'L' ifadesi bu nedenle eklenir.

316L en çok yapay diz ve kalça protez uygulamalarında kullanılmaktadır. Diğer metalik implantlara göre ekonomikliği, mükemmel korozyon direnci ve kabul edilebilir biyoyumluluğu önemli avantajlarıdır. Ancak yapısındaki Ni ve Cr uzun süre vücutta kalması sonucu toksik etkiye neden olmakta ve gelişmiş korozyon direncine rağmen zayıf tribolojik özellikleri aşınma ve yorulmanın önemli olduğu uygulamalarda kullanımını sınırlamaktadır. Ayrıca 316L paslanmaz çeliğin elastisite modülünün kemiğe göre yüksek olması da protezlerde gevşemeye neden olmaktadır (Geetha et al. 2009).

2.1.3. Titanyum ve Alaşımları

Titanyum ilk olarak 18. Yy. 'da İngiltere'de nehirden ilmenet (FeTiO_3) (manyetik demir tozu) çıkarmak için mıknatıs kullanan William Gregor tarafından keşfedildi. Mıknatısla çıkarılan cevherden hidroklorik asitle siyah tozdan demiri çıkarmış ve yapıda geriye kalan titanyumun oksidi olmuştur. 1795'de rutil (TiO_2) faz Heinrich Klaproth tarafından analiz edilmiş ve Gregor 'dan daha farklı bir oksit yapısını tanımlamıştır. Klaproth bu yapıya Yunan mitolojisindeki Titan 'lardan esinlenerek Titanyum adını vermiştir (Lütjering G.2003). 2. Dünya savaşı sonuna kadar savunma sanayi uygulamalarında kullanılan titanyum alaşımları 1950'li yıllardan itibaren implant malzemeleri olarak uygulamalarda başarılı sonuçlar vermesiyle diş hekimliği implant tedavilerinde ve kalça-protez uygulamalarında kullanılmaya başlamıştır (Geetha et al. 2009).

Titanyum ve alaşımları düşük sıcaklıkta hegzagonal sıkı paket (HSP) kristal yapılı alfa (α) fazında, yüksek sıcaklıklarda ise hacim merkezli kübik (HMK) yapılı titanyum beta (β) fazındadır. 882 °C ve üzeri sıcaklıklarda HSP α -Ti HMK yapılı β -Ti' ye allotropik dönüşüm gerçekleştirir. Hacim değişimi yaklaşık % 0,1' dir. Farklı sıcaklıklarda titanyum ve alaşımları α , β ve $\alpha+\beta$ şeklinde sınıflandırılır. Düşük sıcaklıklarda alfa-ti, yüksek sıcaklıklarda beta-ti olarak adlandırılır. Vanadyum, niyobyum gibi β fazı dengeleyici yüksek içerikteki elementler Ti6Al4V gibi $\alpha+\beta$ fazları alaşımlarını üretir. (Verstryngge et al. 2003).



Şekil 2.1. Ti alaşımları faz diyagramı (Verstryngge et al. 2003)

2. KAYNAK ÖZETLERİ

Ticari saflıkta titanyum (CP-Ti) ağırlıkça % 98,9-99,6 CP-Ti içeren düşük yoğunluklu, yüksek süneklilikte, işlenebilme yetenekli, mükemmel korozyon direncine sahip yüksek mukavemet gerektirmeyen uygulamalarda kullanılan α titanyumun tamamıdır. İçeriğinde Fe ve C, O, N, H gibi arayer elementleri bulunur. O içeriği sınıf ve mukavemetini belirler Kalp pili kılıfları, diş implantları-vidaları ve ventriküler yardımcı cihaz koruyucuları olarak kullanılır. Alfa (α) Fazlı Ti alaşımları içeriğinde alüminyum, kalay veya zirkonyum içermekte ve sıfırın altındaki düşük ve yüksek sıcaklık şartlarında tercih edilir. Alfa'ca zengin alaşımlar genellikle $\alpha+\beta$ ve β alaşımlara göre sürünmeye karşı daha dirençlidir. Alfa yapılı CP-Ti mukavemetinin sınırlı olmasına rağmen çok iyi korozyon direnci gösterir. (Laoui et al. 2006).

Alfa-beta alaşımları α fazda çözünebilir elementlerin bir ya da daha fazla β dengeleyicilerinin yapıya dahi edilmesiyle elde edilir. Alfa-beta alaşımlarının yaşlandırma işlemi ile mukavemet özellikleri geliştirilebilir. Ayrıca $\alpha+\beta$ alaşımları her iki faza da sahip olduğundan dolayı daha iyi mukavemet gösterir. Ti6Al4V (Grade 5) ve Ti6Al4V ELI 'extra low interstitials' (Grade 23) (ekstra düşük çatlak) benzer özelliklere sahip en yaygın kullanılan alaşımlardır. Ti6Al4V ELI (Grade 23) içeriğindeki demir, karbon, nitrojen ve oksijenin azaltılmasıyla elde edilir. Bu sayede ekstra düşük çatlak oluşumu, gelişmiş süneklilik ve daha iyi kırılma tokluğuna sahiptir. Ti6Al4V yüksek mukavemeti, çeliğe göre %45 daha hafif olmasını sağlayan düşük yoğunluğu ve mükemmel korozyon direnci nedeniyle yüksek performans gerektiren savunma sanayi, ortopedi, otomotiv, havacılık, spor aletleri, denizcilik, gaz türbinleri ve uzay araçlarında kullanılmaktadır (Preez 2019). Ti6Al4V alaşım içeriğinin %6 alüminyum, %4 vanadyum ve geri kalanını titanyum oluşturur. Ti6Al4V alaşımı elastisite modülünün düşük oluşu, yüksek çekme ve yorulma dayanımını ve biyouyumlu yapısı sayesinde yük taşıyıcı cerrahi implant elemanları olan diz ve kalça implantlarında kullanılır. Isıl işleme sertleştirilebilir ve şekillendirilebilir.

Yapıya dahil edilen vanadyum, niyobyum ve molibden gibi geçiş elementlerini içeren beta alaşımları α ' dan β ' ya faz geçiş sıcaklığını azaltma eğilimi gösterir ve bu da HMK yapılı fazın gelişimini etkiler. Alfa alaşımına göre β daha geniş bir sıcaklık aralığında mükemmel işlenebilirliğe sahiptir.

2. KAYNAK ÖZETLERİ

Titanyum alaşımları paslanmaz çeliklerde olduğu gibi yüzeylerini kaplayan pasif oksit film (TiO_2) film tarafından korunur. Yapışkan ve kararlı pasif oksit film yüksek korozyon direncine sahip olduğu için titanyum alaşımları CoCrMo ve çeliklere göre daha yüksek korozyon direncine sahiptir. Ayrıca titanyum yüzeyindeki oksit tabaka homojen ve yoğun olduğundan yapı dokularla etkileşime girmez ve herhangi bir hasar sonrası kendini yenileyebilmektedir. Ayrıca titanyumun çelik ve CoCrMo'ye göre elastisite modülünün düşük olması ve kemiğinkine yakınlığı korozyon direncini ve biyouyumluluğunu olumlu şekilde etkileyen özelliklerindedir.

Titanyum ve alaşımları bahsedilen tüm büyük avantajlara rağmen bir takım olumsuz özellikler sergilemektedir. Titanyum ve alaşımları düşük sertlik özelliklerinden dolayı düşük aşınma ve düşük kayma direncine ve bunlarla birlikte zayıf tribolojik özelliklere sahiptir. Bahsedilen özelliklerdeki yetersizlikler uzun süreli kullanımlarda biyomalzemelerin hasara uğramasına ve hatta cerrahi müdahaleye ihtiyaca neden olmaktadır. Ayrıca Ti6Al4V alaşımından imal edilen implantlar uzun süreli kullanımlarda Al ve V iyonlarının salınımına neden olmakta ve Alzheimer gibi nörolojik hastalıklara neden olduğu belirlenmiştir(Verstrynge et al. 2003; Geetha 2009).

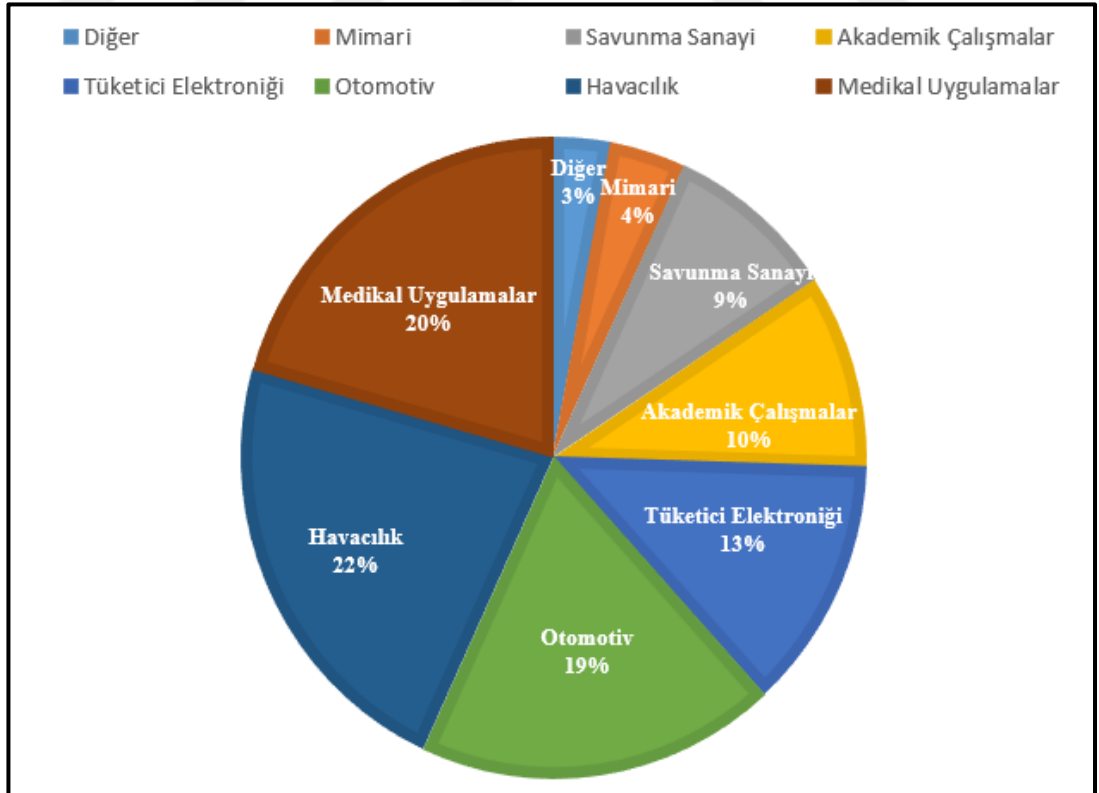
Çizelge 2.1.'de kemik, titanyum ve diğer metalik biyomalzemelerin bazı mekanik özellikleri verilmiştir(Tie- 2012).

Çizelge 2.1.Kemik ve metalik biyomalzemelerin bazı mekanik özellikleri

Malzeme	Elastisite Modülü (GPa)	Akma Mukavemeti (MPa)	Çekme Mukavemeti (MPa)	Yorulma Dayanımı (MPa)
Kemik	15-30	30-70	70-150	-
Paslanmaz çelik	190	221-1213	586-1351	241-820
Co-Cr alaşımı	210-253	448-1606	655-1896	207-950
Titanyum (Ti)	110	485	760	300
Ti6Al4V	116	896-1034	965-1103	620

2.2.Eklemeli Üretim

Eklemeli üretim, katmanlı üretim veya hızlı prototipleme üç boyutlu modellenmiş verilerin katmanlar ya da tabakalar halinde toz veya tel gibi hammaddelerle kademeli olarak birleştirilmesiyle ürünlerin oluşturulduğu imalat yöntemidir. Geleneksel imalat yöntemlerinden talaş kaldırmada son parça geometrisi parçalar halinde çıkarılarak elde edilmektedir. Dökümde maça, yolluk, kalıp imalatı gibi birçok uygulama adımına ihtiyaç vardır. Eklemeli üretim yöntemleri tüm bu ara uygulama işlemlerine ihtiyaç duymadan pratik, daha hafif ve en önemlisi üretilemez denilen karmaşık geometrilerin tabakalar halinde üretimine olanak sağlamaktadır. Bu yöntem ile bilgisayarda modellenmiş ve tabakalar halinde dilimlenmiş geometrinin ilgili bölgelerine yüksek enerjili lazer ışını veya elektron demeti gönderilerek ya da sinterleme işlemi ile plastik, seramik, kompozit ve metalik malzemeler üretilebilmektedir (Beyer 2014). Geleneksel yöntemlerle temel fark katkı, ekleme gibi ifadelerin çıkarmadan farklı olmasıdır. Eklemeli üretim yöntemlerinde üretim tabaka tabaka gerçekleştiği için hem karmaşık geometriler hem de karmaşık kafes yapılara sahip ürünler üretilebilmektedir.



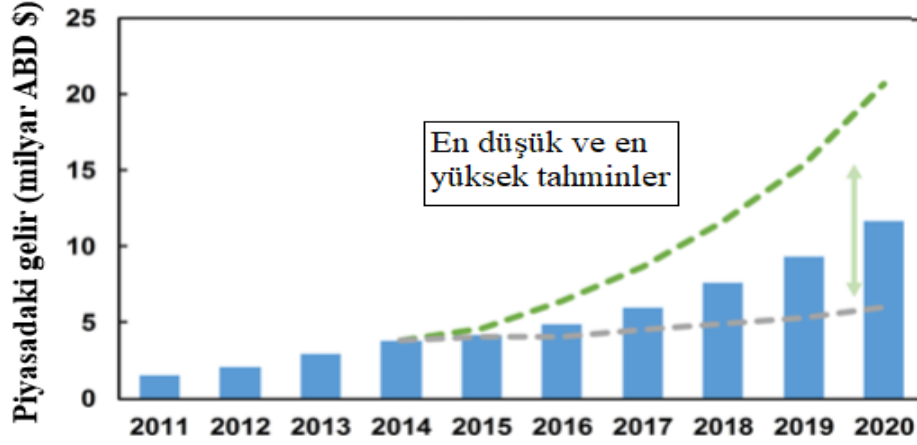
Çizelge 2.2 Eklemeli üretim yöntemleriyle ürünlerin yüzdeleri dağılımı(Beyer 2014)

2. KAYNAK ÖZETLERİ

Eklemeli üretim yöntemleri birçok farklı sektöre hizmet sağlayacak ürünler sunmaktadır. Günümüzde eklemeli üretim diğerlerine göre en az mimari uygulamalarda kullanılırken yoğun olarak otomotiv, havacılık, medikal, dental ve tüketici elektroniği ürünlerinde kullanılmaya başlamıştır. Eklemeli üretim yöntemleri ile elde edilen ürünlerin yüzdelik olarak dağılımı çizelge 2.2' de yüzdelik olarak dağılımı verilmektedir (Lee et al. 2017).

3 boyutlu (3B) yazdırma teknoloji günümüzde giderek yaygınlaşmakta ve geleneksel imalat yöntemlerine göre daha üretime zor olan karmaşık geometrilerde çok daha yüksek kalitelere sahip ürünler oluşturulmaktadır. Eklemeli üretim yöntemleri talaşlı imalatta ve daha sonrasındaki işlemlerden herhangi bir şekilde oyma, kanal açma, delik delme gibi operasyonlar olmayacağından yaklaşık %50 oranında malzeme tasarrufu sağlanmaktadır(Attar et al. 2017). Ek olarak talaşlı takım tezgâhlarında işlem sonrası oluşan talaşlar geri kullanıma mümkün vermeden atık malzemesi olmasına rağmen eklemeli üretim yöntemlerinde kullanılan tozlar tekrar tekrar kullanılabilir. Bu teknoloji günümüzde giderek gelişmekte ve imal edilen ürünlerin kalitesi giderek artmaktadır. Ağırlıktaki azalma havacılık, otomotiv, savunma sanayi gibi birçok farklı endüstrilerde kullanım kolaylığı ve enerji tasarrufu sağlamaktadır. Tersine mühendislik uygulamalarında prototip üretimini daha kısa sürede gerçekleştirip gerekli testlerin uygun deneysel koşullarda yapılmasını sağlamaktadır. Ayrıca tıp ve diş hekimliği alanında biyomedikal implant ve protezlerin kişiye özel geometrilerde dizayn edilmesini ve farklı boyut ve porozitelere sahip karmaşık yapıların farklı doku, organ ve kemiklerdeki biyouyumluluğu da olumlu şekilde etkilediği görülmektedir (Murr et al. 2009).

Günümüzde endüstri 4.0 devrimi ile birlikte günün her saati otomatik olarak üretim yapan fabrikalar sürekli üretim yapmakta eklemeli üretimle imal edilen parçaların gündelik hayatta kullanımı artmakta ve bu ürünlerin yıllar içinde farklı sektörlerde hizmet vermesi beklenmektedir. Eklemeli üretimin 1990'lı yılların başında 0,25 milyar dolar seviyesinde iken 2020 yılına gelindiğinde 20 milyar dolar seviyesine gelmesi tahmin edilmektedir (Lee et al. 2017). Çizelge 2.3 'de eklemeli üretim ürünlerinin piyasa verilerinin yıllara göre dağılımı verilmiştir.



Çizelge 2.3. Eklemeli üretimin yıllara göre piyasa verileri(Lee et al. 2017)

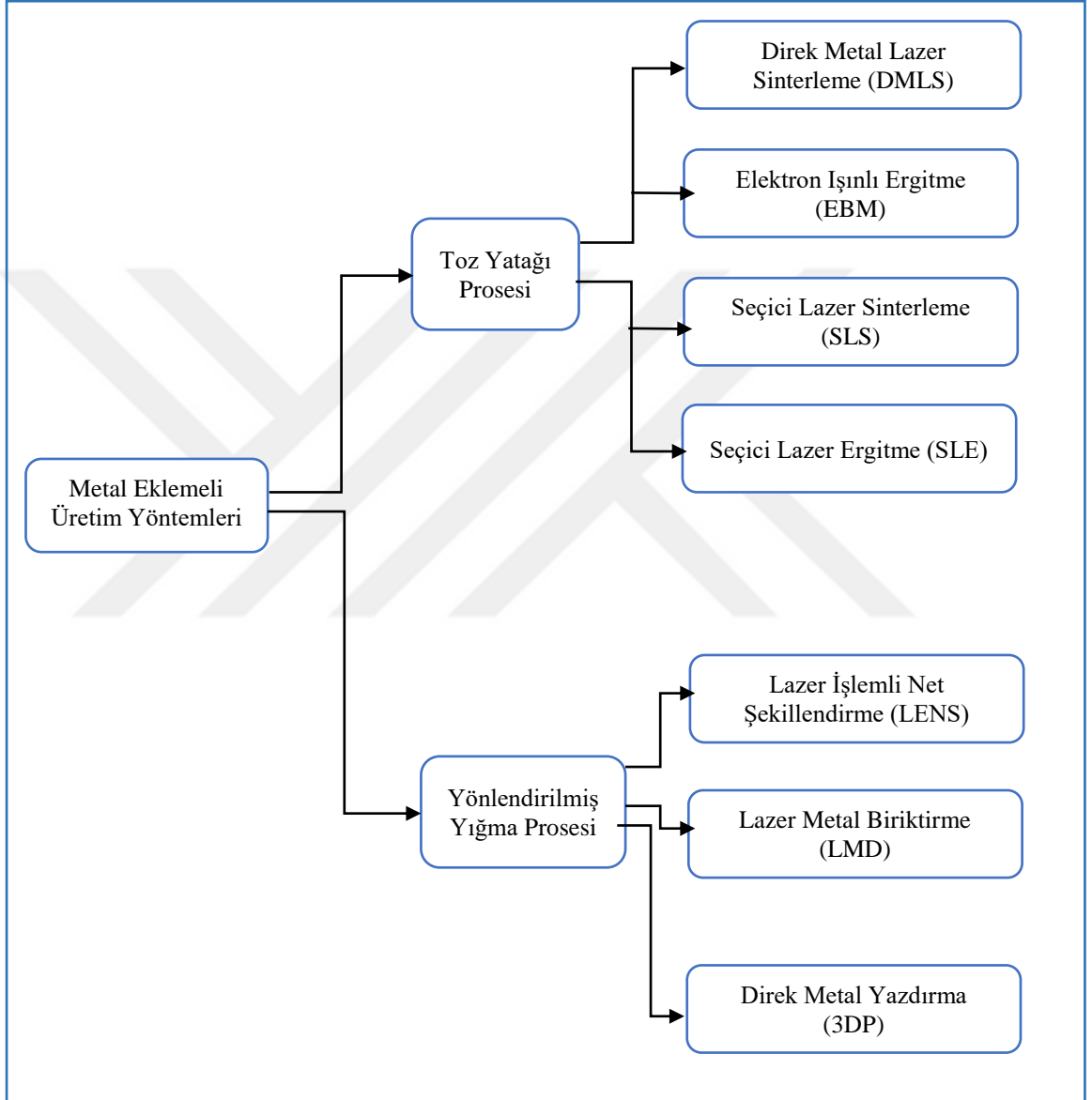
2.2.1. Metal Eklemeli Üretim ve Yöntemleri

Hızlı prototipleme konusunda büyük gelişmeler bilgisayar ve lazer teknolojisinin gelişmesiyle ilişkilidir. 1987 yılında polimerik malzemelerin lazer ile katmanlı şekilde oluşturulması prototipleme teknolojisinin başlangıcı sayılmaktadır. 1988’de ‘‘StereoLithography’’ anlamına gelen ve her türlü 3 boyutlu geometriyi birbirine bağlı üçgenler şeklinde ifade eden STL formatı gelişmiş ve piyasada kabul görmüştür. Eğime sahip geometri yüzeylerinde üçgenlerle ifade belli oranda hata payı oluştursa da üçgen sayısının yeterli sayıda olması CAD (Computer Aided Design) dosyasındaki hatanın payını azaltmaktadır. Günümüzde eklemeli üretim ve katmanlı üretim ifadelerinin yerine 3 boyutlu yazdırma ifadesinin kullanımı daha fazla popüler hale gelmiştir (Wohlers 2013). Metalik malzemelerin imalat yöntemleri kendi içlerinde değişkenlik göstermekte ve farklı servis şartlarına göre farklı üretim prosesleri gerçekleştirilmektedir. Metalik malzemelerin eklemeli üretim yöntemleriyle üretim teknolojileri malzemenin yapısına, eklemeli üretim tekniğine, enerji kaynağına ve bunların farklı kombinasyonlarına göre değişiklik göstermektedir.

Metal eklemeli üretimde temel olarak ham madde kaynağının kullanım şekline göre toz, tel ve sac ve malzemenin birleştirme yöntemine göre de lazer, bağlayıcı şeklinde üç farklı malzeme formuna sahip metallerin üretimi gerçekleştirilmektedir (Kruth et al. 2003; X. Wang et al. 2012).

2. KAYNAK ÖZETLERİ

En yaygın bilinen sınıflandırma yöntemi toz yatak prosesi (powder bed) prosesi ve yönlendirilmiş biriktirme veya yığma (directed energy deposition) prosesleri şeklindedir. Bunların dışında teknolojik gelişmelerle beraber eklemeli üretim yöntemleri çeşitlenmekte ve farklı malzemeler için hibrid sistemlerde geliştirilmektedir. Enerji kaynağı olarak elektron ışını, ark kaynağı, yüksek enerjili lazer ve ultrasonik enerji kullanılmaktadır.

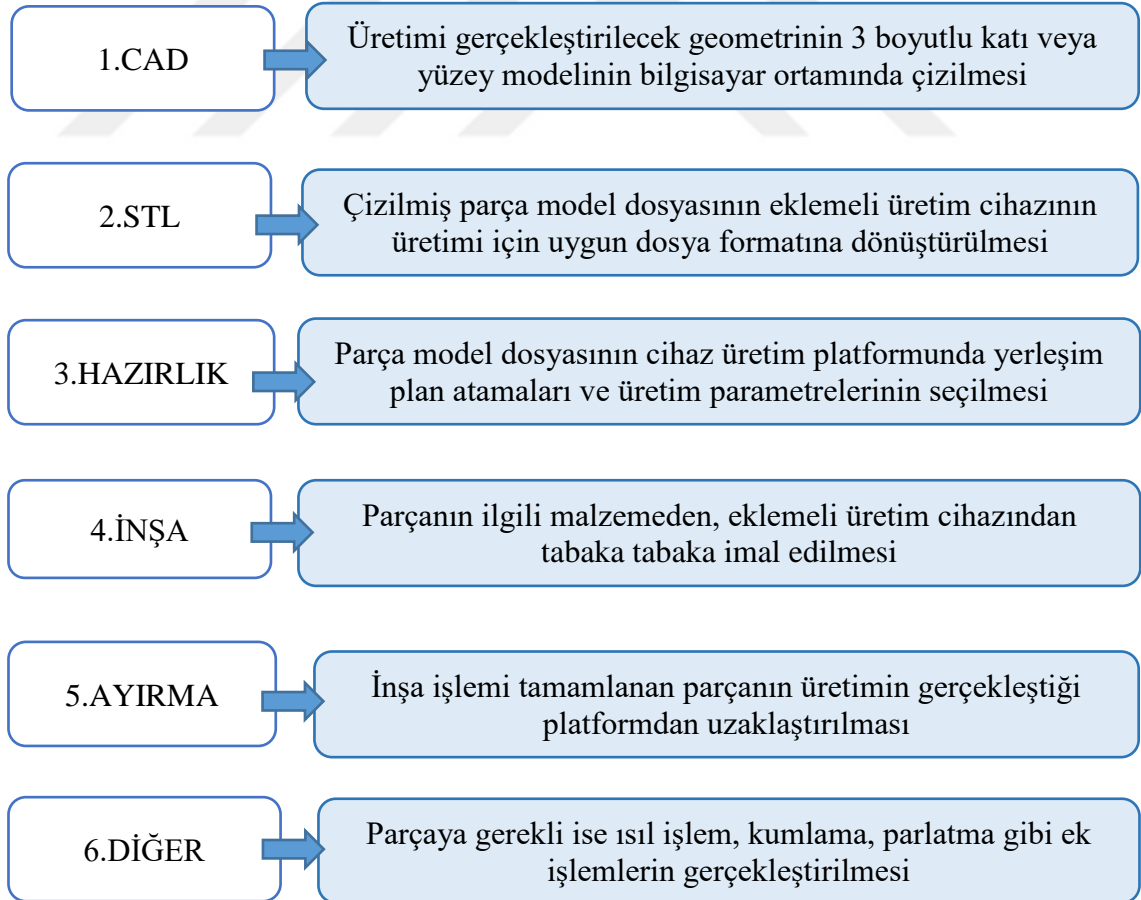


Çizelge 2.4. Metal eklemeli üretim yöntemlerinin sınıflandırılması

Çizelge 2.4 'de belirtilen metal eklemeli üretim yöntemlerinin sınıflandırması verilmiştir ve bu yöntemler en çok bilinen ve yüksek mekanik özelliklere sahip gelişmiş ürünlerin üretildiği proseslerdir (Beyer 2014).

2.2.2.Toz Yatak Prosesli Metal Eklemeli Üretim

Mikron seviyesinde boyutlara sahip metal malzemelerin bir toz haznesine yerleştirilip ince tabakalar halinde tozun üretim yatağına serilip seçilmiş bölgelere yüksek enerjili lazer ışını ya da elektronu ile tabaka tabaka inşa edildiği sistemlerdir. Bu proses sürekli tekrarlanarak istenilen geometriye sahip parça üretimi gerçekleştirilir. Toz yatak prosesinde üretim seçici lazer ergitme yönteminde inert gaz atmosferinde, elektron ışınli ergitme yönteminde ise vakum koşullarında gerçekleştirilir. Farklı koruyucu ortam koşullarında üretim gerçekleştirmede amaç malzeme ve tozların oksidasyonunu engellemektir. Geleneksel metal üretim yöntemlerinin aksine toz yatağı prosesine sahip eklemeli üretim yöntemlerinde üretim tabaka tabaka oluşumu malzeme ergitilerek üretilir ve buda yüksek ısı girdisi ve soğuma oranına göre değişim göstermektedir. Yüksek ısı girdisi ve soğuma oranı malzemenin mikro yapısı ve mekanik özelliklerini doğrudan etkilemektedir (Katz et al. 2019).



Çizelge 2.5.Metal eklemeli üretimde genel aşamalar

2. KAYNAK ÖZETLERİ

Toz yatağı prosesinde üretim yapılırken üretilecek parçanın üretim tablasına bağlanmaması, sökme işleminde plastik deformasyona uğramaması ve yüksek termal gerilmeler altında deforme olmaması için özel geometrik şekil ve boyutlara sahip support adı verilen (destek elemanları) tarafından desteklenmesi gerekir. Üretim esnasında kısmen oluşan tabaka düşük toz birleştirilmesi ve ısıl iletkenliğe sahip olmasından dolayı supportların olmadığı üretimde geometrik şekilde distorsiyonlar meydana gelmektedir. Bu yüzden üretim tablası genel olarak belirli tabaka kalınlığına sahip ve ısıl iletkenliği yüksek olan paslanmaz çelik tablalar üzerinde gerçekleştirilmektedir. Ayrıca ince support yapılar üretim esnasında çökmeleri engelleyecek şekilde geometriye uygun şekilde yerleştirilir ve üretim tamamlandıktan sonra kolayca sökülecek şekilde tasarlanır (Lee et al. 2017). Support yapıların ilgili ürün geometrisinden uzaklaştırılması yaygın olarak manuel şekilde gerçekleştirilir. Ayrıca yapıdan supportların ayrıldığı yerlerde yüzey özellikleri pürüzlü olmakta bu durumu azaltmak için farklı kimyasal ve elektrokimyasal metotlar uygulanmaktadır.

Toz yatağı prosesi ile eklemeli üretim gerçekleştirildikten sonra yorulma özellikleri, mekanik özellikler ve kalıntı gerilmeleri azaltmak için ısıl işlem, yüzey kaplama, difüzyon prosesleri uygulanabilir (Lewandowski and Seifi 2016).

Çizelge 2.6. Metalik malzemelerin eklemeli üretiminde kullanılan temel prosesler ve özellikleri

Üretim Yöntemi	Malzeme Ekleme	Enerji Kaynağı	İnşa Hızı (cm ³ /saat)	Boyutsal Doğruluk (mm)	Yüzey Kalitesi (µm)	Uygun Malzeme
SLE	Toz yatağı	Lazer ışını	7-70	0,1 – 0,2	11	Al, Co, Fe, Ni, Ti
SLS	Toz yatağı	Lazer ışını	10-100	0,2	2	Polimer kaplı metal toz
EBM	Toz yatağı	Elektron ışını	55-80	0,4	25-35	Fe, Ni, Ti
LMD	Yığılma	Lazer ışını	10-70	0,3	10-25	Al, Co, Fe, Ni, Ti

2.2.3.Direk Metal Lazer Sinterleme (DMLS)

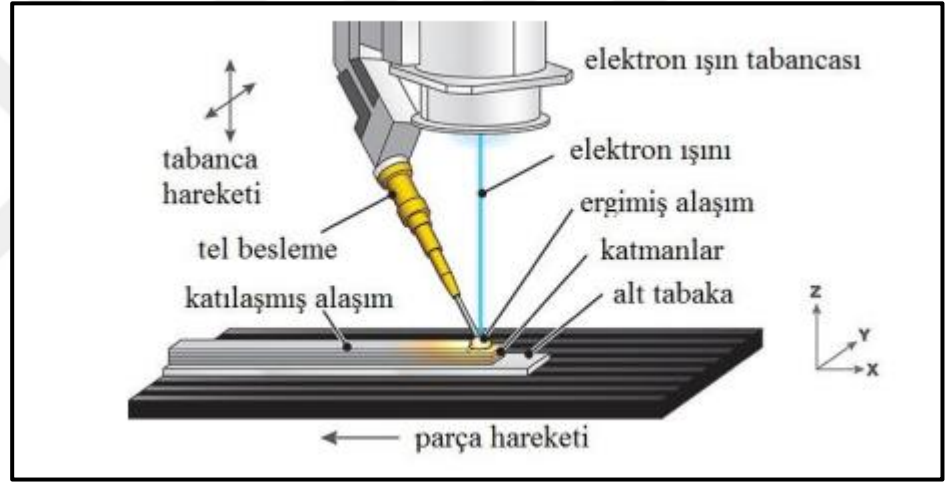
Lazer enerjili bir proses olan DMLS 1900' lü yılların sonunda Alman şirket EOS tarafından geliştirilmiştir. Lazer ışının bölgesel olarak metal tozlarını sinterlemesiyle karmaşık geometrilere sahip parçalar, %100 'e yakın yoğunluklarda üretilmektedir. Üretim sonrası yüksek doğrulukta, iyi yüzey kalitesinde ve gelişmiş mekanik özelliklere sahip parçalar üretilir. Lazer ışını polimer ya da bir başka bağlayıcıya ihtiyaç duymaksızın sinterlemeyi yapar. DMLS işleminde toz ısıtılır ve birleştirme işlemi ergitme olmaksızın gerçekleşir. Sinterleme sıcaklığı ergime sıcaklığının yarısı ve erime sıcaklığı aralığında seçilmektedir. Sinterlemede komşu toz parçacıkları arasında boyun verme formu oluşturur ve partiküllerin yüzey enerjisi azaltılarak birleştirme gerçekleşir (Anonymous 2018).

Üretim yaklaşık olarak 200 ° C' de sinterleme şeklinde gerçekleştirilir. DMLS 'in yüzey pürüzlülüğü EBM' ye göre daha düşüktür. Yüzey pürüzlülüğü temel olarak güç kaynağının odaklanabileceği minimum alan ve yüksek sıcaklık nedeniyle birbirine yapışan tozlarla alakalıdır. Bu nedenle son şekille yakın işlem gerektirmeyen ürünlerin üretimi başarılı bir şekilde gerçekleştirilmektedir.

DMLS ile üretilen ELI Ti6Al4V alaşımına ısıl işlemin korozyon özelliklerine etkisi incelenmiştir. DMLS ile üretilen ELI Ti6Al4V numuneler 650 ve 1050 ° C' de ısıl işlem yapılmıştır. İşlemsiz numunelerin α' iğnemi martenzitik yapıya olduğu ve bu nedenle yorulma dayanımının ve süneklilik özelliklerinin implant malzemesi olarak yetersiz olduğu belirtilmiştir. 650 ° C' de yapılan ısıl işlemin termal gerilmelerini kısmen azalttığı ve süneklilik ve yorulma performansında bir miktar iyileşmeye neden olduğu görülmüştür. Ancak 1050 ° C' de yapılan ısıl işlem sonrası allotropik dönüşüm gerçekleşmiş ve DMLS ile üretilen Ti6Al4V 'nin mekanik ve korozyon özellikleri gelişmiştir. Ayrıca korozyon kinetiğinin azalması iyon salınımı ile ilişkili olmuş ve implant dayanımı ve hasta sağlığı ilişkisinde önemli bir iyileşme sağlanmıştır (Longhitano et al. 2018).

2.2.4. Elektron Işınli Ergitme (EBM)

İsveçli Arcam firması tarafından geliştirilen SLS, DMLS ve SLE gibi toz yatağı teknoloji eklemeli üretim yöntemidir. Diğer toz yataklı eklemeli üretim sistemlerinden en belirgin farkı ergitmeyi yapan lazer ışını yerine elektron ışını gönderilmesidir. Üretim yüksek vakum koşullarında alana serilmiş, önceden ısıtılmış tozların elektron ışını ile ergitilip tabaka tabaka üretimi ile gerçekleşir (Guo et al. 2013). Üretim sonrası elde edilen ürünler gelişmiş mukavemet özelliklerinde, tamamen yoğun ve boşluksuz yapılardır. SLE ile kıyaslandığında EBM daha yüksek enerji yoğunluğu ve daha iyi tarama hızından dolayı SLE 'ye göre gelişmiş inşa oranına sahiptir. Ancak elde edilen parçaların yüzey pürüzlülük değerleri SLE ile üretilenlere göre daha yüksektir (Harrysson et al. 2008).

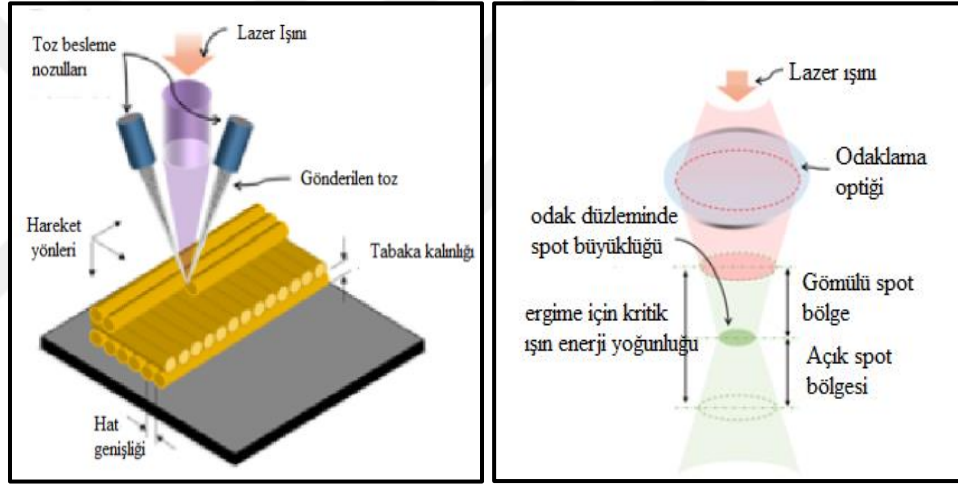


Şekil 2.2. Elektron ışınli ergitme sistemi şematik görseli (Anonymous 2019)

EBM yöntemiyle karmaşık geometrilere sahip fonksiyonel parçalar, prototip otomotiv ürünleri ve kısmen hasara uğramış havacılık parçalarının onarımı yapılabilmektedir. EBM eklemeli üretim yöntemlerinde tel şeklinde birçok farklı malzeme çeşidinin üretimi yapılmaktadır. Arcam Ti6Al4V, Ti6Al4V ELI, titanyum (Grade 2) ve kobalt krom (ASTM F75) toz malzemelerini kullanmaktadır. Metalik gaz atomizasyon yöntemi ile üretilmekte ve boyutları 45 µm ile 100 µm arasında değişmektedir (Harrysson et al. 2008).

2.2.5.Lazer İşlemleri Net Şekillendirme (LENS)

Metal tozları bir ağızdan (nozül) püskürtülerek başlık kısmında lazer kafası ve dıştan koruyucu gaz borusuna sahip başlıkla tabakalar halinde üretim gerçekleştirilir. Tabaka tabaka ve ergiterek gerçekleşen üretim SLS, SLE, EBM gibi eklemeli üretim yöntemleri ile benzer olsa da bu yöntemde toz serilmeden nozulun ucundan etrafı koruyucu gaz atmosferi ile sarılarak gönderilir. Püskürtülen tozlar koruyucu inert gaz atmosferinde lokal eriyik havuzunu oluşturur. LENS yöntemi ile çok küçük kısmi eritmeler ile ince hatlar üretilebilir. 316L paslanmaz çelik, H13 Çeliği, Ti6Al4V, bakır gibi metallerin üretimi yapılabilir. Ayrıca bu yöntemle kısmen hasara uğramış ürünlerin hasar giderme işlemleri de yapılabilir (Ahn 2016).



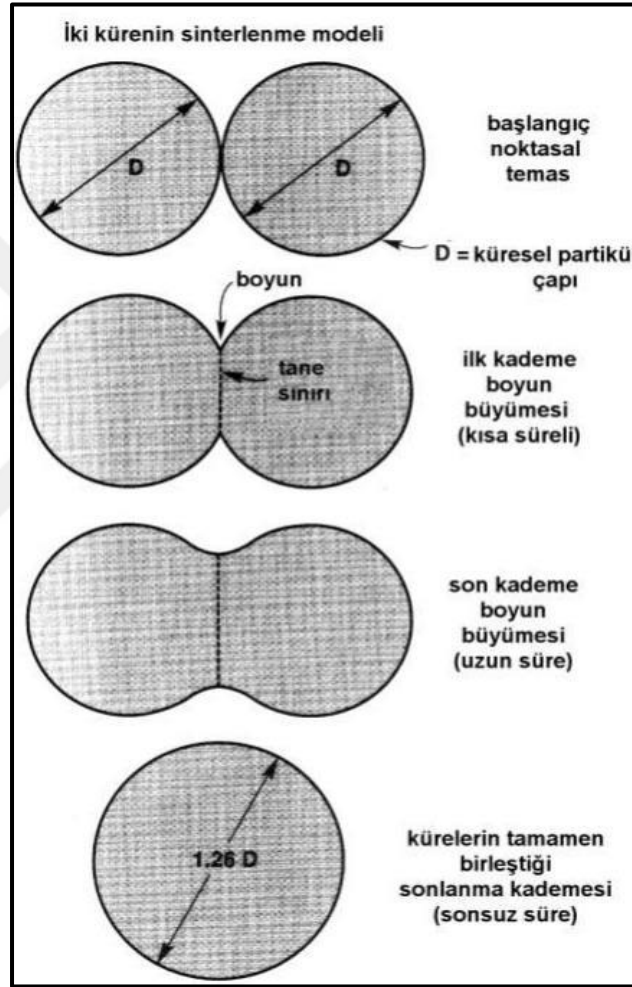
Şekil 2.3. LENS sisteminin şematik gösterimi (Lee et al. 2017)

Şekil 2.2’de görüldüğü gibi lazer ışının odaklandığı nokta ve enerji yoğunluğu arasında optimum bölge vardır. Bu bölgedeki ışın enerjisine kritik ışın enerjisi denir. Bu bölge gömülü spot bölgesi ve açık spot bölgesi şeklinde ikiye ayrılmıştır. Kritik ışın enerjisi odaklanma düzleminin konumu, lazer tarama hızı, lazer gücü, toz besleme hızı, eriyik havuzunda birikinti yüksekliği ve eriyik havuzunun hacmine bağlı olarak değişkenlik göstermektedir (Lee et al. 2017).

LENS ve SLE ürünlerinin mekanik özellikleri karşılaştırıldığında SLE ile imal edilen ürünler daha ince taneli ve ince tanelerde dislokasyonların hareketi zor olduğu için daha iyi mekanik özelliklere sahip olduğu görülmüştür (Attar et al. 2017).

2.2.6. Seçici Lazer Sinterleme (SLS)

Toz yatağında üretimin gerçekleştiği ve metal malzemeler için kullanılan eklemeli imalat yöntemlerinden biride Seçici lazer sinterlemedir. Bu proses üretim tekniği ve kullanılan enerji girdisi bakımından SLE ile oldukça benzerlik göstermektedir. SLS prosesinin SLE ile en belirgin farkı toz malzemenin tam ergime yerine sinterleme şeklinde birleştirilmesidir.



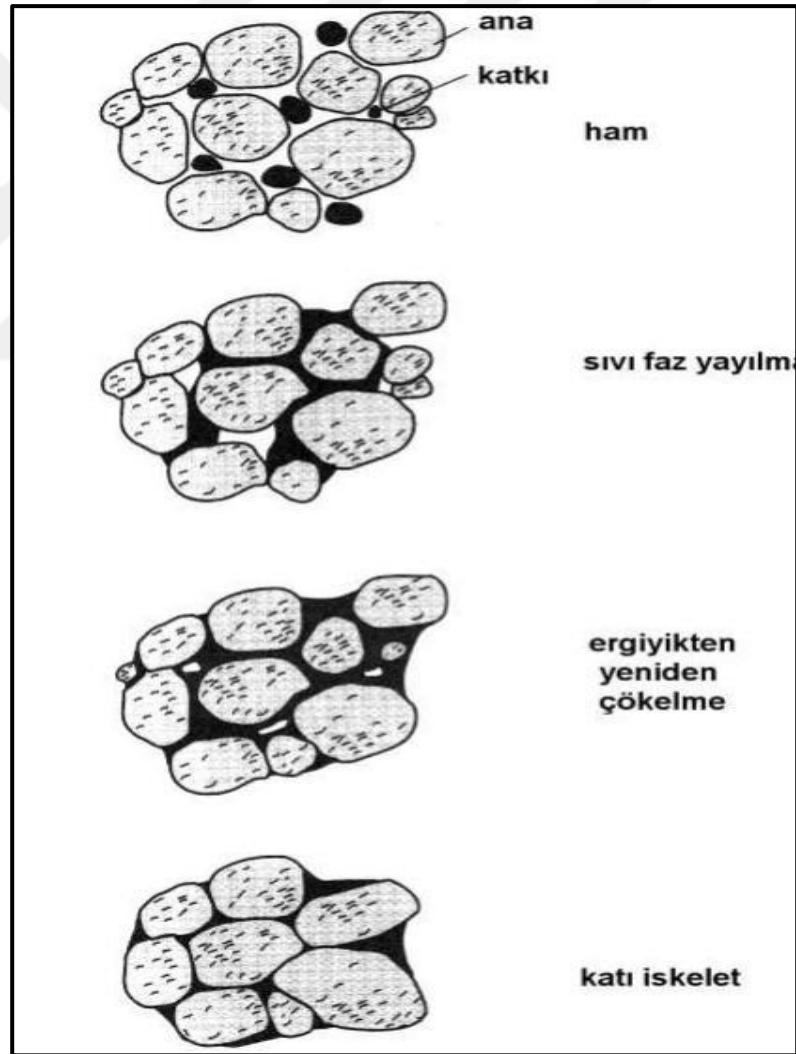
Şekil 2.4. İki toz zerreciğinin sinterlenme modeli (German 2016; Turalıoğlu 2018)

Ayrıca üretim esnasında oluşan yeşil ışık üretilecek tozun ergime derecesinden daha düşük ısıtılarda yeşil renk oluşur. Bu süreçte kullanılan metal tozları polimer bağlayıcılar ile kaplı halde olduğundan prosesin ilk tamamlandığı anda parçadan ayrılmazlar. Bu nedenle seçici lazer sinterlemede oluşan ilk katmanlı hali parçanın yeşil

2. KAYNAK ÖZETLERİ

parça (Green part) diye adlandırılır. Sinterleme işlemi tamamlandıktan sonra bağlayıcılar etkisiyle boşluklar içeren poroz yapı fırınlara atılarak bağlayıcılardan çözündürülür.

Sinterleme işlemiyle tozların yüzey alanları küçülür ve bu sayede birbirleri ile temas eden alanları artmasıyla da dayanım da artış olur. Sinterleme temel olarak iki farklı şekilde oluşmaktadır. İlki katı hal sinterlemesidir. İlk sinterleme de itici güç yüzey enerjisini azaltarak taneler arası bağ kurmayı sağlar. Oluşan bağlar difüzyon etkisi ile meydana gelir. Difüzyon için de en önemli değişkenler sıcaklık ve zamandır. Seçici lazer sinterlemede sıcaklık zaten belirli seviyededir bu nedenle birleşme için zaman önemlidir(German 2016; Turalıoğlu 2018).

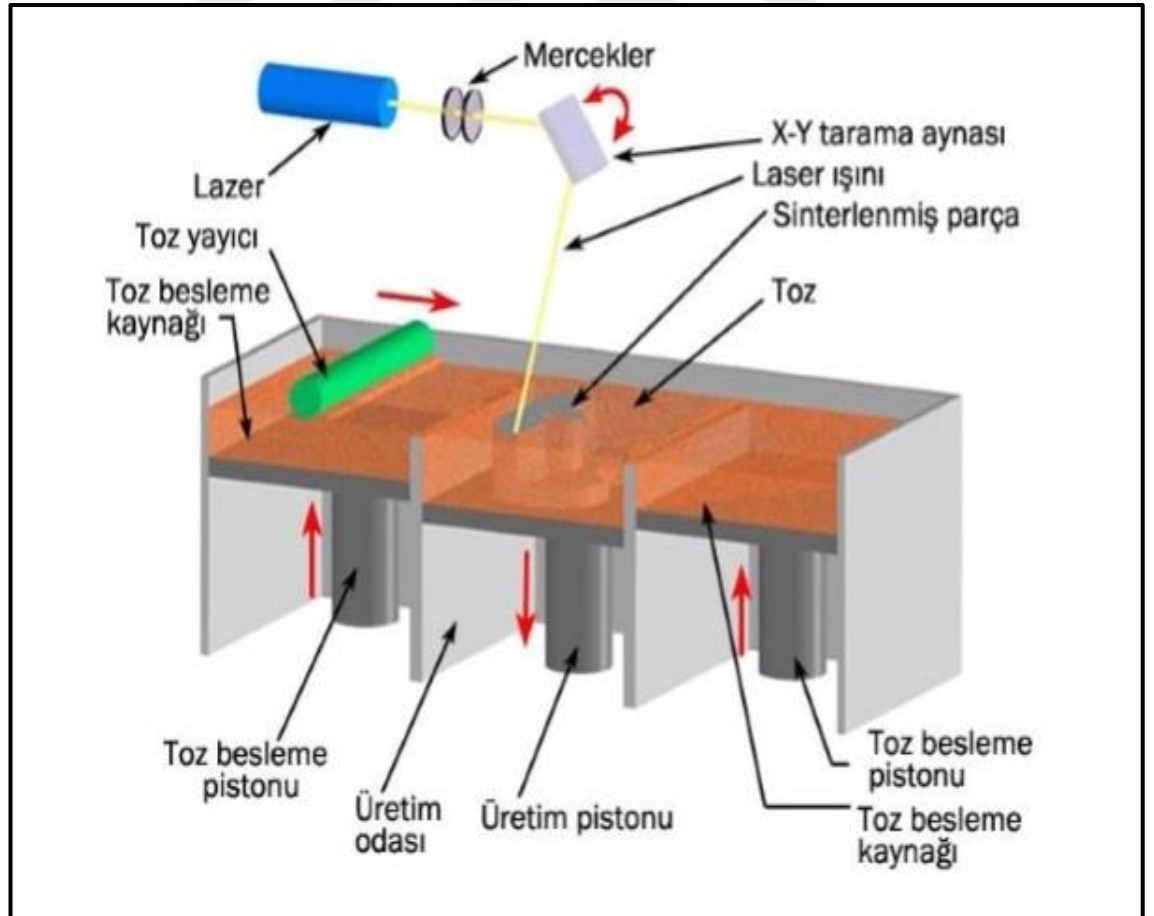


Şekil 2.5. Sıvı faz sinterlemenin şematik gösterimi (German 2016; Turalıoğlu 2018)

2. KAYNAK ÖZETLERİ

Secici Lazer sinterleme ya da lazer sinterleme de üç boyutlu modellenmiş geometri toz yatağına serilmiş yüzeyi polimer parçalardan oluşmuş tozların seçilmiş bölgelerinin yüksek enerjili lazer ışını ile tabaka tabaka meydana gelmesiyle ürün oluşur(Guo et al. 2013). Ürün diğer eklemeli imalat yöntemlerinde olduğu gibi tanımdaki tekrar eden süreçle imal edilir. SLS yöntemi metalik malzemelerin üretimi yanı sıra balmumu, polimer, polimer-elyaf kompozitler, polimer-metal tozlar ve seramiklerin üretiminde de kullanılmaktadır (Guo et al. 2013).

Bağlanma mekanizması katı hal sinterlemesi ve sıvı faz sinterlemesinden meydana gelir. Katı faz sinterleme kimyasal olarak indükelen bağlanmayı, sıvı faz sinterlemesi ise kısmi olarak ergimedir. Metal ve polimer kaplı malzemelerde olduğu gibi istenilen ürüne göre metal ve seramik parçacıklar polimerlerle kaplanır veya direk bağlayıcı olarak görev yapan polimerler yapıya direk karıştırılır.



Şekil 2.6.SLS cihazı şematik gösterimi

Üretim bittikten sonra tamamen yoğun yapılar elde etmek için bağlayıcıyı çıkarmak gereklidir. Seçici lazer ergitme gibi diğer toz yataklı eklemeli üretim yöntemlerinden farklı olarak SLS ile üretim yapılırken yapıya destek elemanı olan supportlara gerek yoktur çünkü imal edilen parçalar aralıksız toz ile çevrilidir. En çok bilinen SLS ekipmanlarının ticari üreticileri arasında 3D System ve EOS bulunmaktadır. SLS ve SLE yöntemleri yöntem ve enerji girdisi bakımından birçok benzerliğe sahiptir ancak SLE 'nin sıcaklık değeri sinterleme sıcaklığın daha yüksek olacağından daha iyi mekanik özellikler elde edilmektedir. Ayrıca SLE yöntemindeki destek elemanı olarak kullanılan supportlar yapının çarpılmamasına daha hassas geometrilere sahip ürünlerin oluşturulmasına olanak sağlamaktadır. SLE bu avantajları ile giderek yaygın hale gelmekte ve havacılık, otomotiv ve biyomedikal uygulamalarda parçaların imalatının üretimini kolaylaştırmaktadır (Miura 2015).

2.2.7. Seçici Lazer Ergitme (SLE)

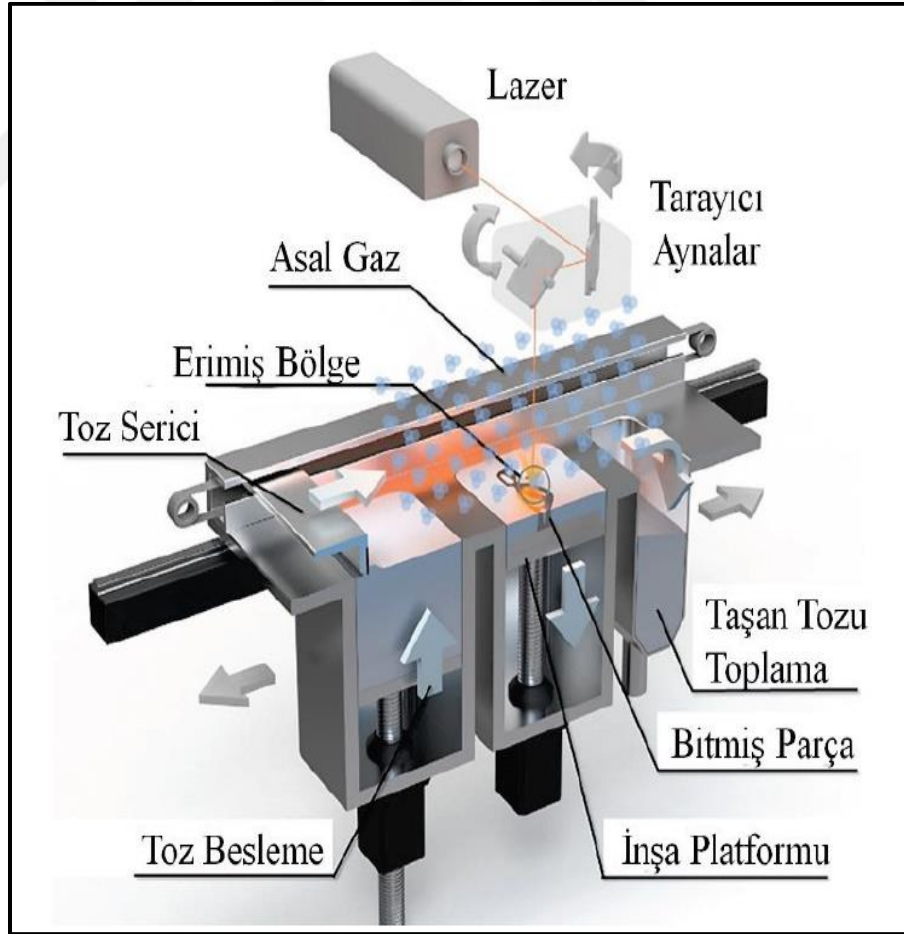
Toz yatağında yüksek enerjili lazer enerjisi ile tabaka tabaka ergitme yapılarak üretimin gerçekleştirildiği metal eklemeli imalat yöntemlerinden biridir. SLE yönteminde toz serici aracılığıyla toz yatağına serilen metal tozları tarayıcı aynalar tarafından yönlendirilmiş yüksek enerjili lazer ışını ile ilgili bölgelerin taranması ile tabakalar oluşur. SLE yöntemi SLS ile toz yatağında serilerek üretim yapılması ve seçilmiş bölgelerin taranması gibi birçok ortak üretim özelliğine sahip olmasına rağmen ürünlerin sinterleme yerine ergitme ile üretilmesi ile ayrılmaktadır. (Lee et al. 2017). SLE ürünlerin tamamen ergime ile birleşmesini ve katılaşmasını içerir. Bu nedenle gelişmiş mikro yapı ve mekanik özellikler sergileyen ürünler elde edilir. SLE yöntemi ile 0,05 mm doğruluk hassasiyetine sahip ürünler üretilebilmektedir (Gu 2015). Tabaka kalınlığı 10-100 µm ve yüzey pürüzlülüğü ise 5-15 µm aralığındadır. Ancak SLS yöntemi birçok metalik malzemenin üretiminin yanı sıra polimer, kompozit ve seramik yapıların üretimine de olanak sağlar. SLE eklemeli üretim yönteminde yalnızca paslanmaz çelik, titanyum alaşımları, kobalt-krom ve alüminyum gibi metalik malzemelerin üretimi yapılmaktadır.

Ergitme işlemi 100-400 Watt güce sahip fiber lazerle yapılır. Lazer ışını ile ergimiş parçacıklar o katmanda katılaşır ve üretim platformu tozun serilmesi için aşağı indirilir. Ardından tekrar lazer ışını ile ergitme yapılır ve parça elde edilinceye dek

2. KAYNAK ÖZETLERİ

tekrarlanır. Üretim farklı metalik malzemelere göre farklı koruyucu gaz atmosferlerinde gerçekleştirilir. Örnek olarak titanyum ve alaşımları argon gazı atmosferinde, paslanmaz çelikler ise azot gazı atmosferinde üretim gerçekleşir. Koruyucu gaz atmosferlerinde üretimin gerçekleştirilmesinin temelde iki nedeni vardır. Birincisi üretim esnasında metalik malzemelere ergitme için yüksek sıcaklıklara çıkılması oksidasyona neden olmaktadır. İkincisi ise üretim esnasında lazerin sapmasının engellenmesidir.

SLE yönteminde üretim birçok değişkene bağlıdır. Bu değişkenler temelde iki grupta incelenir. İlk olarak lazer ile ilgili parametreler, ikinci ise geometri ve tarama yolları ile ilgilidir. Lazer ile ilgili parametreler; lazer gücü, lazerin odak çapı, tarama hızı bulunur. Geometri ile ilgili olarak ise; tabaka kalınlığı, inşa yönü, tarama mesafesi, tarama stratejileri (satranç tarama, iç-dış tarama gibi) parametreler bulunmaktadır (Lee et al. 2017).



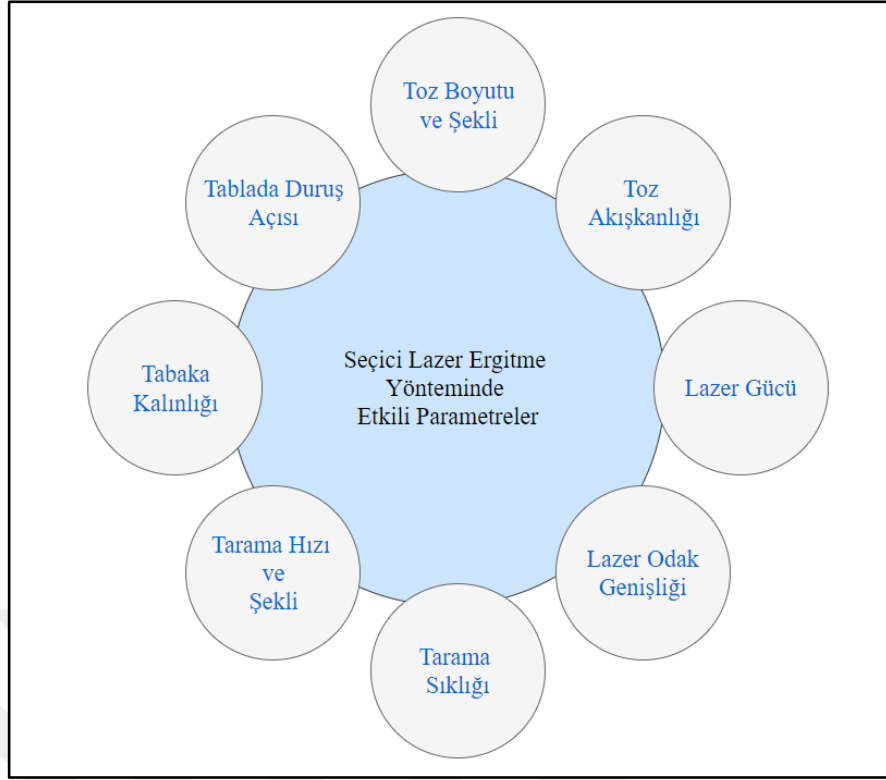
Şekil 2.7. SLE metal toz ergitme prosesi (Anonymous 2015)

2. KAYNAK ÖZETLERİ

Seçici lazer ergitme yönteminin avantajları aşağıdaki gibi sıralanabilir (Benedetti et al.2017).

- Doğrudan parça imalatına olanak verir ve bu sayede iş gücü, bakım gideri, montaj elemanı gibi maliyetleri ciddi şekilde düşürür.
- Geometrik boyutlar küçüldükçe üretim yöntemi olarak daha uygun olmakta ve karmaşık geometrilerin imalatına kolaylık sağlamaktadır.
- Tasarım esnasında çok sayıda basit parça yerine az sayıda tasarım ürünün oluşturulması ile ürün elde edilip tersine mühendislik çalışmalarını hızlandırır.
- Karmaşık geometrilerdeki iç kanalların birkaç parça ile montajı yerine tek bir parça olarak üretilmesi ve ısı transferi uygulamalarında verimlilik sağlar.
- Kafes yapılı parça geometrilerinin yüksek doğrulukta üretilmesini sağlar.
- Üretim yönteminin getirmiş olduğu pratiklik sayesinde mekanik özellikleri uygun, işlevsel, hafif ve optimum dizayn geometrilerine sahip ürünlerin üretimi mümkündür.
- Malzeme tasarrufu, ağırlıkta iyileşme ve estetik gibi mühendislik ürünlerindeki beklentileri karşılayan ürünler elde edilmektedir.
- Üretilen ürünler çeşitli olup havacılık, otomotiv, savunma sanayi, medikal ve tıp teknolojileri gibi alanlarda hizmet vermektedir (Wysocki et al. 2017).

SLM ile üretilen Ti6Al4V'nin farklı işlemlerle süneklilik ve mukavemet özelliklerinin değiştirilebilmesi önemli avantajlar sağlamaktadır (Huang et al. 2014). Ancak gerek hasarlı havacılık parçalarının tadilatında gerek geleneksel yöntemlerle üretilmesi güç olan yapıların üretimini kolaylaştıran SLE yönteminin bazı temel problemleri vardır. İlk olarak kullanılan tozun kirli olmaması, toz tabaka kalınlığının lazer şiddeti ile uygun değerde olması gerekmektedir (Kruth et al. 2007). SLE yönteminde yüksek enerjili lazer ışını hızlı bir şekilde katılaşma sağladığı için üründe termal gerilmelerin oluşmasına ve yapının gözenekli (poroz) olarak oluşmasına neden olmaktadır. Ayrıca tam ergimenin olmadığı yerlerde tozlar arasında birleşme gerçekleşmediği için mikro yapı içerisinde iç kusurlar meydana gelmekte ve bunlar da mekanik özellikleri etkilemektedir (Kasperovich et al. 2015).



Çizelge 2.7. Seçici lazer ergitme yönteminde üretimi etkileyen parametreler

SLE yöntemi çizelge 2.7’de görüldüğü gibi birçok değişkene bağlıdır. Elde edilen ürünün mikro yapısı, mekanik özellikleri, yüzey özellikleri üretimdeki değişkenlerden etkilenir. Tablada duruş açısı inşa yönü olarak da değerlendirilir. SLE ile üretilen ürünlerde yöne bağlı olarak anizotropik özellikler görülmüştür. İnşa yönü üretimdeki katman sayısını, toz sarfiyatını, tarama süresini, tarama enerjisini ve destek yapılarının sayı ve konumlarını etkilemektedir. Üretim esnasında ergitme yapıldığından yüksek ısı değişim yapıda kalıntı gerilmeler oluşmasına ve bu nedenle üründe çarpılma, çatlama gibi hasarlara neden olmaktadır (Kasperovich et al. 2015). Enerji yoğunluğu lazer gücü, tarama mesafesi ve tarama hızına bağlıdır. Enerji düşük yoğunlukta olduğunda içi boşluklu, parça yoğunluğu düşük ürünler üretilir. Katman kalınlığı parçaların yoğunluğu, yüzey kalitesi ve geometrik özelliklerini etkilemektedir. Bu kapsamda gelişmiş mekanik ve yüzey özelliklerine sahip ürünler elde etmek için ilgili parametreler en uygun şekilde belirlenip üretimler yapılmalıdır (Brandl et al. 2012).

2.3.Yüzey Sertleştirme İşlemleri ve Difüzyon

Mühendislik uygulamaları için genel olarak malzemelerin yüzey özellikleri önemlidir. Çeşitli işlemlerle malzemelerin yüzey görüntüsü, yüzey sertliği, aşınma, yorulma, korozyon dayanımları, mekanik ve korozyon direnci, optik, difüzyon ve biyouyumluluk özellikleri iyileştirilebilir.

Birçok mühendislik uygulamasında malzemelerin yüzeyinin sert ve aşınma özelliklerinin gelişmiş, içyapıda ise sünek özelliklere sahip olması istenir. Bu nedenle malzemelere bu özellikleri kazandırmak adına çeşitli işlemler yapılmaktadır. Yüzey iyileştirme işlemleri enerji ışın teknikleri (lazer, elektron ve iyon ışığı), plazma teknikleri (karbürleme, polimerizasyon, nitrürleme), termokimyasal difüzyon prosesleri (borlama, nitrürleme, oksitleme, nitrokarbürleme, silikonlama), termal yüzey işlemleri (alevle, indüksiyonla sertleştirme, sementasyon), Mekanik yüzey işlemleri (bilye püskürtme ve haddeleme) şeklinde sınıflandırılabilir (Tillmann et al. 2006).

Difüzyon atomların yüksek yoğunluklu (konstrasyonlu) bölgelerden daha düşük yoğunluklu bölgelere atomların geçişi ile oluşur. Difüzyonun meydana gelmesi temelde atomların minimum enerji maksimum düzensizlik durumuna geçme isteği ile alakalıdır. Difüzyon dengeye ulaştınca serbest enerji minimum seviyeye ulaşır. En yavaş katılarda en hızlı gazlarda meydana gelir. Difüzyon düşük atom yoğunluklu yapılarda, ana bağlar yerine zayıf bağların olduğu (Van deer Waals) yerlerde, ergime derecesi düşük olan malzemelerde, atom boyutunun küçük olduğu yerlerde hızlıdır. Ancak sıkı paket yapılarda, ana bağlara (kovalent) sahip atomlarda, ergime derecesi yüksek malzemelerde, atom boyutunun büyük olduğu yerlerde daha yavaştır.

Difüzyon sıcaklık, konstrasyon (yoğunluk), kristal yapı, alaşım etkisi, tane boyutu gibi değişkenlere bağlıdır. Sıcaklık difüzyona etki eden en önemli değişkendir. Difüzyon sabiti her 20 °C de 2 kat arttığı kabul edilirse etkisinin ne kadar büyük olduğu daha iyi anlaşılır. Yüksek sıcaklık atomlar için gerekli olan difüzyon enerjisini arttırarak daha kolay yeri kafes yerlerinde hareket etmelerini sağlar. Kristal yapı da difüzyonu oldukça etkilemektedir. Örneğin HMK yapıli demirin yüksek sıcaklıkta YMK yapıya allotropik dönüşümü yüz kat daha hızlı olur. Kristal yapı elastik zorlanma veya plastik şekil

değişimiyle difüzyon hızı artar. Alaşımın eğer aktivasyon enerjisini arttırsa yavaşlatıcı etki, alaşım elementi aktivasyon enerjisini azaltırsa hızlandırıcı etki gösterir. Tane boyutu bakımından difüzyon değerlendirilecek olursa tane sınırları tane içine göre daha düzensiz boşluklu yapılar olduğu için tane sınırlarında difüzyonun artması beklenir. Tane sınırı difüzyonları düşük sıcaklıklarda hızlandırıcı etkilidir. Benzer durum dislokasyonlar içinde geçerlidir. Dislokasyonlar da tane sınırlarında daha az enerji harcayarak hızlı hareket eder. Bu nedenlerle düşük sıcaklıkta dislokasyonlar içinde difüzyon önemlidir.

2.3.1. Plazma Oksidasyon İşlemi ve Sistem Mekanizması

Plazma katı, sıvı, gaz gibi maddenin hallerinden biridir. Maddenin hal değişimi sahip olduğu enerji ile ilişkilidir. Katıdan sıvıya, sıvıdan gaza ve gaz durumunda bulunan maddeye enerji vererek plazma hali oluşturulabilir. Bu geçiş enerjisi geri alarak ters şekilde de elde edilir. Plazma kendi içerisinde nötr olan rastgele doğrultuda sistem içerisinde hareket eden negatif ve pozitif yüklü parçacıklardan meydana gelir. Sistem içerisinde pozitif ve negatif yükler olmasına rağmen bütün halinde yüksüzdür.

Plazma pozitif ve negatif yükleri aynı sayıda olan atom ve moleküllerden veya ister pozitif ister negatif yüklü iyonlardan ya da atom değeri negatif elektronlardan meydana gelebilir. Ayrıca enerji yüklü ve ışın enerjisi taşıyıcısı fotonlardan ve iyonizasyon enerjisinden daha düşük enerji alarak elektron kaybetmiş veya verilen düşük enerji ile elektronunu kaybetmeyip yörüngesini değiştiren uyarılmış atomlardan meydana gelir.

Plazma sisteminin içindeki negatif ve pozitif yükler (elektronlar) eşit sayıdadır ve bu sistemin dış ortama karşı nötr olduğunu gösterir. Plazma sistemi sürekli olarak dinamik dengelidir yani ayrışma, iyonizasyon ve yeniden oluşma tekrarlı bir şekilde meydana gelir. Plazma elektrik ve ısıyı iyi iletir. Parçacıklar enerjisi taşıyıcı ve elektrik ve ısı enerjisini iletirler. Sistemde yer alan elektronların hızlı hareketi ısı ve elektrik iletimini sağlar. Plazmada sıcaklık, enerji yoğunluğu, iyonizasyon derecesi (toplam atom içerisindeki iyonize atomların oranı) ve plazma çıkış hızı plazma ekseninde maksimumdur (Edenhofer 1974).

2. KAYNAK ÖZETLERİ

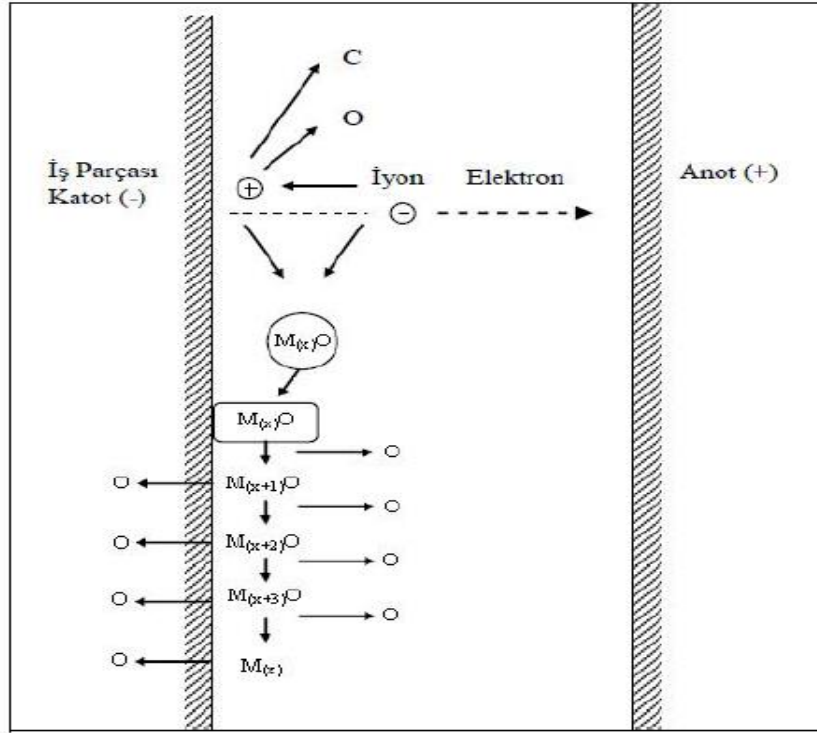
Plazma genel olarak üç farklı yöntemle oluşturulabilir. Isı verilerek, elektrik boşalması ve ışınla plazma elde edilebilir. Elektriksel boşalma durumunda iyonize olmuş gaz veya buhar elektronlar aracılığıyla elektrotlar arasında iletilir. Sistemde yer alan elektronlar, hareket kabiliyetli atomlar ve iyonlar sistemde kısıtlanır. Plazma termokimyasal işlemler stabil olmayan yoğun akımlı elektriksel boşalma bölgesi ve yüksek güç ve normal dışı bölümlerde meydana gelir.

Plazma oksidasyon difüzyon temeline dayanan termokimyasal bir yüzey işlem prosesidir. Hedef malzeme üzerine ısı destekli difüzyon ile atom taşınması işlemidir. Öncelikle yüzeye gönderilen atom çapı küçük olan atomlar ana malzemenin içerisinde difüze olarak ara ve katı çözelti oluşmasına veya çok ince çökelti şeklinde kimyasal bileşikler meydana getirir. Bu durumlara karbürizasyon ve karbonitrürleme prosesler örnek verilebilir. İkincisinde ise taban malzemesi ile difüzyona uğrayarak gönderilen atomlar kimyasal bağ oluşturur ve yüzeyde yeni bir tabakanın oluşmasına neden olur. Bu durumda ise borlama, nitrürleme, nitrokarbürleme ve oksidasyon işlemleri örnektir.

Plazma oksidasyon işlemi ilgili atmosferin hava ortamında ayrılıp vakum ortamı oluşturulup sistem içerisine oksijen ya da oksijence zengin gaz karışımlarının dahil edilmesiyle oluşturulur. Oksijen plazma sistemi pozitif ve negatif iyon, ozon, yarı kararlı atomlar, atomik ve molekül halde oksijen içermektedir. Sistemden elektriksel yük boşalmasıyla birlikte iyonizasyon ve ayrışma durumları elektron-molekül reaksiyonlarını etkiler. Plazma oksidasyon işlemi sonucunda oluşan oksit filmin yüzeye tutunması oksidasyon işlemi sıcaklığına bağlıdır. Sıcaklık kritik seviyenin altında ise yoğun ve yapışkan bir film elde edilir. Bağlanması iyi ve yoğun bir film düşük sıcaklıklarda elde edilir. Proseste sıcaklık arttıkça oksit film gözenekli hal alır. Ayrıca oksit film kalınlığı taban malzemesinin içeriğindeki alaşım elementlerine ve morfolojisi gibi değişkenlere bağlıdır. Taban malzemesindeki alaşım elementi miktarının fazla olması oksit filmin büyüme oranının azalmasına neden olmaktadır (Arslan 2011). Düşük karbonlu sade çeliklerde işlem sonucu oluşturulan oksit film gözenekli ve kalın, alaşımlı çeliklerde ise işlem sonucu oluşan oksit film incedir. Plazma oksidasyon işleminde tabaka kalınlığını etkileyen diğer değişkenler plazmanın gücü ve akım şiddetidir. İşlem sırasında akım ve voltaj arttıkça oluşan oksit tabakasının kalınlığı artar. Ancak oksidasyon hızı arttıkça tabaka kalınlığı azalır çünkü difüzyon işlemleri sıcaklık ve zamanla doğru orantılıdır.

2. KAYNAK ÖZETLERİ

Plazma oksidasyon sisteminde sisteme giren oksijen gazı elektriksel boşalma şartları sağlandığında iyonize olur. Ardından oksijen iyonları elektrostatik alana doğru ivmelernir ve katoda bağlı iş parçasına çarpar. Yüzeğe çarpan iyonlar yüksek sıcaklıklar oluşturarak buharlaşmaya neden olur. Bunun sonucunda taban malzemesinin yüzeyindeki alaşım elemanları, metalik olmayan element atomları (karbon, azot, oksijen) ve elektronlar yüzeyden atılır. Bu olay saçılmadır. Yüzeğe çarpan iyonların çok az bir kısmı iş parçasına difüze olur buna doğrudan implantasyon denir. Yüzeğden saçılan metal atomları ve enerji seviyesi yüksek oksijen atomları yüzeyde metal oksit oluşturacak şekilde birikir bu durum da yoğunlaşma olarak adlandırılır. Oluşan metal oksitler sıcak metal yüzeyinde karalı değilse karalı hale geçer. Bu geçiş sırasında sistemde serbest kalan oksijen atomları ya metale difüze olur ya da plazma atmosferine geri döner. Bu duruma ise kimyasal absorpsiyon denir. Sistem içerisinde gerçekleşen saçılma ve yoğunlaşma ilk olarak kullanılan gaza, basınç ve gerilim parametrelerine bağlıdır.



Şekil 2.8. Plazma oksidasyon işleminin metalik malzemeler için mekanizması (Edenhofer 1974)

3.MATERYAL ve YÖNTEM

3.1.Materyal

Bu çalışmada taban malzemesi olarak 316L paslanmaz çelik ve Ti6Al4V malzemedan SLE yöntemi ile 20 x 20 x 4 boyutlarında kare tabanlı numuneler üretilmiştir. Tablada ilk olarak 316L numuneler üretilmiş ardından üzerine SLE yöntemi ile Ti6Al4V ince tabaka oluşturulmuştur.

Asidik ortam koşullarına uygun ve korozyon direnci gelişmiş olan 316L paslanmaz çelik malzemeler otomotivden tıbbi teknolojiye birçok farklı alanda seri üretim parçalarında kullanılmaktadır. Çalışmada kullanılan 316L paslanmaz çelik tozun kimyasal birleşimi ve mekanik özellikleri sırasıyla çizelge 3.1 ve 3.2 'de verilmiştir. Tozların tane büyüklüğü 20-80 µm 'dir.

Çizelge 3.1.316L paslanmaz çelik tozlarının kimyasal bileşimi(Anonymous 2018)

Kimyasal bileşim	Değerler (% Ağırlık)
Fe	Salt çoğunluk
Cr	16,5 - 18,5
Ni	10 – 13
Mo	2 – 2,5
Mn	0 – 2
Si	0 – 1
P	0 – 0,045
C	0 – 0,030
S	0 – 0,030

Çizelge 3.2.316L paslanmaz çeliğin SLM ile üretimi sonrası malzemenin mekanik özellikleri (Anonymous 2018)

Malzeme özellikleri	Değerler
Akma dayanımı	470 MPa
Çekme dayanımı	570 MPa
Elastisite modülü	200 GPa
Sertlik	20 HRC

3. MATERYAL ve YÖNTEM

Mükemmel korozyon ve biyouyumluluğu, ağırlığına oranla gelişmiş mukavemet özellikleri ve düşük ısıl genleşmeye sahip Titanyum ve alaşımları mühendislik uygulamalarında fazlaca kullanılır. Tıp ve havacılıkta yaygın olarak kullanılan titanyum alaşımı yapısında ağırlıkça %6 alüminyum ve %4 vanadyum bulunduran Ti6Al4V ‘dir. SLE ile üretilen üst tabakadaki yapının kimyasal birleşimi, mekanik özellikleri ve fiziksel özellikleri Çizelge 3.3, 3.4 ve 3.5 ’de sırasıyla verilmiştir.

Çizelge 3.3.ELI Ti6Al4V (Grade 23) tozlarının kimyasal bileşimi(Anonymous 2018)

Kimyasal Bileşim	Değerler (% ağırlık)
Alüminyum	5,5 – 6,5
Vanadyum	3,5 – 4,5
Demir	0 – 0,25
Oksijen	0 – 0,13
Karbon	0 – 0,08
Azot	0 – 0,05
Hidrojen	0 – 0,012
Titanyum	Kalan

Çizelge 3.4.ELI Ti6Al4V (Grade 23) tozlarının SLM ile üretimi sonrası yapılması önerilen ısıl işleme malzemenin mekanik özellikleri (Anonymous 2018)

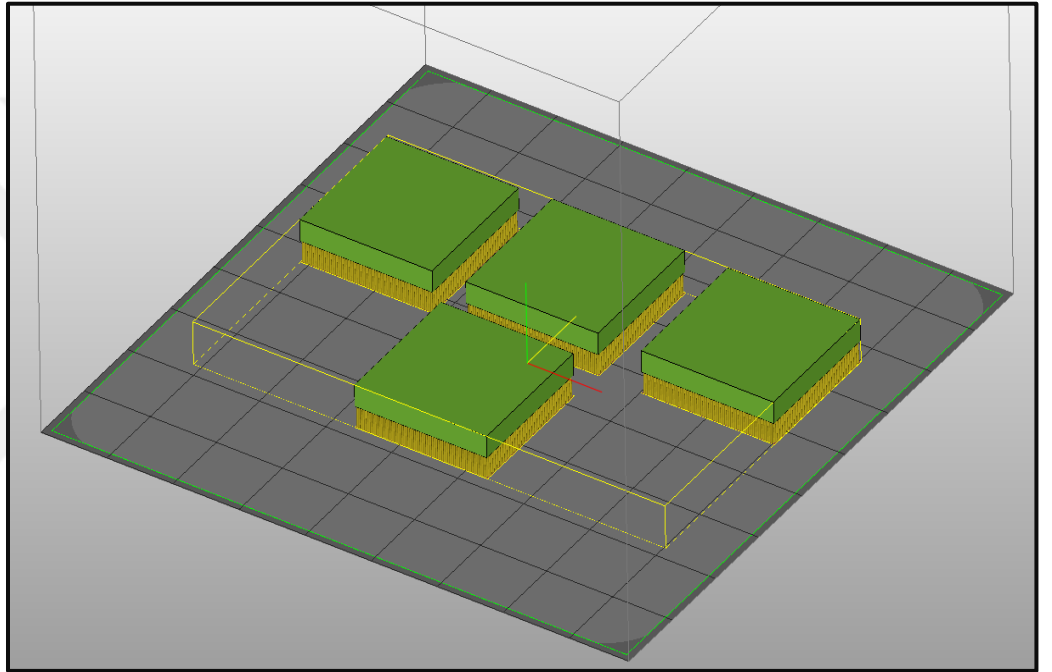
Malzeme Özellikleri	Değerler
Akma dayanımı	900-1200 MPa
Çekme dayanımı	1110-1300 MPa
Elastisite modülü	110 GPa
Uzama Miktarı	%5-10

Çizelge 3.5.ELI Ti6Al4V (Grade 23) ‘nin fiziksel özellikleri (Anonymous 2018)

Malzeme Özellikleri	Değerler
Öz kütle (g/cm ³)	4,429
Erime noktası (°C)	1650
Isıl iletkenlik (W/m°C)	6,6
Özgül ısı (J/Kg°C)	565

3.2.CAD Modeli Çizimi ve STL Formata Dönüştürülmesi

Çalışma kapsamında SLE ile üretilen aşınma ve korozyon numuneleri AutoFab yazılımı ile modellenmiştir. Modeller SLE ile üretim için STL dosya formatına dönüştürülmüş ve parçalara desteklik sağlama ve çarpılmaları engellemek için ilk aşama olan 316L paslanmaz çelik tabaka öncesi gerekli supportlar (destek elemanları) yerleştirilmiştir. Şekil 3.1 'de CAD ortamında modellenmiş ve destek elemanları yerleştirilmiş numuneler görülmektedir.



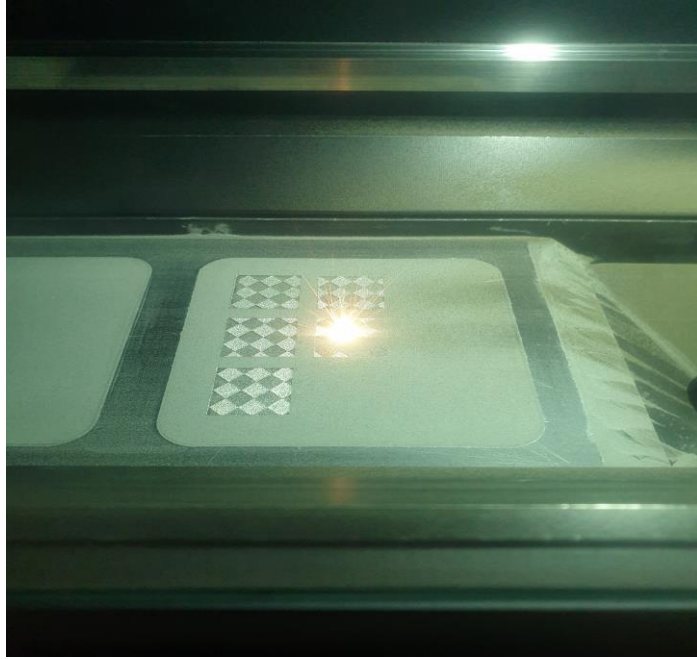
Şekil 3.1 Destek elemanları yerleştirilmiş CAD modeli

3.3.SLE Yöntemi ile Numunelerin Üretilmesi

Aşınma ve korozyon test numuneleri ETÜ YÜTAM bünyesinde bulunan şekil 3.2 'de görseli verilen Concept Laser markalı M Lab R model SLE cihazı ile üretim yapılmıştır. 316L paslanmaz çelik destek elemanları ve numunelerin tabanı % 0,4-0,8 Azot gazı atmosferinde, ikinci Ti6Al4V tabaka ise % 0,3-0,6 Argon koruyucu gaz atmosferinde satranç tahtası şeklinde lazer ışını ertitme izi ve performans parametre modunda 100 W(cw)' da 7 m/s hızla numune üretimleri gerçekleştirilmiştir.



Şekil 3.2. Concept Laser MLab R marka-model SLE cihazı



Şekil 3.3. SLE yöntemiyle numunelerin üretim görüntüsü



Şekil 3.4.SLE yöntemiyle üretimi tamamlanmış tabla üzerine bağlı destek elemanları ayrılmamış numuneler

3.4.X Işını Difraksiyon (XRD) Analizi

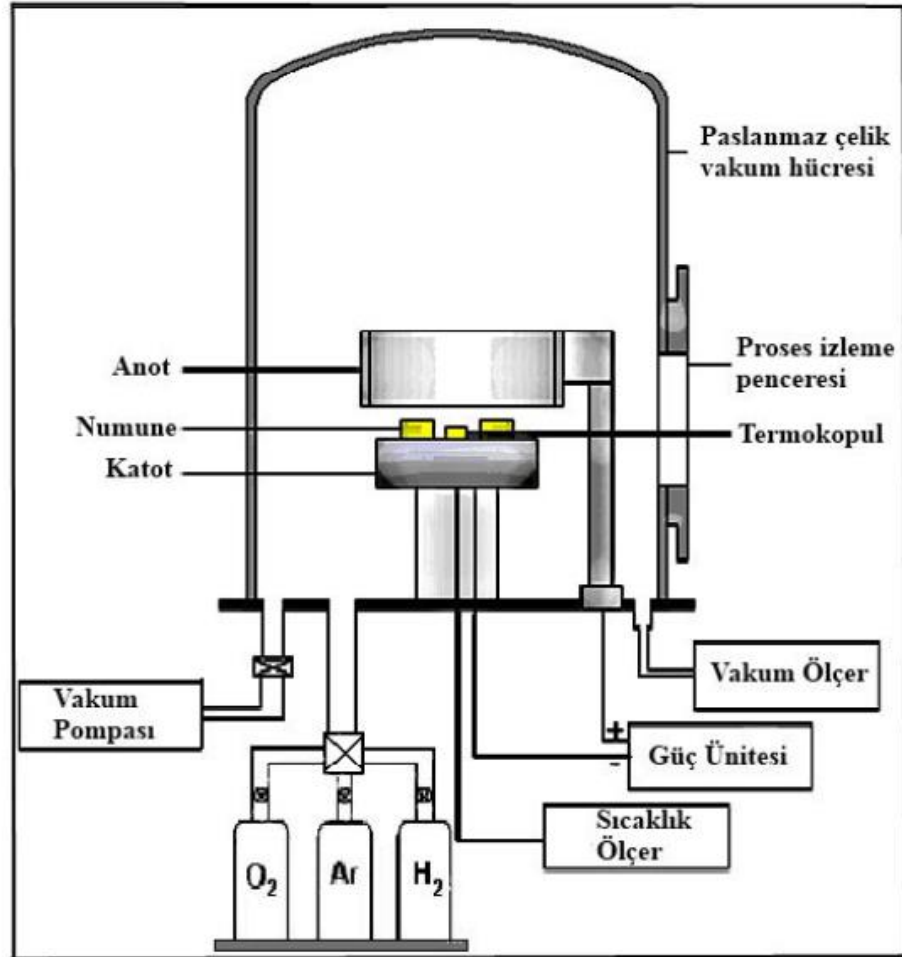


Şekil 3.5. XRD Cihazı görseli

SLE yöntemiyle üretilen tabakalı 316L/Ti6Al4V işlemsiz numuneler ve farklı sıcaklık ve sürelerde plazma oksidasyon işlemi yapılmış numuneler üzerinde oluşan fazlar $\lambda = 1,5405 \text{ \AA}$ dalga boyuna sahip Cu-K α ışın kaynağı kullanılarak şekil 3.5 'de gösterilen ETÜ YÜTAM bünyesindeki GNR marka Explorer model XRD cihazı ile tespit edilmiştir.

3.5.Plazma Oksidasyon İşlemi

Atatürk Üniversitesi Makine Mühendisliği bölüm laboratuvarındaki plazma deney düzeneğinde plazma oksidasyon işlemleri gerçekleştirilmiştir. Cihazın deney düzeneği şekil 3.6 'da şematik olarak gösterilmiştir.



Şekil 3.6. Plazma oksidasyon deney düzeneği (Edenhofer 1974; Arslan 2011)

Plazma oksidasyon deney düzeneği vakum ünitesi, gaz dağıtım tertibatı, güç ünitesi ve paslanmaz çelik vakum odasından (başlığı) temelde oluşmaktadır. Vakum alanı içerisine, anot ve katot yerleştirilmiş ve tam ortaya taban malzemesi ile aynı olan 316L numune katot tutucu olarak konumlanmıştır. Katoda izole halde negatif kutup ve sıcaklık değişimi takip edebilme içinde termokupol yerleştirilmiştir. Numuneler silindirik anot üzerine yerleştirilmiş ve bu sayede hepsinin aynı seviyede olması ve plazma içerisinde homojen bir şekilde bombardıman sağlanmıştır. Deney düzeneğinin parçalarından vakum odası; ısıya karşı dayanıklı, çana benzer ve içeriği görmeyi sağlayan gözlem penceresine sahip paslanmaz çelikten imal edilmiştir. Vakum pompası Edwards marka RV12 1×10^{-1} Pa basınca inme kapasitesine sahip gerekli vakum ortamının sağlanması için kullanılır. 1500 V potansiyel fark kapasiteli DC (Doğru Akım) elektrik güç kaynağı sistemin güç ünitesidir. Vakum ölçer sistemin vakum seviyesini sürekli kontrol etmeyi sağlar ve 1×10^{-3} Pa basınca kadar ölçüm aralığına sahiptir. Sıcaklık ölçümleri numuneye temas eden Ni-Cr-Ni termokupol aracılığıyla yapılmıştır.

Plazma oksidasyon işlemi uygulama aşamaları

- SLE ile üretilen 316L/Ti6Al4V kare tabanlı numuneler alkol ile temizlenip kurutulduktan sonra tablaya yerleştirilmiş ve ortam vakum pompası aracılığıyla 5×10^{-2} mbar (5Pa) basınca kadar vakuma alınmıştır.
- Plazma oksidasyon işlemine geçmeden numunelerin yüzeyine 500 V potansiyel fark altında 15 dakika süre ile 5 mbar basınçta H₂ gazı gönderilerek bir ön saçılma yapılmış ve yüzeyde bulunan kirlilikler giderilmiştir.
- İşlem tamamlandıktan sonra ortama %100 O₂ gazı verilerek plazma oksidasyon işlemi başlatılmıştır.
- Ortam basıncı iğne vanalar aracılığıyla 5 mbar' a (5×10^2 Pa) sabitlenmiştir.
- Güç ünitesi çalışarak elektriksel boşalmayı başlatmıştır.
- Güç ünitesinden potansiyel fark arttırılarak sistemin sıcaklığı hedeflenen değere kademeli olarak arttırılmıştır. Tablanın seviyesi ve numuneler arasındaki mesafe eşit olduğundan sıcaklık değeri her numune için ortak kabul edilmiştir.
- Oksidasyon işlemi başlangıcı ilgili sıcaklığa ulaşıncaya başlamıştır.
- Numunelere 650 ve 750 °C sıcaklıklarında 1 ve 4 saat süre ile plazma oksidasyon işlemi uygulanmıştır.

- Vakum şartlarında gerçekleşen deneyler tamamlandıktan sonra numuneler oda sıcaklığına kadar vakum içerisinde bekletilip soğutulmuştur.

3.6.Taramalı Elektron Mikroskobu (SEM) İncelemeleri

316L/Ti6Al4V tabakalı numunelerin üretim, aşınma deneyleri ve korozyon deneyleri sonrası yüzey görüntüleri ETÜ YÜTAM bünyesinde bulunan FEI-QUANTA FEG 250 marka-model SEM (taramalı elektron mikroskobu) ile incelenmiştir. Şekil 3.7’ de SEM cihazının görseli verilmiştir. Numunelerin kesit görüntüleri almadan önce SiC zımpara kağıdıyla 400-1200 yüzeyde zımpara yapılmış ve dağlama işlemi yapılmıştır. Dağlama çözeltisi 100 ml HCl, 33 ml HNO₃ ve 10 ml H₂SO₄’den oluşmaktadır (Uzun et al. 2019). Numunelerin kesitleri parlatma işleminden sonra 3 dakika süre ile hazırlanan dağlama karışımı ile dağlanmıştır.



Şekil 3.7. Taramalı Elektron Mikroskobu

3.7. Aşınma Deneyleri

Aşınma birbiriyle temas halinde bulunan iki ya da daha fazla malzemenin yüzeyin tabakaların kopup ayrılması olayıdır. Aşınma sonucunda temas eden ilgili geometriler ilk formunu kaybeder. Aşınma olayının adezif, abrazif, yorulma, korozyon, fretting, akışkan, katı partikül veya kavitasyon sonucu yüzeyden erezyon şeklinde çeşitleri vardır (Yazıcı 2013; Turalıoğlu 2018).

Aşınma testleri ETÜ YÜTAM bünyesinde bulunan Bruker UMT markalı aşınma cihazında yapılmıştır. Deneylerin tümünde Al₂O₃ (alümina) bilye malzemeler ile yapılmıştır. Deneyde sürtünme katsayısına karşılık zaman grafiği cihaz tarafından otomatik çizilmiştir. Aşınan yüzeylerde meydana gelen aşınma oranı 3.1 numaralı denklem ile hesaplanmıştır. Aşınma deneylerini yapıldığı cihazın görüntüsü şekil 3.8 'de verilmiştir.

$$\text{Aşınma oranı} \left(\frac{\text{mm}^3}{\text{Nm}} \right) = \frac{\text{Aşındırılan hacim (mm}^3\text{)}}{\text{Uygulanan yük (N)} \times \text{Aşınma mesafesi (m)}} \quad (3.1)$$



Şekil 3.8. Aşınma test cihazı

Aşınma deneyi şartları çizelge 3.6' da verilmiştir.

Deney şartları	Değerler
Test Türü	Pin on disk
Uygulanan yük (N)	10
Aşınma izi çapı(mm)	5
Sıcaklık (°C)	22 ±2
Nem (%)	50 ±5
Aşınma hızı (RPM)	120
Aşındırma süresi (sn)	2240
Aşındırma mesafesi(m)	141
Karşı bilye	Al ₂ O ₃
Ortam	Kuru Şartlar

Çizelge 3.6 Aşınma deneyi şartları

3.8. 3D Yüzey Profilometre Analizleri

Aşınma deneylerinden sonra oluşan aşınma izlerinin pürüzlülük ve aşınma hacimlerinin değerlerini hesaplamak için ETÜ YÜTAM bünyesinde yer alan Bruker Contour markalı GT marka 3D profilometre cihazı kullanılmıştır. Aşınma hacmi kesitin alanı ve aşınma izinin çevresi ile ilişkilidir. (Aşınma hacmi=Aşınma kesit alanı x Aşınma izi çevresi) Deneyin yapıldığı cihaz görseli şekil 3.9 verilmiştir.



Şekil 3.9 Aşınma test cihazı görseli

3.9. Korozyon Deneyleri

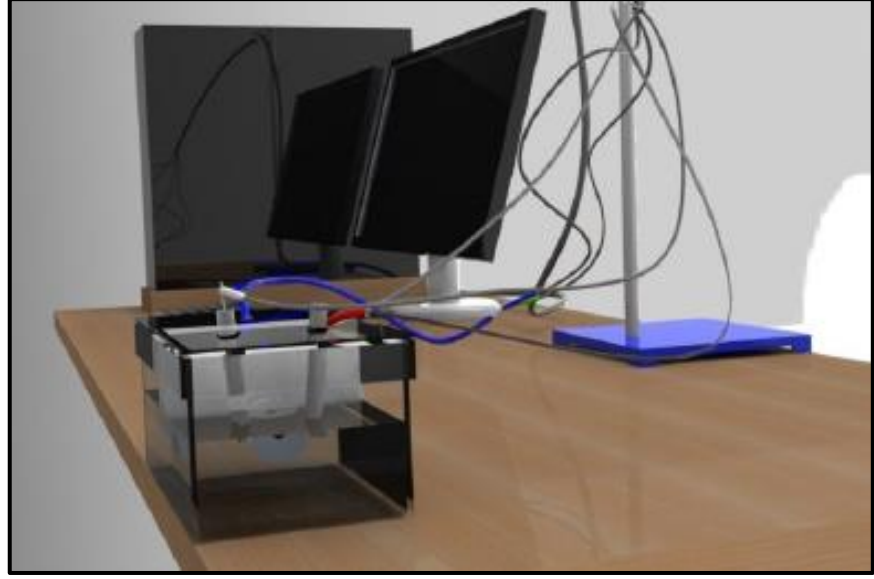
Korozyon metalik malzemelerin içinde buldukları ortam ile kimyasal veya elektrokimyasal reaksiyonlar oluşturarak metalik özelliklerini kaybetmesi olayıdır. Korozyon testleri işlemsiz tabakalı 316L/Ti6Al4V numune ve işlemlilere uygulanmıştır. Yapılan plazma oksidasyon işleminin tabakalı 316L/Ti6Al4V 'nin korozyon karakterini nasıl etkilediği incelenmiştir.

Korozyon deneyleri için pH değeri 7.4 ve solüsyon sıcaklığı 37 °C olacak şekilde SBF (yapay vücut sıvısı) Atatürk üniversitesi Makine Mühendisliği bölümünde hazırlandı. SBF içeriği çizelge 3.7' de verilmiştir.

Sıra	Reaktif	Miktar
1	NaCl	7,996 (gr)
2	NaHCO ₃	0,350 (gr)
3	KCl	0,224 (gr)
4	K ₂ HPO ₄ .3H ₂ O	0,228 (gr)
5	MgCl ₂ .6H ₂ O	0,305 (gr)
6	1 kmol/m ³ HCl	40 cm ³
7	CaCl ₂	0,278 (gr)
8	Na ₂ SO ₄	0,071(gr)
9	(CH ₂ OH) ₃ CNH ₂	6,057 (gr)
10	1 kmol/m ³ HCl	pH 7.4 için yeteri kadar

Çizelge 3.7.ph 7,25 1 litrelik SBF' nin hazırlanması (Kokubo et al. 1990 ; Aslan 2011)

Korozyon deneyleri GAMRY firmasının Series G750 model Potansiyostat/Galvanostat/ZRA cihazı ile Tafel Tekniği ve OCP (Açık Devre Potansiyel) tekniği kullanılarak yapıldı. Polarizasyon ölçümleri üç elektrot tekniğine göre bir korozyon hücresinde yapılmıştır (Yıldız 2009; Aslan 2011). Polarizasyon ölçümlerinde Ag/AgCl referans elektrot (RE), karşıt elektrot (CE) grafit çubuk ve çalışma elektrotu ise (WE) SLE ile üretilen numuneler olmuştur. Korozyon test düzeneği şekil 3.9 'da verilmiştir.



Şekil 3.9. Korozyon test düzeneği (Aslan 2011)

Test yapılan numunelerin ilk önce OCP (açık devre potansiyel, potansiyel-zaman eğrileri) değişimleri ölçülmüş ve numune ve elektrolitin denge haline gelmesi için, SBF ortamındaki her bir deney süresi 15000 Saniye ayarlanmıştır.

Bir korozyon hücresinde akım geçmesine izin vermeyecek mertebede yüksek direnç bulunuyorsa devre açıktır ve potansiyel farkı en yüksek da en yüksek değerdedir. Bu açık devre potansiyelidir. Direnç eğer küçülürse akım geçmeye başlar ve anot, katot potansiyellerinde sapmalar meydana gelir. Böyle bir durumda, her iki kutup da polarize hele gelmiştir. Korozyonun başlaması polarizasyonun uygun seviyeye gelmesi ile gerçekleşir. Bu nedenle tafel tekniğine geçmeden farklı parametrelerde plazma oksidasyon yapılan numunelere OCP tekniği uygulanmıştır.

Korozyon potansiyelinden başlayıp anodik ve/veya katodik yönde çizilen yarı logaritmik akım-potansiyel eğrilerine Tafel eğrileri denir. Korozyon hızının belirlenmesinde tafel eğrileri kullanılır.

Tafel tekniği verileri çizelge 3.8’de verilmiştir. Yapılan deneyler OCP (açık devre potansiyel) değerlerine göre yapılmıştır.

Çizelge 3.8. Tafel tekniği sistem kurulum verileri

Kurulum Parametreleri	Değerler
Başlangıç Potansiyeli (V)	-1
Bitiş Potansiyeli (V)	2
Tarama Hızı (mV/sn)	0,5
Numune Veri Alım Periyodu (sn)	1
Numune Yüzey Alanı (cm ²)	0,38
Numune Yoğunluğu (gr/cm ³)	8
Eşdeğer Ağırlık	19,652

3.10. Mikrosertlik Ölçümleri

SLE ile üretilen işlemsiz 316L/Ti6Al4V numuneler ve Ti6Al4V yüzeye sahip yapı %100 O₂ gaz ortamında 650 ° C ve 750 ° C’de, 1 ve 4 saat süre ile plazma oksitlenmiş numunelerin mikro sertlik değerleri ETÜ Makine Mühendisliği Bölümü Laboratuvarında bulunan SHIMADZU marka mikro sertlik cihazı kullanılarak ölçümler gerçekleştirilmiştir. Deneyde 100 gram yük altında,15 saniye bekleme süresinde numunenin köşelerinden uzak kalmak şartıyla ölçümler alınmıştır. Her ölçüm 10 kez tekrarlanarak sonuçlar kaydedilmiştir.



Şekil 3.10 Mikrosertlik ölçüm cihazı

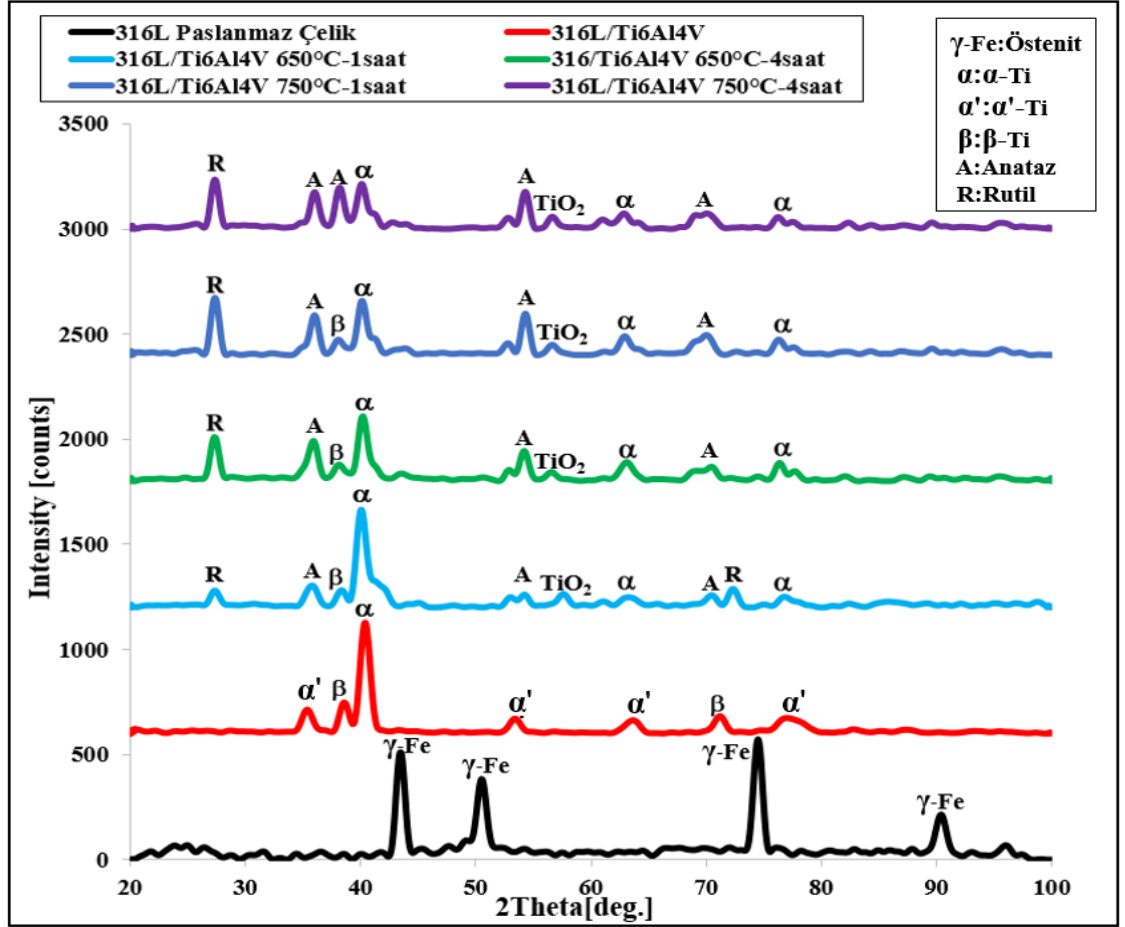
4.ARAŞTIRMA BULGULARI ve TARTIŞMA

SLE yöntemi ile üretilen 316L/Ti6Al4V tabakalı yapının plazma atmosferinde farklı işlem koşullarında oksidasyon işlemi yapılmış ve işlem sonrası oluşturulan oksit filmin mekanik, tribolojik ve elektrokimyasal özelliklere etkisi incelenmiştir.

4.1. XRD Analizleri

Şekil 4.1’de SLE ile üretilen 316L, işlemsiz 316L/Ti6Al4V tabakalı yapı ve farklı işlem koşullarında plazma oksitlenmiş numunelerin XRD analizleri verilmiştir. Şekil 4.1’de görüldüğü üzere SLE ile üretilen 316L paslanmaz çelikte yapının tamamen yüzey merkezli kübik (YMK) östenit fazında olduğu görülmüş ve yalnızca östenit pikleri tespit edilmiştir. Liverani ve arkadaşları yapmış olduğu çalışmada SLE ile farklı inşa oryantasyonlarına göre 316L paslanmaz çelik tozla üretimler gerçekleştirmiş ve 45-90 ° koşullarında her iki üretimde de YMK yapılı östenit fazlı yapılar elde etmiştir (Liverani et al. 2017). Zhong ve arkadaşları ayrıca 316L paslanmaz çelik tozun SLE ile üretimi sonucu hızlı soğumadan dolayı yapıda kalıntı gerilmelerin meydana geldiğini ve bununda numunelerin XRD grafik piklerinde daha belirginleşmeye neden olduğunu belirtmiştir (Zhong et al. 2016) . Elde edilen veriler literatür ile de uyum göstermektedir.

Titanyum farklı iki kristalografik yapıda bulunabilir. Oda sıcaklığında saf titanyum α -Ti fazında SPH (sıkı paket hegzagonal) ve 883 °C ve üzeri sıcaklıklarda HMK (hacim merkezli kübik) β -Ti fazına dönüşmektedir. Yapı içerisine katılan alaşım elementleri sayesinde saf α -Ti’ den , β ve $\alpha+\beta$ yapılı titanyum alaşımları elde edilir. SLE yöntemiyle üretilmiş Ti6Al4V alaşımına ait XRD grafiğinden görüldüğü üzere işlemsiz Ti6Al4V yüksek enerjili lazer üretimi ve hızlı soğuma nedeniyle yoğun olarak α' iğnemsiz martenzitik yapılıdır (Dai et al. 2017). SLE ile üretim sonrası elde edilen bu iğnemsiz martenzitik yapı diğer geleneksel yöntemlerle elde edilen Ti6Al4V alaşımlarına göre %10-15 daha fazla yüzey sertliğine sebep olur (Castellanos et al. 2017). SLE ile üretilen Ti6Al4V yapı 550°C ve üzeri ısıl işlem sonucunda α (SPH) + β (HMK) fazlarına dönüşmektedir (Toptan et al. 2019).



Şekil 4.1.SLE ile üretilmiş 316L, 316L/Ti6Al4V işlemsiz tabakalı yapı ve farklı işlem şartlarında plazma ile oksitlenmiş Ti6Al4V alaşımına ait XRD grafiği

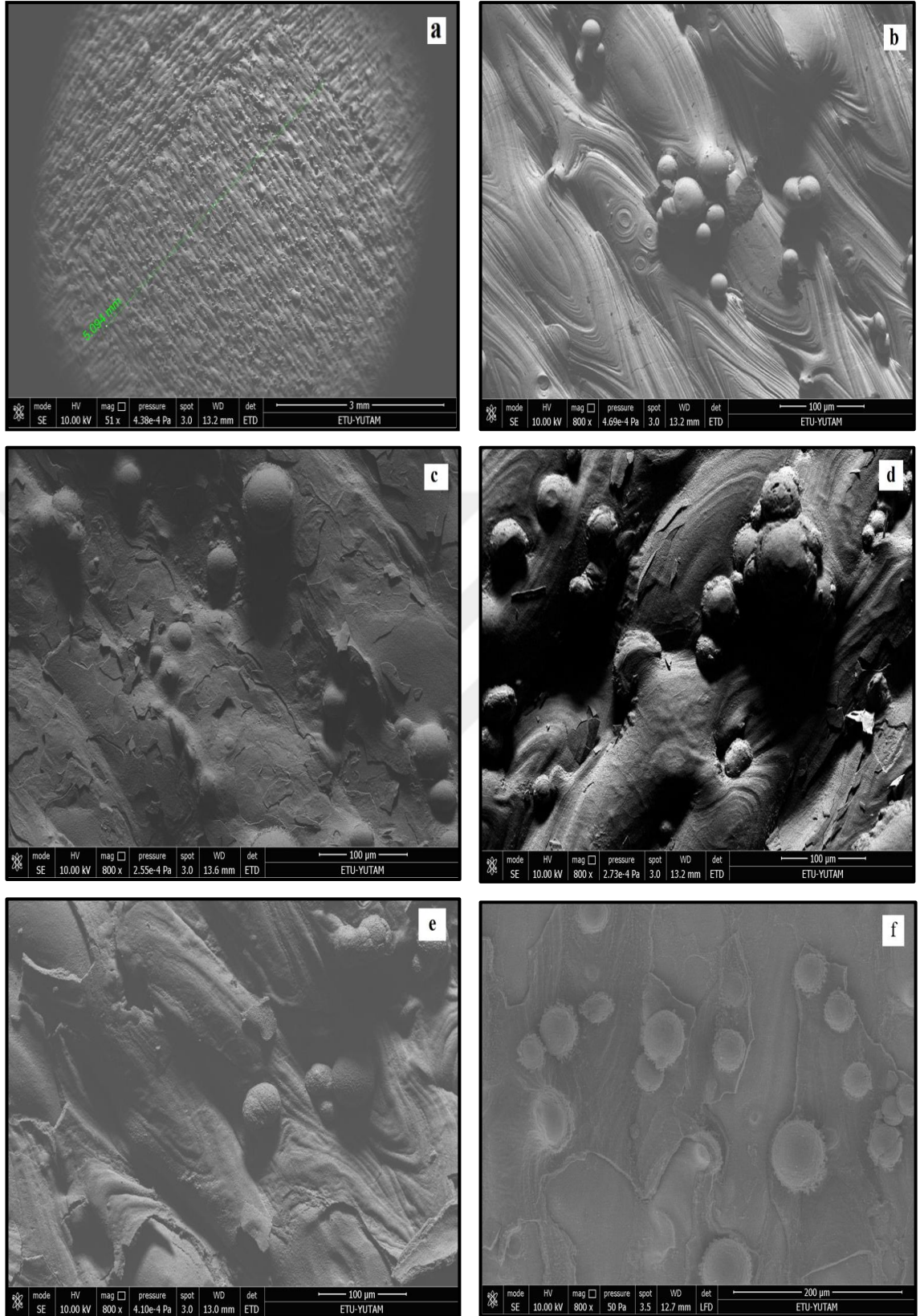
Bartolomeu ve arkadaşları yapmış olduğu çalışmada soğuma hızı arttıkça α fazının yapı içerisinde yoğunluğunun arttığını belirtmiştir (Bartolomeu et al. 2017). Ti6Al4V alaşımının plazma ile oksitlenmesi sonucu işlem sıcaklığı ve işlem sürelerine bağlı olarak yapıda taban malzemedeki gelen α ve β fazlarının yanında TiO_2 'in farklı fazlarından olan Anataz (A) ve Rutil (R) kristal yapılarının oluştuğu gözlenmiştir. Hem anataz hem de rutil fazı tetragonal kafes yapısına sahiptir. 650 °C'de 1 saatlik plazma oksidasyon işlemi sonucunda rutil ve anataz TiO_2 kristal yapıları oluşmuştur. Plazma oksidasyon koşullarına bağlı olarak sıcaklık ve zaman arttıkça rutil ve anataz fazlara sahip piklerin şiddetleri giderek artmaktadır. Anataz faz nispeten daha düşük yoğunlukta ve daha yumuşaktır. Rutil fazı en sıkı atom yapısına, en fazla sertliğe sahip ve termodinamik olarak en kararlı fazdır (Çomaklı et al. 2016). Plazma oksidasyon işlemini bir difüzyon prosesi olduğu için sıcaklık ve zaman parametrelerine bağlıdır. XRD pikleri incelendiğinde sıcaklık ve zaman arttıkça rutil fazın piklerinin daha belirginleştiği

görülmektedir. Bu durum oluşturulan oksit tabakasının sıcaklık ve zaman arttıkça daha kararlı bir yapının elde edildiğini göstermektedir.

4.2.Mikroyapı Analizleri

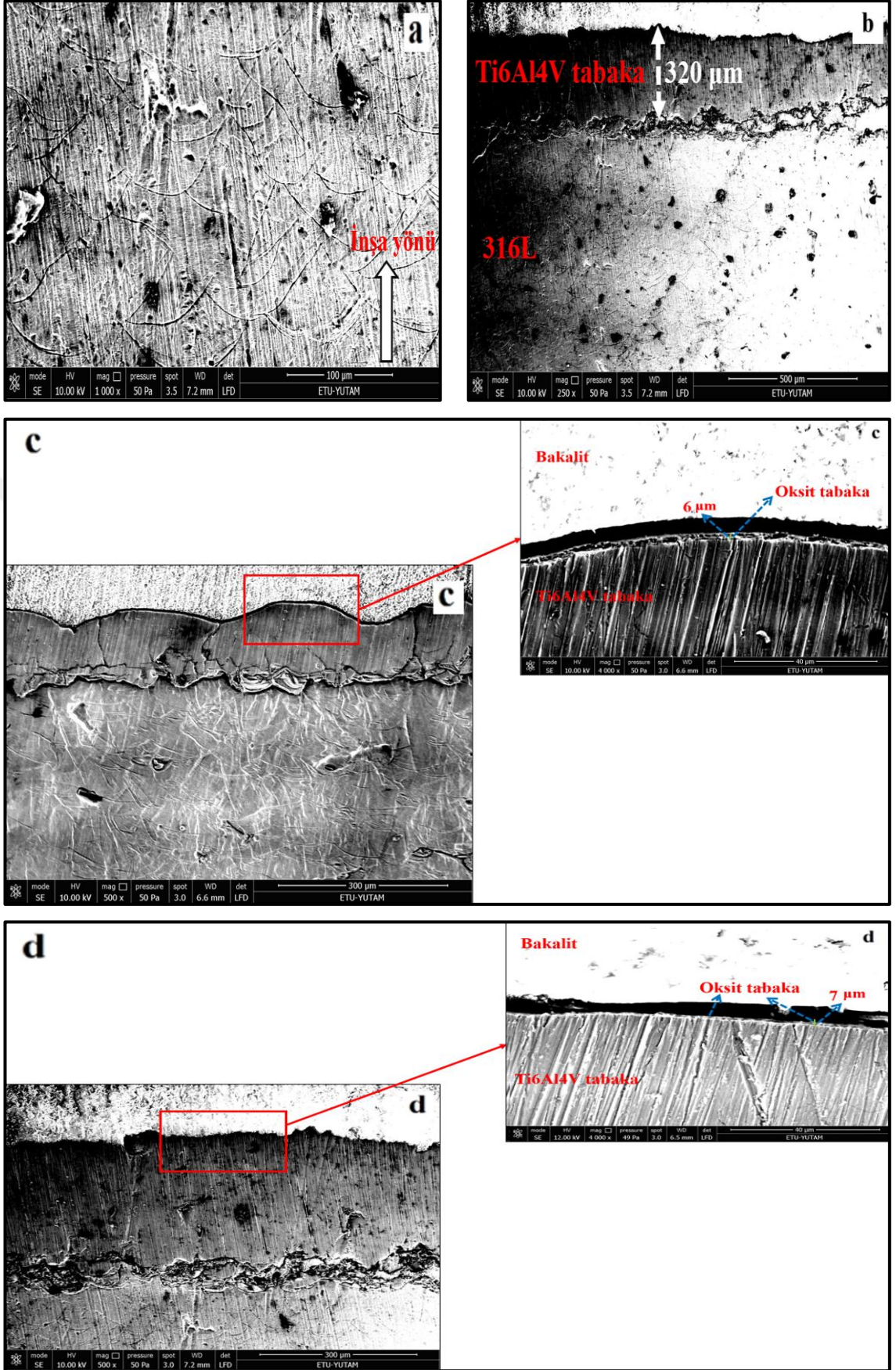
Şekil 4.2’de SLE ile üretilmiş 316L paslanmaz çelik taban malzemesi, işlemsiz tabakalı 316L/Ti6Al4V alaşımı ve farklı koşullarda plazma oksidasyon işlemi uygulanmış numunelere ait yüzey topografyalarını içeren SEM görüntüleri görülmektedir. SLE ile üretim sonucunda malzemelerin ek işlem gerektirmeyen kullanımı amaçlandığından yüzeyde mekanik parlatma gibi işlemler yapılmamıştır. SLE yönteminde tercih edilen satranç tahtası şeklinde tarama yapılmış ve SEM görselinde lazer izleri belirgin bir şekilde görülmüştür. Ayrıca bazı bölgelerde ergimeyen toz zerrecikleri de görülmektedir. Şekil 4.2 a’da SLE ile üretilen 316L satranç tahtası şeklinde lazer uygulanmış ve oluşan her bir kare 5 mm’lik uzunluğa sahiptir aynı değerler SLE ile yüzeye oluşturulan Ti6Al4V tabakalar içinde geçerlidir.

Şekil 4.3’de SLE ile üretilmiş 316L paslanmaz çelik taban malzemesi, işlemsiz tabakalı 316L/Ti6Al4V alaşımı ve farklı koşullarda plazma oksidasyon işlemi uygulanmış numunelere ait kesit SEM görüntüleri verilmektedir. Şekil 4.3 a’da taban malzemesi olarak kullanılan SLE ile üretilen 316L’nin tane sınırları ve SLE inşa yönü belirgin şekilde görülmektedir. Şekil 4.3 b’de SLE ile üretilen 316L tabaka üzerine Ti6Al4V tabakanın yer aldığı ve tabaka kalınlığı yaklaşık 320 mikrometre olarak ölçülmüştür. Oksidasyon işlemi sonucunda numunelerin yüzeyinde oksit film tabakası oluşmuştur. Oksidasyon işlemi sonucu oluşan tabakanın sıcaklık ve zaman parametrelerine bağlı olarak arttığı görülmüştür. Plazma ile oksitlenmiş Ti6Al4V alaşımının yüzey görüntüleri incelendiğinde elde edilen TiO₂ filmine ait öbeklerinin yüzeyde yer aldığı görülmektedir. Oluşan en belirgin oksit tabaka Şekil 4.f’de 750 °C 4 saatlik oksitlenen numunelerde görülmüştür. Ayrıca oksit film kalınlıkları Çizelge 4.1’de verilmektedir. İşlem sonucunda yüzeyde seramik film olmuştur. İşlem sıcaklığı ve süresi arttıkça, difüzyonun artması ile birlikte seramik oksit filmin kalınlığının da arttığı tespit edilmiştir.

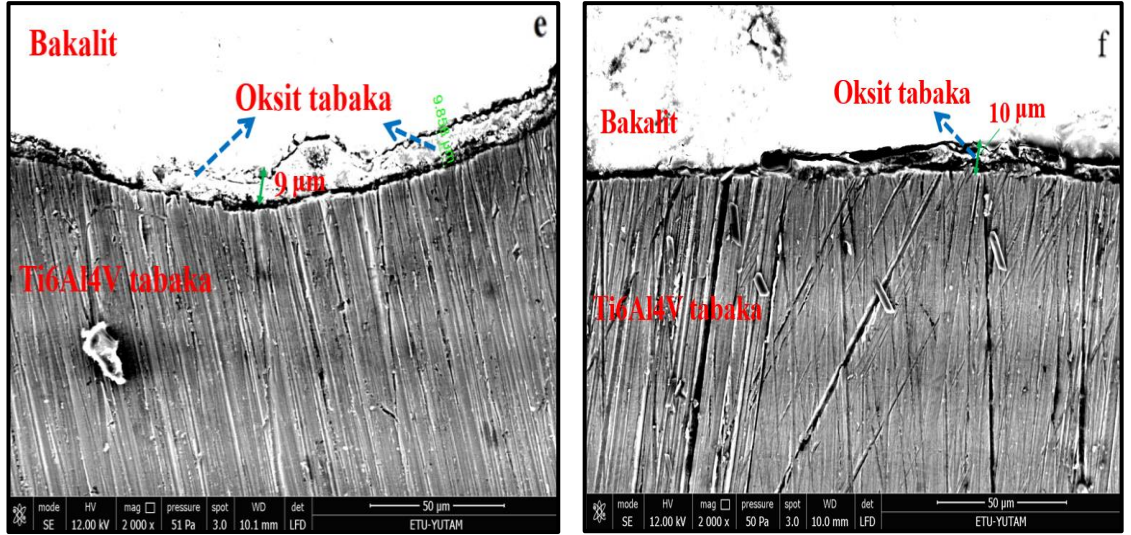


Şekil 4.2 (a) 316L, (b) 316L/Ti6Al4V tabakalı yapı, (c) 650°C-1 saat, (d) 650°C-4 saat, (e) 750°C-1 saat, (f)750°C-4 saat plazma oksidasyon işlemi uygulanmış numunelerin yüzey görüntüleri

4. ARAŞTIRMA BULGULARI ve TARTIŞMA



Şekil 4.3 (a) 316L, (b) 316L/Ti6Al4V tabakalı yapı, (c) 650°C-1 saat, (d) 650°C-4 saat plazma oksidasyon işlemlili numunelerin kesit görüntüleri



Şekil 4.3 316L/Ti6Al4V tabakalı yapı, (e) 750°C-1 saat, (f) 750°C-4 saat plazma oksidasyon işlemleri numunelerin kesit görüntüleri

Plazma oksidasyon işlemi ile birlikte Ti6Al4V yapısında yer alan α (SPH) + β (HMK) fazlar Şekil 4.1’de XRD grafiğinden görüldüğü gibi titanyumun anataz ve rutil gibi oksit bileşiklerine dönüşmüştür. Plazma oksidasyon difüzyon prosesinde yüzeyde oluşan birleşik tabaka iki aşamada gerçekleşir. İlk olarak numune yüzeyinde aktif parçacıkların etkileşimi, daha sonra ise numune içine doğru gerçekleşen oksijen difüzyonudur. Plazma atmosferindeki aktif atomlar, iyonlar etkileşime geçerek yüzeyde yer alan Ti atomlarının saçılması sonucu numune yüzeyi ile etkileşime girer ve yüzeye yakın yerlerde oksit fazlarının oluşumuna neden olur. Şekil 4.3 e ve f’ deki kesit SEM görüntüleri incelendiğinde plazma ortamında oksidasyon sonucu yüzeyde oluşan oksit filminin belirgin bir şekilde yoğun olduğu ve kolonsal olarak görüldüğü görülmektedir. 750°C-1 saat ve 750°C-4 saat plazma oksidasyon sonucunda ortalama olarak 8 ve 10 mikrometrelilik seramik film oluşmuştur. Yetim ve arkadaşları geleneksel yöntemlerle üretilmiş Ti6Al4V üzerine farklı plazma difüzyon proseslerinin aşınma özelliklerine etkisini araştırmış ve plazma oksidasyon işlemi sonucunda 6-8 mikrometre kalınlığa sahip oksit filmi elde etmiştir (Yetim et al. 2009). Literatürde yer alan bu çalışma ile kıyaslandığında SLE ile üretilen 316L/Ti6Al4V tabakalı yapıda difüzyon sonucu oluşan filmin daha kalın olduğu görülmektedir. Ayrıca Şekil 4.3’ de kesit görüntülerindeki oksit film kalınlığındaki artış yüzeyde oluşan seramik tabakanın daha kararlı olmasını sağlamış ve yüzey sertlik özelliklerinin de önemli miktarda artmasına neden olmuştur.

4.3.Mikrosertlik İncelemeleri

SLE ile üretilmiş 316L, tabakalı 316L/Ti6Al4V ve farklı koşullarda plazma oksidasyon işlemi uygulanmış 316L/Ti6Al4V alaşımlarına ait sonuçlar Çizelge 4.1’de verilmiştir. SLE ile üretilmiş 316L paslanmaz çeliğin sertliği 280-300 HV_{0,1} iken, 316L üzerine oluşturan Ti6Al4V tabakalı işlemsiz yapının sertliği 390-420 HV_{0,1} değerindedir. SLE ile üretim sonucu hızlı soğuma ve katılma sonucunda geleneksel yöntemlere göre hem 316L hem de tabakalı 316L/Ti6Al4V tabakalı yapı gelişmiş sertlik özelliklerine sahiptir(Sun et al. 2016). İşlemsiz tabakalı 316L/Ti6Al4V ile kıyaslandığında 650°C-1 saat oksidasyon işlemi sonrası sertlik değeri yaklaşık 2 kat artarak 750-770 HV_{0,1} aralığında ölçülmüştür. 750°C-4 saat oksidasyon işlemi sonunda ise yaklaşık 4 katına çıkarak 1570-1590 HV_{0,1} değer aralığına kadar çıkmıştır. Sertlik değerleri değerlendirildiğinde işlem süresi ve sıcaklık değerlerinin artmasıyla sertlik ve tabaka kalınlığının arttığı da görülmüştür. İşlem öncesi $\alpha+\beta$ faz yapısına sahip titanyum alaşımına plazma oksidasyon süresince oksijen atomları difüze olmuş ve difüzyon sonucunda oksit tabakası oluşmuştur. İşlem süresince sıcaklık ve zamanın artması tabaka kalınlığını arttırmış bu durum sertlik değerini arttırmıştır. Plazma ortamında numunelere difüze olan oksijen atomları α -Ti fazındaki kristallerde distorsiyonlara neden olur ve yapıya yerleşen oksijen atomları kafesin çarpılmasına neden olmaktadır. Oksijen atomları kafese arayer atomu şeklinde yerleşerek hem dislokasyon hareketleri engellenerek hem de yapıda bası artık gerilmelerine neden olarak oluşan tabaka boyunca sertlik değerlerini arttırmaktadır. Difüzyon tabakasının oluşumu sertliğin kademeli olarak sıcaklık ve zamana göre değişimden etkilendiği literatürde yer alan benzer çalışmalarda da görülmektedir (Yetim et al. 2009). Sıcaklığın artması ve difüzyon işlemi ile birlikte kararsız yapıdaki α -Ti farklı TiO₂ seramiklere dönüşmüştür. 650°C-1 saat oksidasyon işlemi sonucunda Şekil 4.1’de XRD grafiğinden de görüldüğü üzere kararsız α -Ti fazları anataz ve TiO₂’ye dönüşmüştür. 750°C-4 saatlik plazma oksidasyon işlemi sonucunda α ve β fazların yoğunluğu azalmış ve anataz ve rutil TiO₂ fazları oluşmuştur. Sıcaklık ve süresinin artması ile anataz yapıdan daha da sert olan rutil faza geçiş meydana gelmiştir. Şekil 4.1’de XRD grafiğinden de görüldüğü gibi en belirgin rutil faz piki 750°C-4 saatlik plazma oksidasyon işlemi sonucunda oluşmuştur. Ayrıca Çizelge 4.1’deki sertlik değerleri karşılaştırıldığında difüzyon prosesinde sıcaklık parametresinin zamana göre yüzey sertliğinde daha etkili olduğu görülmektedir.

4. ARAŞTIRMA BULGULARI ve TARTIŞMA

Çizelge 4.1. SLE ile üretilmiş 316L, 316L/Ti6Al4V tabakalı yapı ve farklı işlem şartlarında plazma ile oksitlenmiş 316L/Ti6Al4V alaşımına ait mekanik sonuçlar

Malzeme ve Oksidasyon Parametreleri	Yüzey Sertliği (HV _{0,1})	Yüzey Pürüzlülüğü (Ra) (µm)	Aşınma Oranı (mm ³ /Nm)	Ortalama Sürtünme Katsayısı	Oksit Film Kalınlığı
316L Paslanmaz Çelik	280-300	9,7	2,81x10 ⁻⁶	0,260	-
316L/Ti6Al4V Tabakalı Yapı	390-420	8,63	2,21x10 ⁻⁶	0,442	-
316L/Ti6Al4V 650°C-1 saat	750-770	10,4	1,74x10 ⁻⁶	0,658	4-6
316L/Ti6Al4V 650°C-4 saat	1150-1180	10,9	1,43x10 ⁻⁶	0,614	5-7
316L/Ti6Al4V 750°C-1 saat	950-980	10,6	1,34x10 ⁻⁶	0,130	7-9
316L/Ti6Al4V 750°C-4 saat	1570-1590	11,2	0,89x10 ⁻⁶	0,194	8-10

4.4. Tribolojik Test Sonuçları

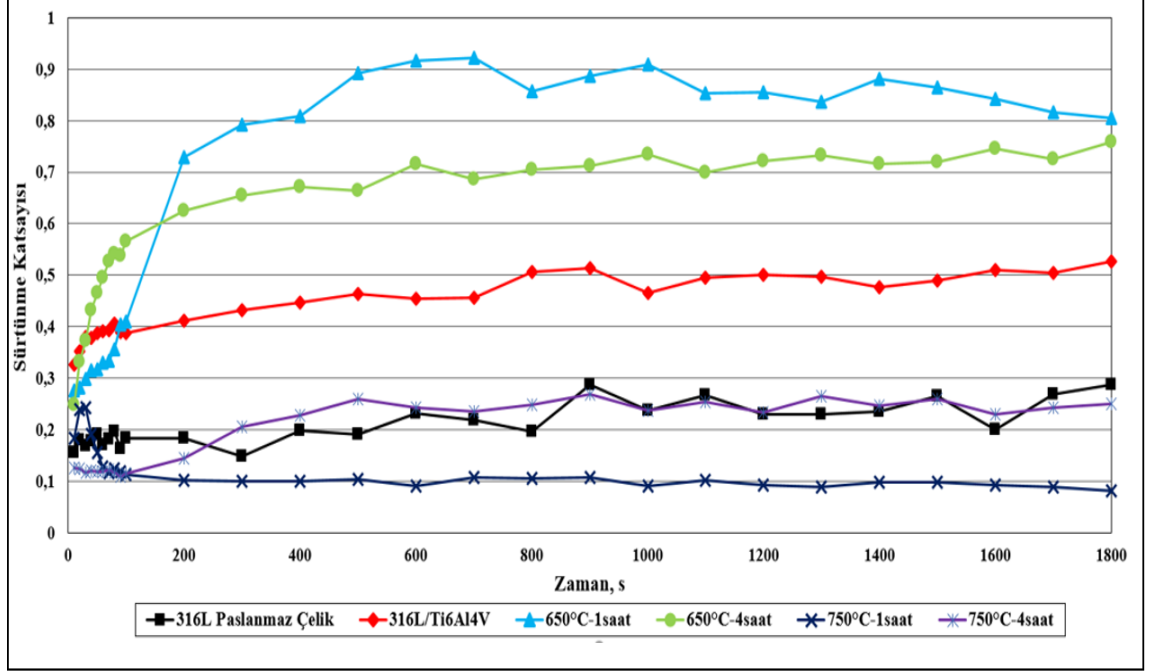
Tribolojik test sonuçları dört alt başlıkta sınıflandırılmıştır.

4.4.1.Sürtünme ve Aşınma Analizleri

SLE ile üretilen işlemsiz 316L, tabakalı 316L/Ti6Al4V ve farklı koşullarda plazma oksidasyon işlemi uygulanmış yapıların aşınma sonrası test sonuçları Çizelge 4.1'de ve işlemsiz ve plazma oksitlenmiş numunelerin sürtünme katsayısı-zaman grafikleri Şekil 4.4 'de verilmiştir. 10 N yük uygulanarak yapılan aşınma testlerinde SLE ile üretilen 316L'nin ortalama sürtünme katsayısı 0,260, tabakalı 316L/Ti6Al4V'nin 0,442 olduğu tespit edilmiştir. Şekil 4.4'deki sürtünme katsayısı-zaman grafiği incelendiğinde tüm numunelerin deney başlangıcının ilk 30-40 saniyesinde sürtünme

4. ARAŞTIRMA BULGULARI ve TARTIŞMA

katsayısında ciddi bir şekilde artış ve 200 saniye sonrasında daha stabil bir davranış görülmüştür. Sürtünme katsayısının başlangıçta artması aşındırıcı bilye ve malzemeye temas yüzey alanlarının düşük olması nedeniyle oluşan yüksek basınç oluşturmaktadır.



Şekil 4.4. SLE ile üretilen işlemsiz 316L, 316L/Ti6Al4V ve farklı koşullarda plazma oksitlenmiş yapılan sürtünme katsayısı-zaman grafikleri

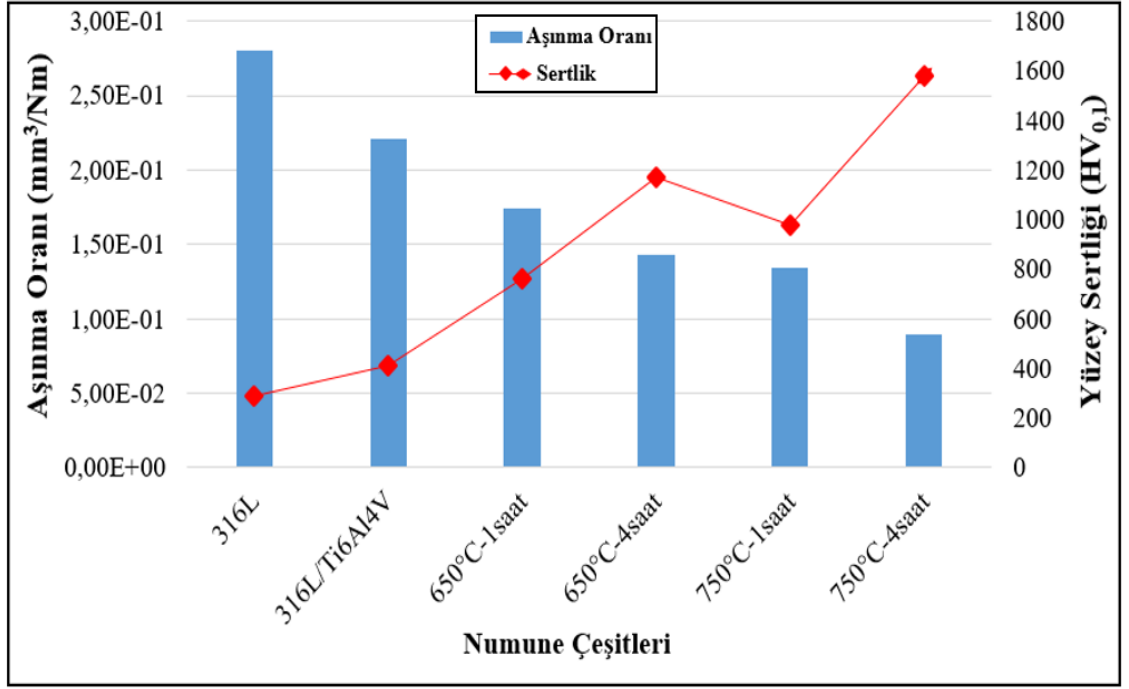
Başlangıçta yüksek basınca neden olan bu durum Hertzian teması olarak tanımlanır (Yetim et al. 2009). Aşınma testi devam ettikçe yüzeyde alanın azalması ile sürtünme katsayısı işlemsiz ve tabakalı işlemlilerde daha homojen bir değer almaktadır. Yüzey pürüzlülüğü sürtünme ve aşınma ile oldukça ilişkilidir. Birçok uygulamada yüzey pürüzlülüğü arttıkça sürtünme katsayısının da arttığı görülmektedir (Yıldız et al. 2008). Uygulanan 650 °C’de 1 ve 4 saatlik plazma oksidasyon işlemleri sonucunda sürtünme katsayısı değerleri işlemsiz 316L ve tabakalı 316L/Ti6Al4V ‘ye göre artmış, 750 °C’de 1 ve 4 saatlik plazma oksidasyon işlemleri sonucunda azalmıştır. Ayrıca film kalınlığının hem yüzey pürüzlülüğünü hem de sürtünme katsayısını etkilediği de görülmektedir. SLE ile damalı lazer oluşturma formu ile üretilen numunelerin yüzeyi zımparalanmadığı için yüzey pürüzlülükleri yüksektir. Oksidasyon işlemi sonucunda kademeli olarak artan yüzey pürüzlülüğü numunelerde yapılan aşınma testlerinde bilye

ile temas yüzeyi arasında kayma hareketine sebep olabilmektedir. Bu nedenle SLE ile üretilen 316L ve 750°C’de 1 ve 4 saatlik plazma oksidasyon işlemi uygulanmış 316L/Ti6Al4V tabakalı yapıya sahip numunelerde sürtünme katsayısının düşük olduğu söylenebilir. Ayrıca 750°C’de 1 ve 4 saatlik plazma oksidasyon işlemi uygulanmış 316L/Ti6Al4V tabakalı yapıların yeterli kaplama kalınlığına sahip olması ve abrazyon etkiden dolayı meydana gelen oksit partiküllerinin az olması yüksek sıcaklıklarda sürtünme katsayısının azaldığını göstermektedir. Aşındırıcı bilye olarak kullanılan alümina bilyenin oksidasyon sonrası elde edilen TiO₂ oksit film ile test süresince teması sonucu özellikle 200. saniyeden itibaren oluşan filmi kararlı olduğunu ve aşınma esnasında Ti6Al4V tabakaya ya da 316L taban malzemesine ulaşılmadığını göstermektedir.

4.4.2. Aşınma Oranları ve Yüzey Sertliği Grafiği

Şekil 4.5’de işlemsiz 316L, 316L/Ti6Al4V tabakalı yapı ve farklı koşullarda plazma oksitlenmiş numunelerin aşınma oranı-yüzey sertliği grafiği verilmiştir. Grafikten görüldüğü üzere aşınma oranı en fazla SLE ile üretilmiş 316L’de daha sonra tabakalı 316L/Ti6Al4V’de görülmektedir.

Farklı sıcaklık ve zaman şartlarında gerçekleştirilen plazma oksidasyon işlemi sonucunda yüzeyde elde edilen TiO₂ film sayesinde aşınma oranları azalmış ve en düşük aşınma oranı 750°C’de 4 saatlik plazma oksidasyon sonucunda elde edilmiştir. En düşük aşınma oranının bu işlem parametrelerinde görülmesi elde edilen oksit tabakasının kalınlığına, kararlılığına ve yapının sertliğine bağlıdır. XRD sonuçlarından da görüldüğü gibi, 750°C’de en belirgin halde görülen rutil fazları, sıcaklığın ve zamanın artması sonucu anataz fazların giderek yoğunluğunu artırması yüzeyde sertliğin artmasına ve en düşük aşınma oranının bu parametrelerde elde edilmesine neden olmaktadır. Yüzeyde kararlı ve yüksek sertliğe sahip rutil fazı aşınma oranının da azalmasına neden olmaktadır. Ayrıca SLE ile üretilen tabakalı 316L/Ti6Al4V yapıda aşınma direncinde sıcaklık ve zaman parametrelerinin en önemli faktörler olduğu da görülmektedir. Buna ek olarak sertlik ve aşınma direncinin plazma oksidasyon işlemi ile doğru orantılı şekilde değiştiği gözlenmektedir.

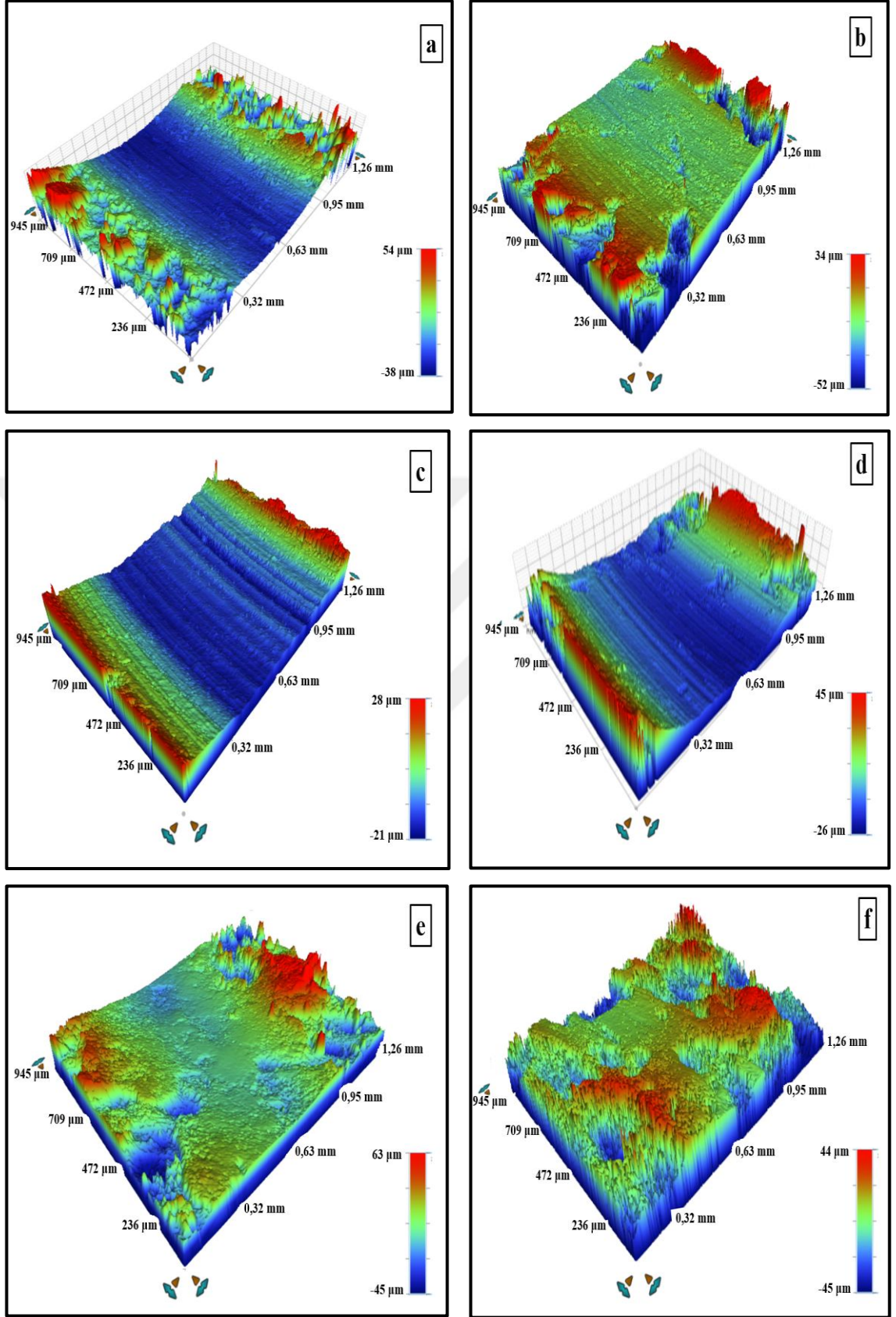


Şekil 4.5. SLE ile üretilmiş 316L, 316L/Ti6Al4V tabakalı yapı ve farklı koşullarda plazma oksitlenmiş numunelerin aşınma oranı-yüzey sertliği grafikleri

4.4.3. Aşınma İzlerinin 3D Profilometre Görüntüleri

Şekil 4.6'da işlemsiz 316L, 316L/Ti6Al4V tabakalı yapı ve farklı koşullarda plazma oksitlenmiş numunelerin aşınma testi sonrası aşınma izlerinin görüntüleri verilmiştir. SLE ile üretilen 316L Şekil 4.6.a'da görüldüğü üzere yoğun plastik deformasyon meydana gelmiş ve aşınma bir hat boyunca pürüzsüz bir şekilde gerçekleşmiştir. Şekil 4.6 b'de Ti6Al4V tabaka sayesinde 316L'ye göre aşınma derinliği azalmış ve aşınma hacminin azaldığı görülmektedir. Ayrıca işlem görmüş numunelerin yüzey pürüzlülüğü artmış ve oluşan seramik tabakanın etkisiyle aşınma hacimlerinin sırasıyla azaldığı görülmektedir. 316L paslanmaz çelikte Ti6Al4V'ye göre daha fazla plastik deformasyon meydana gelmiştir. Şekil 4.6 f'de görülen 750°C-4 saat plazma oksidasyon işlemi uygulanmış numune en düşük hacimde ve aşınmaya en dirençlidir.

4. ARAŞTIRMA BULGULARI ve TARTIŞMA

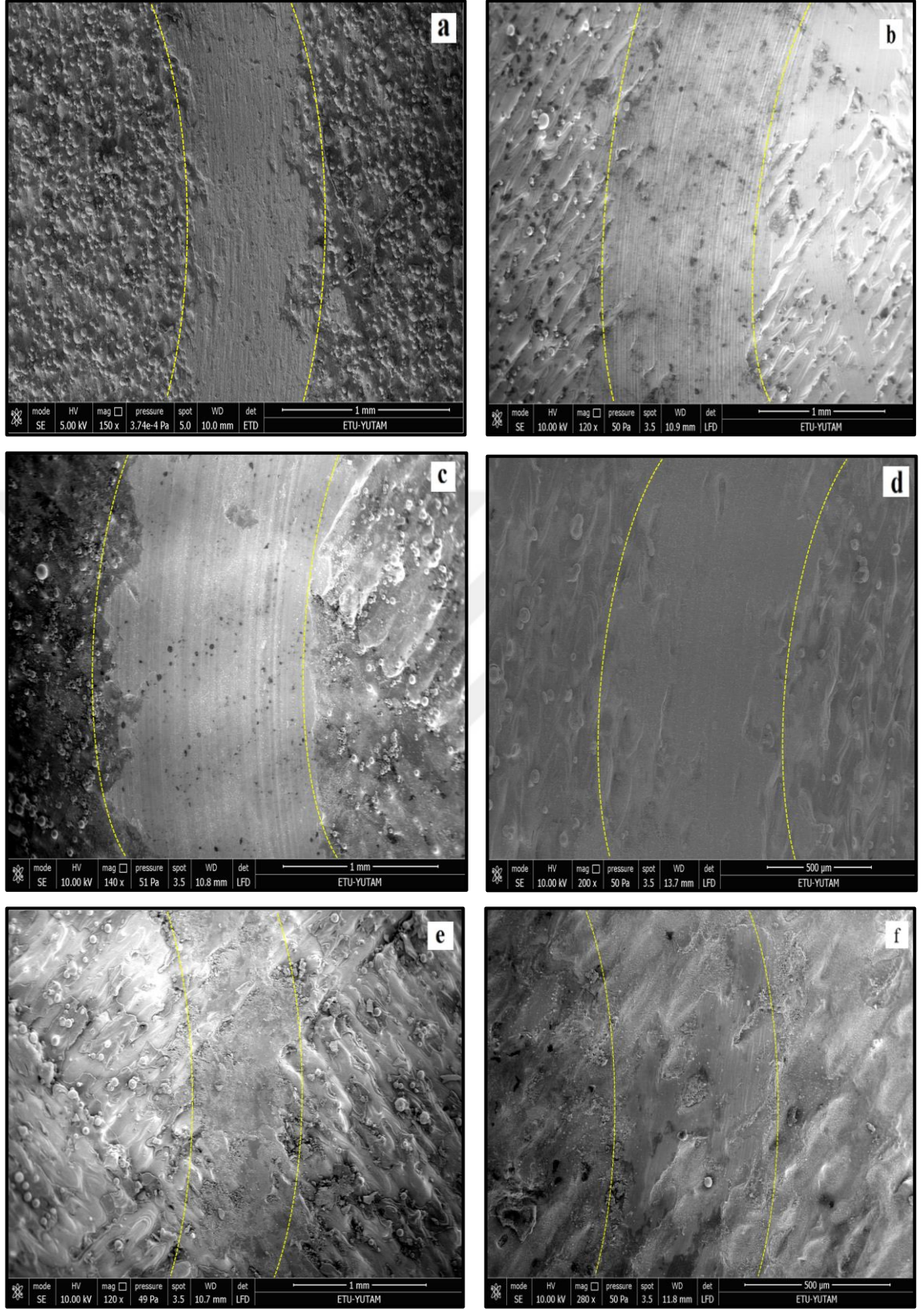


Şekil 4.6 (a) 316L, (b) 316L/Ti6Al4V tabakalı yapı, (c) 650°C-1 saat, (d) 650°C-4 saat, (e) 750°C-1 saat, (f) 750°C-4 saat plazma oksidasyon işlemi uygulanmış numunelerin aşınma işlemi sonrası 3 boyutlu yüzey görüntüleri

4.4.4. Aşınma Testi Sonrası SEM Görüntüleri

Şekil 4.7’de aşınma testi sonrası aşınma izlerinin SEM görüntüleri verilmiştir. Yüzey görüntülerinde 316L ve 316L/Ti6Al4V tabakalı yapının yoğun plastik deformasyona uğradığı ve bunun sonucunda kuvvetli adezif aşınmaya maruz kaldığı görülmektedir. Şekil 4.7 a ve b’de verilen aşınma izlerinde az da olsa mikro abrazyon aşınma sonucu oluşan yivler (bir yüzeyin üzerindeki ince çizgi biçimindeki izler) tespit edilmiştir. 316L ve tabakalı 316L/Ti6Al4V malzemelerde malzemenin plastik deformasyon sonucu iz kenarlarında biriktirildiği görülmektedir. İşlem yapılmış numunelerde aşınma izlerinin derinliğini giderek kaybettiği görülmektedir. Çünkü oksidasyon sonucu elde edilen seramik tabakanın kimyasal özellikleri ve yüzey sertlik değeri aşınma direncinin gelişimini etkilemektedir. Plazma oksidasyon işlemi sonucu oluşturulan TiO₂ sert anataz ve rutil fazlardan meydana gelmektedir. Çizelge 4.1’de verilen oksit film kalınlıkları ile ilişkili olarak malzemede oksit tabakasının kalınlığı arttıkça sertlik 2 ila 4 kat artmış ve aşınma oranı azalmıştır. Adezif aşınma mekanizmasında; birbiri ile temas eden malzemelerin yüzeyinde mikro yüzey partikülleri yer alır. Bu temas alanları çok küçük olduğundan lokal olarak çok yüksek basınçlar oluşur ve soğuk kaynak diye ifade edilen bağlanmalar meydana gelir. İzafi hareket sırasında bu bağlanmalar kopar ve yumuşak olan yüzeyden sert yüzeye malzeme taşınması şeklinde gerçekleşir. Oksidasyon işlemi sonucunda yüzeyde oluşturulan oksit tabaka yüzeyin plastik deformasyona uğramasını ve soğuk kaynak bağlarının oluşmasını engellemektedir. Ayrıca Şekil 4.6 ve Şekil 4.7’de gösterilen işlemsiz ve plazma oksidasyon uygulanmış numuneler kıyaslandığında aşınma izinin derinliğinin ve genişliğinin azaldığı görülmüştür. Bu azalma oksit tabakasının kalınlığının artması, bunun da sıcaklık ve zamana bağlı olduğunun göstergesidir. Bununla birlikte Şekil 4.6 ve Şekil 4.7’de görüldüğü gibi oluşan oksit tabakasının kalınlığı yeterli olmuş ve oluşan oksit film tabakasının Şekil 4.4’de yer alan sürtünme katsayısı zaman grafiği ile bağlantılı olarak kırılmadığını da göstermektedir. Şekil 4.1’deki tabakalı 316L/Ti6Al4V 750°C-4 saat plazma oksidasyon uygulanmış ve işlem sonucu oluşan anataz ve rutil fazlı TiO₂ en yoğun şekilde faz özelliklerini sergilemektedir. 10N yük ve alümina top ile gerçekleştirilen deney sonucunda plazma oksidasyon sonucu oluşan TiO₂ tabakası katı yağlayıcı özelliği göstererek bilye ile film arasında transfer filmine katkı sağladığı düşünülmektedir (Yetim 2010).

4. ARAŞTIRMA BULGULARI ve TARTIŞMA

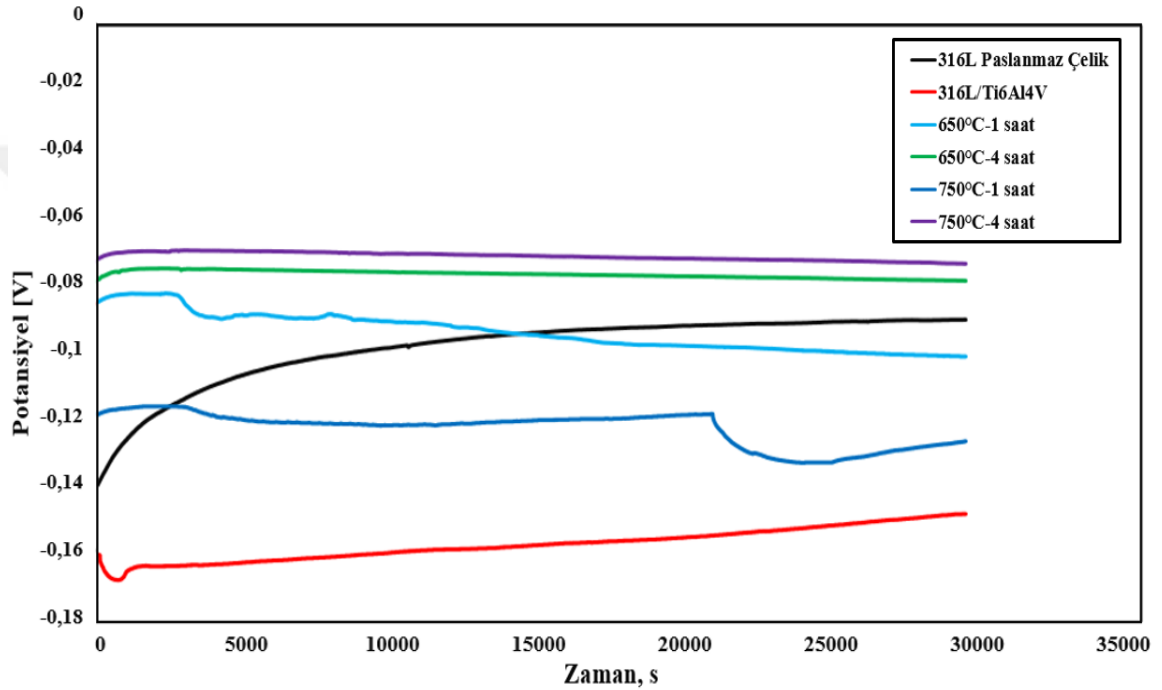


Şekil 4.7 (a) 316L, (b) 316L/Ti6Al4V tabakalı yapı, (c) 650°C-1 saat, (d) 650°C-4 saat, (e) 750°C-1 saat, (f)750°C-4 saat plazma oksidasyon işlemi uygulanmış numunelerin aşınma işlemi sonrası SEM görüntüleri

4.5.Korozyon Analizleri

4.5.1. Açık Devre Potansiyeli (OCP) Ölçümleri

İşlemsiz 316L paslanmaz çelik, tabakalı 316L/Ti6Al4V ve farklı koşullarda plazma oksitlenmiş numuneler yapay vücut sıvısı (SBF) içerisinde 1500 saniye boyunca açık devre şartlarında tutularak potansiyellerindeki değişim zamana bağlı olarak ölçülmüş ve elde edilen sonuçlar Şekil 4.8’de verilmiştir.



Şekil 4.8’de SLE ile üretilen 316L paslanmaz çelik, tabakalı 316L/Ti6Al4V ve farklı koşullarda plazma oksitlenmiş numunelere ait (OCP) eğrileri

Grafiğe göre en aktif numune SLE ile üretilen tabakalı 316L/Ti6Al4V olup, SLE ile üretilen 316L paslanmaz çeliğin daha soy olduğu görülmektedir. Karime ve arkadaşları yapmış olduğu çalışmada 316L, Co-28Cr-Mo ve Ti6Al4V ‘nin tuzlu su çözeltisinde korozyon davranışını incelemiş ve işlemsiz 316L ‘nin işlemsiz Ti6Al4V’ ye göre açık devre potansiyel analizinde daha soy özelliklere sahip olduğunu belirtmiştir (Karimi et. al 2011). Literatürde 316L ve Ti6Al4V işlemsiz olarak birbirleriyle çok az kıyaslanmakta ya 316L’ya ya da Ti6Al4V’ye çeşitli yüzey işlemleri uygulanıp korozyon özellikleri incelenmiştir (Kao et al. 2018). 750°C-4 saat plazma oksidasyon işlemi sonucunda yoğun oksit tabakası oluşumu ile en fazla soy özelliklere sahip numune elde

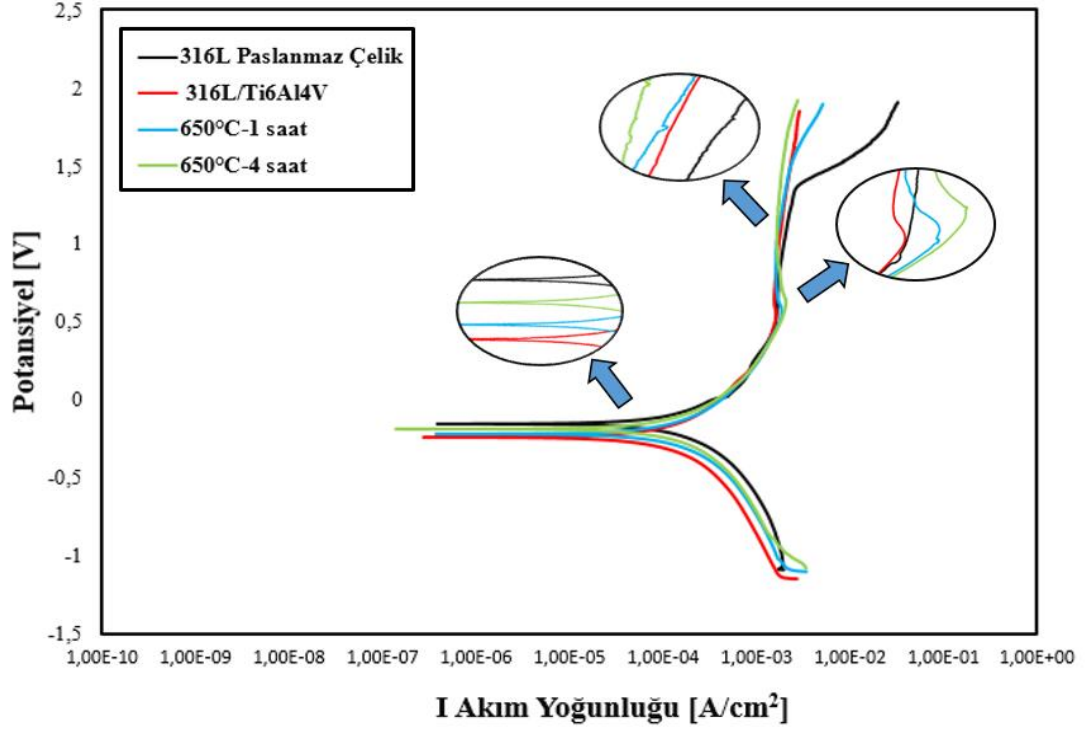
edilmiştir. Plazma oksidasyon işlemi sonucunda işlemsiz 316L/Ti6Al4V tabakalı numunelerin korozyon direnci artmıştır. Oksit tabaka oluşturan numunelerin her biri 316L/Ti6Al4V' ye göre daha soy bir karaktere sahiptir. Bunun başlıca sebebi plazma oksidasyon işlemi sonucunda yüzeyde oluşan TiO_2 ' nin anataz ve rutil fazlarının oluşumudur. Şekil 4.8' e göre plazma oksidasyon işlemi sonucunda korozyon özelliklerindeki iyileşme işlem süresine bağlı olarak değişmektedir. 650°C-4 saat plazma oksidasyon işlemlili numune 750°C-1 saat plazma oksidasyon işlemi uygulanmış numuneden daha soy özellikler göstermektedir.

4.5.2. Tafel (Akım Yoğunluğu-Gerilim) Eğrileri

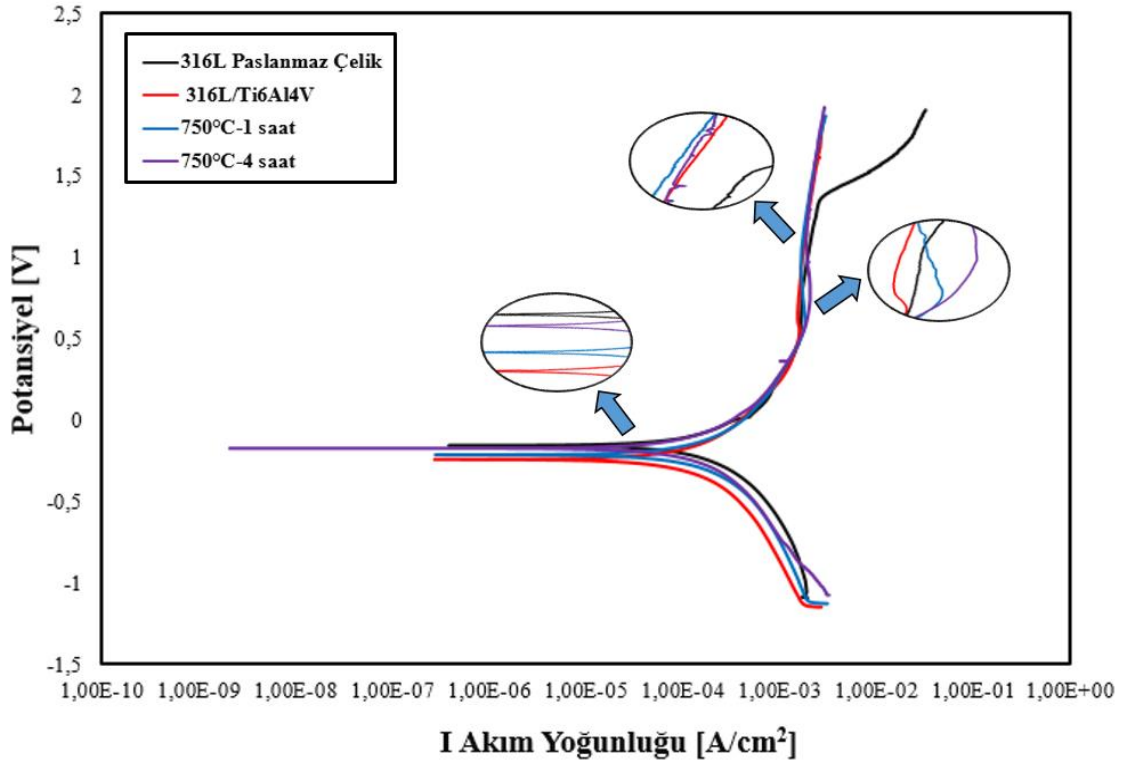
SLE ile üretilen 316L paslanmaz çelik, tabakalı 316L/Ti6Al4V ve farklı koşullarda plazma oksitlenmiş numunelere ait korozyon özelliklerinin belirlenebilmesi amacıyla akım yoğunluğu-gerilim eğrileri Şekil 4.9 ve 4.10'da verilmiştir. Sıcaklık değişkeninin etkisini belirlemek amacıyla 650°C ve 750°C işlemlili numuneler kendi arasında değerlendirilmiştir. Şekil 4.8'de görülen SLE ile üretilen 316L'nin korozyon direnci akım yoğunluğu-gerilim eğrilerinde de belirgindir. SLE ile üretilen 316L/Ti6Al4V tabakanın korozyon direnci plazma oksidasyon sonucu elde edilen oksit tabakası ile artmıştır. Şekil 4.9'da verilen grafiğe göre 650°C'de 4 saatlik plazma oksidasyon işlemi yapılan numune bu grafikteki işlemlili numuneler arasında en iyi korozyon direncini göstermektedir.

Şekil 4.10'da verilen grafiğe göre 750°C' de plazma oksidasyon sonrası elde edilen oksit tabakası işlemsiz 316L/Ti6Al4V tabakalı yapıya göre korozyon direncinde iyileşmelere neden olmuştur. Plazma oksidasyon sonucu oluşan TiO_2 tabaka malzeme için bariyer olarak korozyona karşı direnç sağlamıştır. Sıcaklığın artması ile birlikte en yüksek kaplama kalınlığına ulaşılması iyonların hareket kabiliyetini güçleştirerek titanyum tabakaya ulaşmasını engellemiştir. Ayrıca anataz ve rutil fazların sıcaklığın etkisiyle yoğunluğunun artması malzemenin korozyon direncini arttırmıştır.

4. ARAŞTIRMA BULGULARI ve TARTIŞMA



Şekil 4.9 SLE ile üretilen 316L paslanmaz çelik, tabakalı 316L/Ti6Al4V ve 650 °C’de 1 ve 4 saatlik plazma oksitlenmiş numunelere ait akım yoğunluğu-gerilim eğrileri



Şekil 4.10 SLE ile üretilen 316L paslanmaz çelik, tabakalı 316L/Ti6Al4V ve 750 °C’de 1 ve 4 saatlik plazma oksitlenmiş numunelere ait akım yoğunluğu-gerilim eğrileri

4. ARAŞTIRMA BULGULARI ve TARTIŞMA

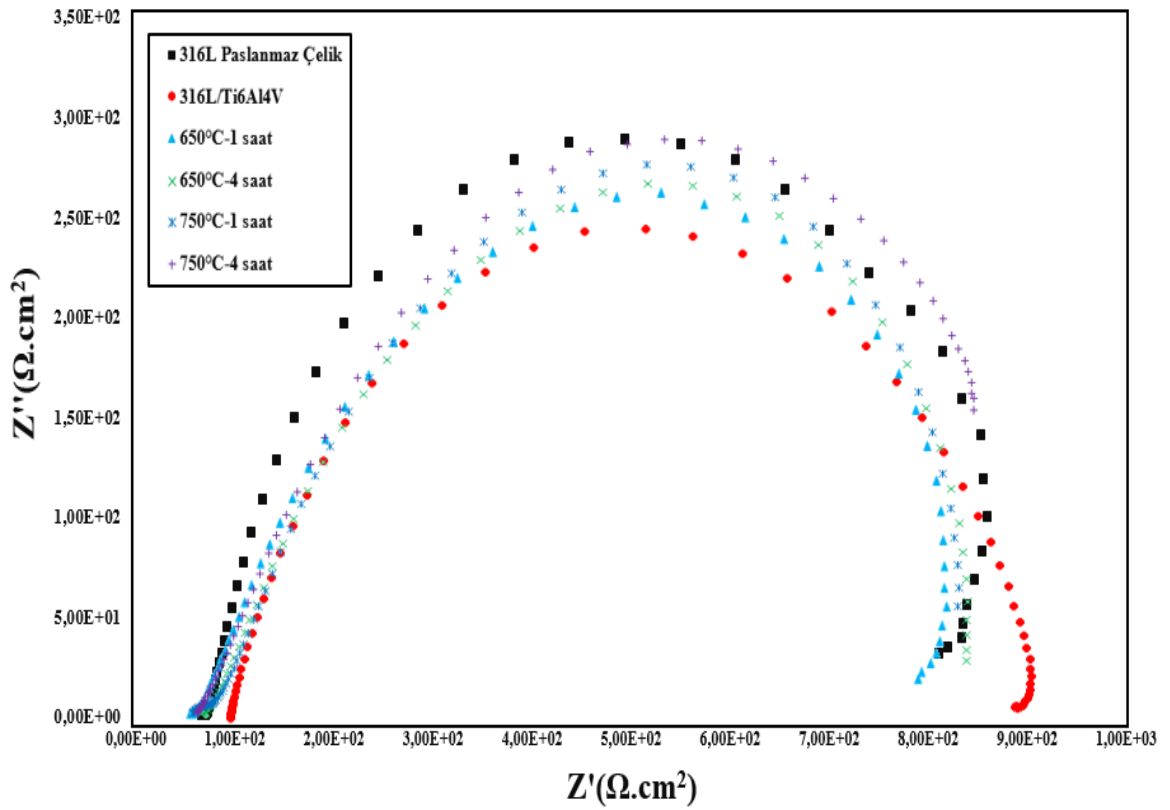
Şekil 4.9 ve 4.10’da polarizasyon deneyleri verilen SLE ile üretilen 316L paslanmaz çelik, tabakalı 316L/Ti6Al4V ve farklı koşullarda plazma oksitlenmiş numunelere ait sonuçlar Çizelge 4.2’de yer almaktadır. Korozyon potansiyeli (E_{corr}), Korozyon akım yoğunluğu (I_{corr}), anodik ve katodik tafel sabitleri (β_a ve β_c) değerleri tabloda verilmektedir. Ayrıca Çizelge 4.2’de yer alan polarizasyon direnci (R_p) Stern-Geary denklemi ile hesaplanmıştır (Stern 1957; Yetim 2016). SLE ile üretilen tabakalı yapıları E_{corr} değerindeki artış korozyon direncinin iyileşmesinde etkilidir. Ayrıca işlem sonunda tabakalı yapıların korozyona uğrama hızları da azalmıştır. Plazma oksidasyon işlemi sonucunda oluşturulan en yoğun tabaka kalınlığına sahip 750 °C’de 4 saatlik plazma oksitlenmiş numunelerde en yüksek R_p direnci ve en düşük korozyon hızı görülmektedir.

Çizelge 4.2. SLE ile üretilmiş 316L, 316L/Ti6Al4V tabakalı yapı ve farklı işlem şartlarında plazma ile oksitlenmiş 316L/Ti6Al4V alaşımına ait potansiyodinamik test sonuçları

Malzeme ve Oksidasyon Parametreleri	E_{corr} (mV)	I_{corr} ($\mu A.cm^{-2}$)	β_a (mV/decade)	β_c (mV/decade)	R_p ($10^3 \Omega.cm^2$)	Korozyon Hızı (mpy)
316L Paslanmaz Çelik	-141,03	3,23	226,1	299,3	18,25	26,9
316L/Ti6Al4V Tabakalı Yapı	-245	2,75	300,9	302,1	17,6	22,9
316L/Ti6Al4V 650°C-1 saat	-215	3,31	296,4	311	21,7	19,8
316L/Ti6Al4V 650°C-4 saat	-180	3,28	279,7	318,1	20,7	18,4
316L/Ti6Al4V 750°C-1 saat	-209	3,21	296,6	312,6	22,1	19,1
316L/Ti6Al4V 750°C-4 saat	-169	3,02	281,9	311	22,9	16,2

4.5.3. Nyquist ve Bode Eğrileri

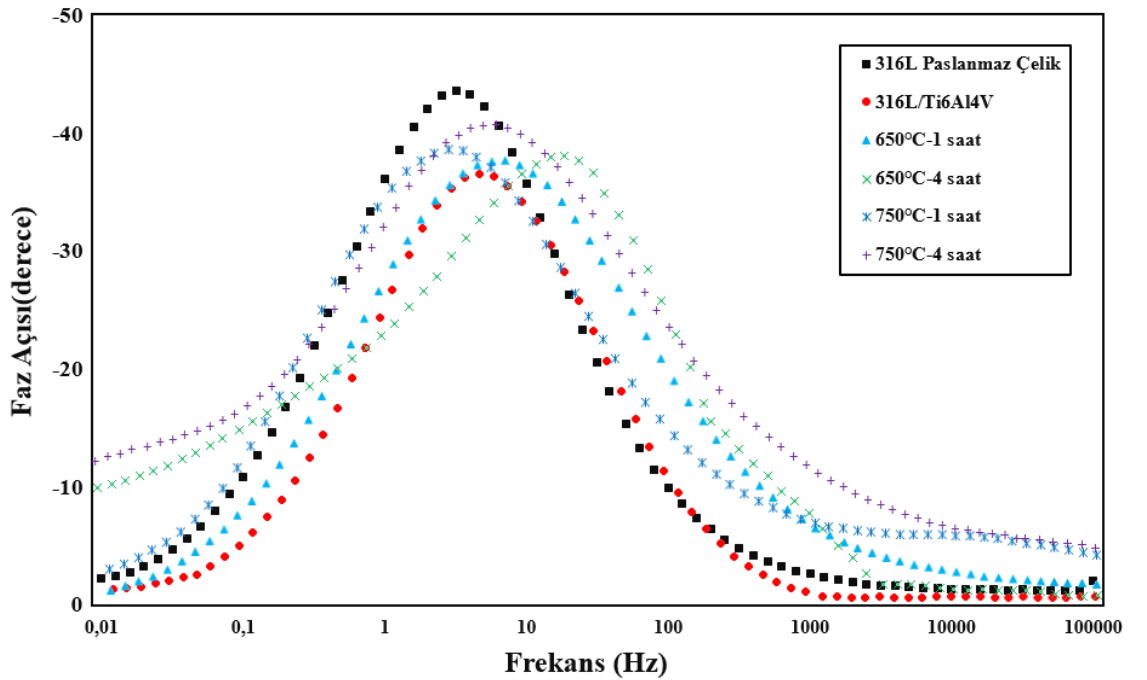
Şekil 4.11’de SLE ile üretilen 316L paslanmaz çelik, 316L/Ti6Al4V tabakalı yapı ve farklı koşullarda plazma oksidasyon işlemi uygulanmış numunelerin Nyquist eğrileri verilmektedir. Nyquist eğrilerinde numunelerin çizmiş olduğu grafiklerin yarıçap değeri ne kadar büyükse korozyon direncinde o ölçüde gelişmiştir. Çünkü yarıçap değeri büyüdükçe empedans değeri daha da büyür ve bunun da korozyon direncini geliştirdiği söylenebilir (Yetim 2016). Şekil 4.10’da verilen eğrilere göre SLE ile üretilen 316L paslanmaz çeliğin yüzeyde Ti6Al4V bulunan tabakalı yapıya göre korozyon direnci yüksektir. Ancak plazma oksidasyon işlemi sonucunda seramik tabakalı yapıların korozyon direncinde iyileşmeler meydana gelmiş ve 750 °C’de 4 saatlik plazma oksitlenmiş numunenin yarıçap değerinin 316L paslanmaz çelik malzeme ile yaklaşık aynı büyüklükte olduğu görülmektedir.



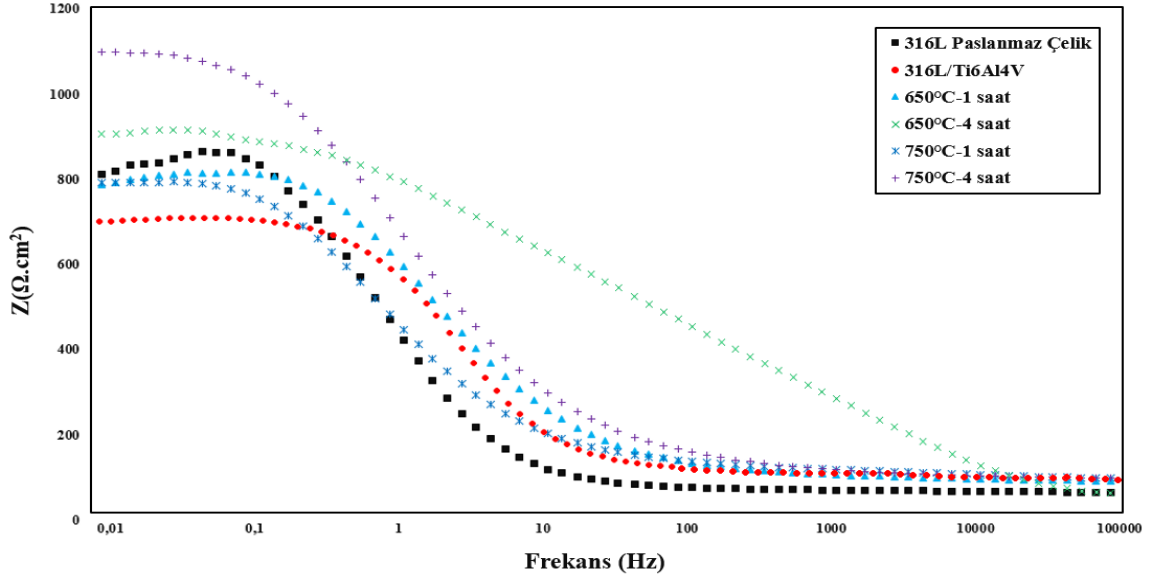
Şekil 4.11 SLE ile üretilen 316L, SLE ile üretilen 316L/Ti6Al4V tabakalı ve farklı koşullarda plazma oksidasyon işlemi uygulanmış numunelerin Nyquist eğrileri

Titanyum ve alaşımları yüzeylerindeki doğal oksit film tabakası sayesinde iyi korozyon direncine sahiptir. Ancak plazma oksidasyon sonucu oluşturulan TiO_2 tabaka seramik yapılıdır. Seramik yapıların elektron veya iyon transferini metalik malzemelere göre düşük olduğu için elektrik iletkenlikleri zayıftır. Bu özellikleri sayesinde malzeme yüzeyine oluşturulan titanyum dioksit tabaka elektrokimyasal bariyer özelliği sağlamaktadır(H. Wang et al. 2015). Bu nedenle seramik tabakalı yapı elektrokimyasal olarak gerçekleşen reaksiyonları önleyebilir ya da geciktirebilir. Bu nedenle SLE ile üretilen 316L/Ti6Al4V'ye yapıya göre plazma oksidasyon işlemi ile oksit tabakası oluşturulan numunelerin korozyon dirençleri gelişmiştir.

Şekil 4.12 ve 4.13'de SLE ile üretilen 316L paslanmaz çelik, 316L/Ti6Al4V tabakalı yapı ve farklı koşullarda plazma oksidasyon işlemi uygulanmış numunelerin sırasıyla Bode-Faz açısı ve Bode-Değer eğrileri verilmiştir. Yüksek faz açıları yüzeyde koruyucu ve korozyona karşı pasif bir yüzeyi ifade etmektedir (Yetim 2017). Başlangıçta SLE ile üretilen 316L paslanmaz çeliğin işlemsiz 316L/Ti6Al4V'ye göre faz açısı değeri büyüktür. Fakat plazma oksidasyon işlemi sonucu oksit tabakası oluşturulan numunelerde inert ve kararlı oksit tabaka faz açısını arttırmış ve korozyon direncini daha da geliştirmiştir.



Şekil 4.12 SLE ile üretilen 316L paslanmaz çelik, 316L/Ti6Al4V tabakalı yapı ve farklı koşullarda plazma oksidasyon işlemi uygulanmış numunelerin Bode-Faz açısı eğrileri



Şekil 4.13 SLE ile üretilen 316L paslanmaz çelik, 316L/Ti6Al4V tabakalı yapı ve farklı koşullarda plazma oksidasyon işlemi uygulanmış numunelerin Bode-Değer eğrileri

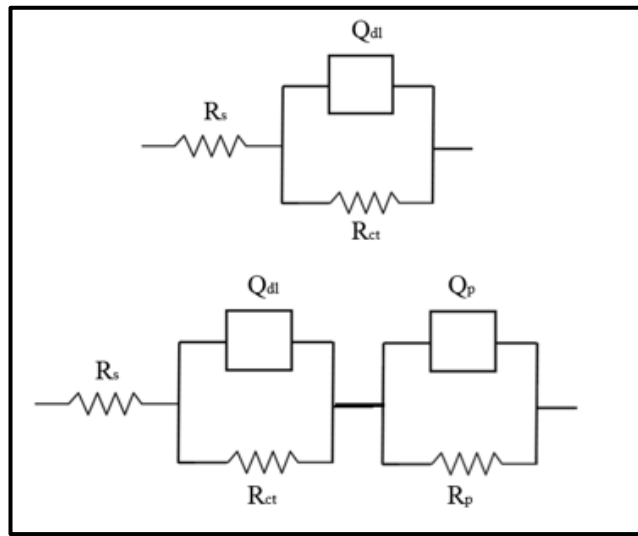
4.5.4.Korozyon Devreleri

İşlemsiz 316L, 316L/Ti6Al4V tabakalı yapı ve farklı koşullarda plazma oksidasyon işlemi uygulanmış numunelerin SBF çözeltisinde elde edilen elektrokimyasal empedans spektroskop testi sonuçlarına göre eşdeğer bir devre modeli çizilmiştir. Devre modeli Şekil 4.14’de yer almaktadır. Empedans spektrumları ZSimpWin programı aracılığıyla yapılan iterasyonların ardından eşdeğer devre modeli ile oluşturulmuştur. İşlemsiz 316L ve tabakalı 316L/Ti6Al4V programda yer alan $R_s(Q_{dl}R_{ct})$ model devre ile eşleştirilmiştir. R_s değeri işlemsiz 316L için elektrolitik direnci temsil etmektedir. R_{ct} ve Q_{dl} değerleri ise 316L taban malzemesi üzerindeki Ti6Al4V tabakanın polarizasyon direncini ve tabakanın kapasitansını ifade etmektedir. 316L/Ti6Al4V tabakalı yapı üzerine oluşturulan TiO_2 seramik tabakayı da dahil ederek ikinci bir devre daha oluşturulmuştur. Plazma oksidasyon sonucu oluşmuş seramik tabakalı 316L/Ti6Al4V yapı programdaki $R_s(Q_p R_p)(Q_{dl} R_{ct})$ model ile eşleştirilerek çizilmiştir. Bu devredeki R_s , R_p , Q_p , R_{ct} ve Q_{dl} ise sırasıyla çözeltideki direncini, kaplamanın direncini, kaplamanın kapasitansını, yük aktarım direncini ve çift katmanlı yapının kapasitansını ifade etmektedir. Çizelge 4.3’de devre elemanlarının değerleri karşılaştırmalı olarak verilmektedir.

4. ARAŞTIRMA BULGULARI ve TARTIŞMA

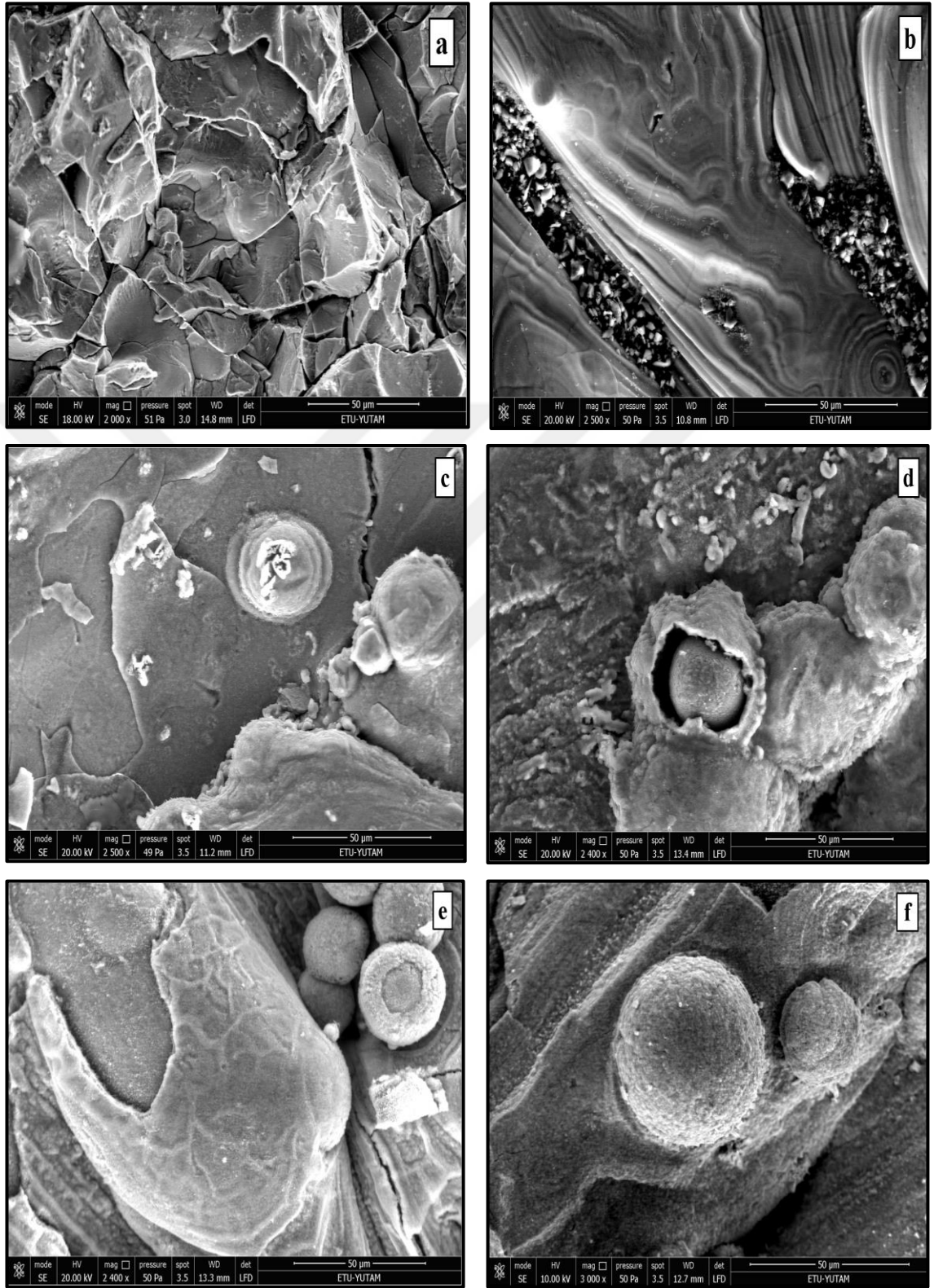
Çizelge 4.3 İşlemsiz 316L, tabakalı 316L/Ti6Al4V yapı ve farklı koşullarda plazma oksidasyon işlemi yapılmış numunelerin elektrokimyasal empedans spektroskop test verileri

Malzeme ve Oksidasyon Parametreleri	R_s ($\Omega.cm^2$)	Q_{dl} $\times 10^{-7}$ ($F.cm^{-2}$)	R_{cl} ($\Omega.cm^2$)	Q_p $\times 10^{-5}$ ($F.cm^{-2}$)	R_p ($\Omega.cm^2$)
316L Paslanmaz Çelik	75,9	2,083	$7,19 \times 10^3$	-	-
316L/Ti6Al4V Tabakalı Yapı	53	4,209	$4,24 \times 10^3$	17,6	147×10^4
316L/Ti6Al4V 650°C-1 saat	61,2	3,812	$5,17 \times 10^3$	17,3	57×10^5
316L/Ti6Al4V 650°C-4 saat	65,7	3,528	$5,76 \times 10^3$	16,9	63×10^5
316L/Ti6Al4V 750°C-1 saat	68,1	3,217	$6,7 \times 10^3$	16,2	65×10^5
316L/Ti6Al4V 750°C-4 saat	74,6	2,204	$6,98 \times 10^3$	14,4	98×10^5



Şekil 4.14. Eşdeğer devre modeli

4.5.5. Korozyon Testi Sonrası SEM Görüntüleri



Şekil 4.15 (a) 316L, (b) 316L/Ti6Al4V tabakalı yapı, (c) 650°C-1 saat, (d) 650°C-4 saat, (e) 750°C-1 saat, (f)750°C-4 saat plazma oksidasyon işlemi uygulanmış numunelerin korozyon testi sonrası SEM görüntüleri

Şekil 4.15’de 316L, 316L/Ti6Al4V tabakalı yapı ve farklı koşullarda plazma oksitlenmiş numunelerin korozyon testi sonrası SEM görüntüleri verilmiştir. SEM görüntüleri incelendiğinde tabakalı 316L/Ti6Al4V malzemenin üretimde meydana gelen lazer izlerinin arasında çözelti birikintileri ve ayrılmalar meydana geldiği Şekil 4.15 b’de görülmektedir. Plazma oksidasyon işlemi sonucunda oluşan TiO_2 tabaka Şekil 4.15 c, d, e ve f ‘de görülmektedir. Ti6Al4V alaşımı korozyon özelliklerinin iyi olmasından dolayı oldukça tercih edilir. Ancak in-vivo çalışmalarda metal serbest kalmasından dolayı toksik etki oluşturduğu için bu kullanımı sınırlamaktadır. Bu eksikliği gidermek amacıyla yüzey işlemi TiO_2 seramik tabaka oluşturulur. Tabaka kalınlığının sıcak ve zamanla artması sonucu çukurcuk korozyonu sonucu oluşan yapıların giderek derinliğini kaybetmesine neden olmuştur. Çukurcuk korozyon mekanizmasında anot metal yüzeyinde açılan çukurun içerisindeki dar bir bölgeyi, katot ise çukurun çevresindeki diğer bölgeyi ifade eder. Çukurcuğun içi ve çevresi galvanik bir çift oluşturup metalin çukur ve çevre bölgesinden hasara uğramasına neden olur. Bu korozyon tipi oldukça tehlikelidir. Plazma oksidasyon işlemi sonucunda TiO_2 oluşturan numuneler düşük sıcaklık ve kısa sürelerde belirli bölgelerde hasara uğramıştır. Bu hasara işlem yapılmış numunelerin oksit tabakasının varlığına rağmen kalınlığının yeterli olmayışı etkilidir. Elektrolitin oksit yüzeyine sızması yüzeyde hasara neden olmakta ve bu durum Şekil 4.15 d ve e’de belirgin şekilde görülmektedir. SLE ile üretim sonucu lokal olarak ergimeyen toz zerreciklerinin yüzeyinde oksit tabakasını varlığı ilgili görsellerde görülmekte ve tabaka kalınlığının yetersizliği nedeniyle de hasara uğradığı görülmektedir. Buna karşılık $750^{\circ}C-4$ saat plazma oksidasyon işlemi sonucu elde edilen oksit tabakanın sürekli ve yeterince kalın olması korozyona karşı daha koruyucu bir tabakanın oluştuğunu göstermektedir. Oksit tabakanın içeriğindeki rutil fazın anataz faza göre daha pasif yapıda olması da $750^{\circ}C-4$ saat plazma oksidasyon işlemi uygulanmış numunelerin korozyon direncinin en yüksek seviyede olduğunu göstermektedir.

5. SONUÇ ve ÖNERİLER

5.1.Sonuçlar

Bu çalışmada, geleneksel imalat yöntemleri ile üretilmesi mümkün olmayan ancak eklemeli imalat yöntemlerinden seçici lazer ergitme (SLE) yönteminin avantajları kullanılarak 316L paslanmaz çelik taban malzemesi üretilmiş ve üretilen taban malzemesinin üzerine Ti6Al4V tabaka oluşturulmuştur. Üretilen tabakalı yapı sayesinde tabanda daha ekonomik olan 316L paslanmaz çelik biyomalzeme, yüzeyde ise mükemmel biyouyumluluğa sahip Ti6Al4V alaşımının özelliklerinden yararlanılmıştır. SLE ile üretilen tabakalı yapının tribolojik özelliklerini geliştirmek için plazma oksidasyon işlemi uygulanmış ve işlem sonrası yapısal, mekanik, tribolojik ve elektrokimyasal özellikler incelenerek aşağıdaki sonuçlar elde edilmiştir.

- Elde edilen XRD sonuçlarına göre SLE ile üretilen 316L paslanmaz çelik YMK yapılı östenit (γ) faza sahiptir. SLE ile taban malzemesi üzerine oluşturulan Ti6Al4V tabaka yüksek enerjili lazer ışını ve hızlı soğuma nedeniyle yoğun olarak α' iğnemsiz martenzitik yapılıdır. Yüzeyde yer alan Ti6Al4V alaşımına plazma oksidasyon işlemi uygulandıktan sonra XRD sonuçlarına göre anataz ve rutil faz içeren TiO₂ tabakalar tespit edilmiştir. Plazma oksidasyon sıcaklığının artması ile birlikte anataz ve rutil faz piklerinin yoğunluğu artmıştır. En yoğun anataz ve rutil pikleri 750°C'de 4 saatlik plazma oksidasyon sonucu oluşmuştur.
- SLE ile üretilen 316L paslanmaz çelik ve Ti6Al4V tabakaların yüzey sertlik değerleri yüksek enerjili lazer ışını ve hızlı soğuma nedeniyle geleneksel yöntemlere nazaran fazla olsa da plazma oksidasyon işlemleri sonucu tabakalı yapıların yüzey sertliğini artmıştır. İşlemsiz tabakalı 316L/Ti6Al4V'ya göre 650°C-1 saat oksidasyon işlemi sonrası sertlik değeri yaklaşık 2 kat artarak 750-770 HV_{0,1} aralığında, 750°C-4 saat oksidasyon işlemi sonunda ise yaklaşık 4 katına çıkarak 1570-1590 HV_{0,1} değer aralığında yüzey sertliğine sahip yüzeyler elde edilmiştir.
- SLE ile üretilen 316L'ye göre tabakalı Ti6Al4V'nin aşınma direncinin daha yüksek olduğu belirlenmiştir. Ayrıca plazma oksidasyon işlemi sonrası aşınma direnci daha da iyileşmiştir. En yüksek aşınma direnci en kalın oksit tabakasına sahip 750°C' de 4 saat plazma oksidasyon işlemi uygulanmış numunelerde görülmüştür.

- SLE ile üretilen 316L paslanmaz çeliğin çukurcuk tipi korozyona karşı hassas olduğu, işlemsiz Ti6Al4V tabakanın ise 316L paslanmaz çeliğe göre daha düşük korozyon direncine sahip olduğu gözlemlenmiştir. Plazma oksidasyon işlemi sonrası Ti6Al4V tabakalı yapıların korozyon direnci artmıştır. Plazma oksidasyon işlemi sonunda korozyon direncinde oluşan TiO₂ fazlı seramik tabakanın kalınlığı ve faz yapısının yoğunluğu belirleyici olmuştur. TiO₂ faza sahip numuneler soy karakter sergilemiştir. Plazma oksidasyon işlemi uygulanmış numuneler arasında en yüksek korozyon direncine 750°C' de 4 saat oksitlenmiş numunelerin sahip olduğu belirlenmiştir.

5.2.Öneriler

Bu tez çalışmasında yeni nesil imalat yöntemlerinden biri olan seçici lazer ergitme yöntemi ile iki farklı biyomalzeme olan 316L paslanmaz çelik ve Ti6Al4V tabakalı yapılar oluşturulmuştur. Her iki malzemeden maliyeti daha düşük olan 316L paslanmaz çelik yapılı, yüzeyinde ise gelişmiş biyouyumlu ve nispeten daha maliyetli Ti6Al4V' nin tribolojik özelliklerinin geliştirilmesi hedeflenmiştir. Literatürde yer alan birçok çalışmada SLE ile tek tip metalik malzemeye ya farklı üretim parametreleri uygulanmış ya da farklı yüzey işlemleri uygulanıp değerlendirilmiştir. Bu nedenle bu çalışma sonrası yapılacak diğer çalışmalarda farklı toz malzemeleri tabakalı şekilde üretilebilir hatta cihaz özelliklerine bağlı olarak kompozit-metal tabakalı ürünler eklemeli imalat yöntemleri ile elde edilebilir. Ayrıca sadece SBF çözeltisinde yapılan korozyon testlerine ek olarak daha geniş kapsamlı in-vivo (canlı) ve in-vitro ortamlarda biyouyumluluk incelemeleri de yapılabilir.

KAYNAKLAR

- Anonymous 2018. Additive Manufacturing, Laser-Sintering and industrial 3D printing - Benefits and Functional Principle Web sitesi: https://www.eos.info/additive_manufacturing/for_technology_interested Erişim tarihi: 04.04.2019
- Anonymous,2018.Websitesi: https://www.conceptlaser.de/fileadmin//user_upload/Datasheet_CL_41TI_ELI_pdf/Datasheet_CL_20_pdf Erişim tarihi 12.03.2019
- Anonymous 2015. Concept Laser. The Technology. <https://www.conceptlaser.de/en/technology.html>. Erişim tarihi Mayıs 2017.
- Anonymous 2019. Worldwide Leaders in Industrial Metal 3D Printing Technology & EB Welding Solutions Web sitesi: <http://www.sciaky.com/> Erişim tarihi:09.04.2019
- Ahn, Dong Gyu. 2016. “Direct Metal Additive Manufacturing Processes and Their Sustainable Applications for Green Technology: A Review.” *International Journal of Precision Engineering and Manufacturing - Green Technology* 3(4): 381–95.
- Alsaran, Akgün, Ayhan Çelik, and Mehmet Karakan. 2005. “Structural, Mechanical and Tribological Properties of Duplex-Treated AISI 5140 Steel.” *Materials Characterization* 54(1): 85–92.
- Amin Yavari, S. et al. 2014. “Crystal Structure and Nanotopographical Features on the Surface of Heat-Treated and Anodized Porous Titanium Biomaterials Produced Using Selective Laser Melting.” *Applied Surface Science* 290: 287–94.
- Arslan, E., Y. Totik, and I. Efeoglu. 2012. “The Investigation of the Tribocorrosion Properties of DLC Coatings Deposited on Ti6Al4V Alloys by CFUBMS.” *Progress in Organic Coatings* 74(4): 768–71.
- Attar, H. et al. 2015. “Comparison of Wear Properties of Commercially Pure Titanium Prepared by Selective Laser Melting and Casting Processes.” *Materials Letters* 142:
- 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.
- Bartolomeu, F et al. 2017. “Wear Behavior of Ti6Al4V Biomedical Alloys Processed by Selective Laser Melting , Hot Pressing and Conventional Casting.” *Transactions of Nonferrous Metals Society of China* 27(4): 829–38.
- Beyer, Christiane. 2014. “Strategic Implications of Current Trends in Additive

- Manufacturing.” *Journal of Manufacturing Science and Engineering* 136(6): 064701.
- Brandl, Erhard, Ulrike Heckenberger, Vitus Holzinger, and Damien Buchbinder. 2012. “Additive Manufactured AlSi10Mg Samples Using Selective Laser Melting (SLM): Microstructure , High Cycle Fatigue , and Fracture Behavior.” *JOURNAL OF MATERIALS&DESIGN* 34: 159–69.
- Castellanos, S. D., Jorge Lino Alves, and Rui J. Neto. 2017. “A Comparative Study of Manufacturing Processes of Complex Surface Parts in Titanium Ti6Al4V.” *Ciencia e Tecnologia dos Materiais* 29(2): 73–78.
- Castner, David G., and Buddy D. Ratner. 2002. *500 Surface Science Biomedical Surface Science: Foundations to Frontiers*.
- Çelik, A. et al. 2008. “Effects of Plasma Nitriding on Mechanical and Tribological Properties of CoCrMo Alloy.” *Surface and Coatings Technology* 202(11): 2433–38.
- Çelik, Ayhan, Mevra Aslan, Ali Fatih Yetim, and Özgü Bayrak. 2014. “Wear Behavior of Plasma Oxidized Cocrmo Alloy under Dry and Simulated Body Fluid Conditions.” *Journal of Bionic Engineering* 11(2): 303–10.
- Çomakli, O. et al. 2016. “The Effect of Calcination Temperatures on Structural and Electrochemical Properties of TiO₂ Film Deposited on Commercial Pure Titanium.” *Surface and Coatings Technology* 285: 298–303.
- Dai, Nianwei, Junxi Zhang, Yang Chen, and Lai-Chang Zhang. 2017. “Heat Treatment Degrading the Corrosion Resistance of Selective Laser Melted Ti-6Al-4V Alloy.” *Journal of The Electrochemical Society* 164(7): C428–34.
- Dong, H., and T. Bell. 2000. “Enhanced Wear Resistance of Titanium Surfaces by a New Thermal Oxidation Treatment.” *Wear* 238(2): 131–37.
- Edenhofer, B., 1974, *Physical and Metallurgical Aspect of Ionitriding. Heat Treatment of Metals*, 2, 23-28
- Fukuda, A. et al. 2011. “Osteoinduction of Porous Ti Implants with a Channel Structure Fabricated by Selective Laser Melting.” *Acta Biomaterialia* 7(5): 2327–36.
- Geetha, M., A. K. Singh, R. Asokamani, and A. K. Gogia. 2009. “Ti Based Biomaterials, the Ultimate Choice for Orthopaedic Implants - A Review.” *Progress in Materials Science* 54(3): 397–425.
- Gu, Dongdong et al. 2012. “Densification Behavior, Microstructure Evolution, and Wear Performance of Selective Laser Melting Processed Commercially Pure Titanium.” *Acta Materialia* 60(9): 3849–60.

- Guo, Nannan, and Ming C. Leu. 2013. "Additive Manufacturing: Technology, Applications and Research Needs." *Frontiers of Mechanical Engineering* 8:215–43.
- Harrysson, Ola L.A. et al. 2008. "Direct Metal Fabrication of Titanium Implants with Tailored Materials and Mechanical Properties Using Electron Beam Melting Technology." *Materials Science and Engineering C* 28(3): 366–73.
- Kao, W. H., Y. L. Su, J. H. Horng, and C. Y. Chang. 2018. "Tribological, Electrochemical and Biocompatibility Properties of Ti6Al4V Alloy Produced by Selective Laser Melting Method and Then Processed Using Gas Nitriding, CN or Ti-C:H Coating Treatments." *Surface and Coatings Technology* 350(July): 172–87.
- Karimi, Shima, Tirdad Nickchi, and Akram Alfantazi. 2011. "Effects of Bovine Serum Albumin on the Corrosion Behaviour of AISI 316L, Co-28Cr-6Mo, and Ti-6Al-4V Alloys in Phosphate Buffered Saline Solutions." *Corrosion Science* 53(10): 3262–
- Kasperovich, Galina, and Joachim Hausmann. 2015. "Improvement of Fatigue Resistance and Ductility of TiAl6V4 Processed by Selective Laser Melting." *Journal of Materials Processing Technology* 220: 202–14.
- Katz-demyanetz, Alexander, Vladimir V Popov Jr, Aleksey Kovalevsky, and Daniel Safranchik. 2019. "Powder-Bed Additive Manufacturing for Aerospace Application : Techniques , Metallic and Metal / Ceramic Composite Materials and Trends." 5.
- Kokubo, T et al. 1990. "Surface-Structure Changes in Bioactive." 24: 721–34.
- Kremers, Hilal Maradit et al. 2014. "Prevalence of Total Hip and Knee Replacement in the United States." *Journal of Bone and Joint Surgery - American Volume* 97(17): 1386–97.
- Kruth, J P, X Wang, T Laoui, and L Froyen. 2003. "Lasers and Materials in Selective Laser Sintering." 23(4): 357–71.
- Laoui, T Ã et al. 2006. "Properties of Titanium Dental Implant Models Made by Laser Processing." 220: 857–63.
- Lee, Hyub et al. 2017. "Lasers in Additive Manufacturing: A Review." *International Journal of Precision Engineering and Manufacturing - Green Technology* 4(3): 307–22.
- Lewandowski, John J., and Mohsen Seifi. 2016. "Metal Additive Manufacturing: A Review of Mechanical Properties." *Annual Review of Materials Research* 46(1): 151–86.
- Liverani, E., S. Toschi, L. Ceschini, and A. Fortunato. 2017. "Effect of Selective Laser

- Melting (SLM) Process Parameters on Microstructure and Mechanical Properties of 316L Austenitic Stainless Steel.” *Journal of Materials Processing Technology* 249(May): 255–63.
- Longhitano, Guilherme Arthur et al. 2018. “Heat Treatments Effects on Functionalization and Corrosion Behavior of Ti-6Al-4V ELI Alloy Made by Additive Manufacturing.” *Journal of Alloys and Compounds* 765: 961–68.
- Lu, Fu Hsing, Hong Dar Tsai, and Yu Chih Chieh. 2008. “Plasma Oxidation of Al Thin Films on Si Substrates.” *Thin Solid Films* 516(8): 1871–76.
- Mattei, L., F. Di Puccio, B. Piccigallo, and E. Ciulli. 2011. “Lubrication and Wear Modelling of Artificial Hip Joints: A Review.” *Tribology International* 44(5): 532–49.
- Murr, L. E. et al. 2009. “Microstructure and Mechanical Behavior of Ti-6Al-4V Produced by Rapid-Layer Manufacturing, for Biomedical Applications.” *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials* 2(1): 20–32.
- Okazaki, Yoshimitsu, and Emiko Gotoh. 2005. “Comparison of Metal Release from Various Metallic Biomaterials in Vitro.” *Biomaterials* 26(1): 11–21.
- Preez, Willie B D U. 2019. “Towards Qualification of Additively Manufactured Ti6Al4V (ELI) Medical Implants.” *JOM* 71(2): 655–61.
- Stern, Milton. 1957. “Electrochemical Polarization.” *Journal of The Electrochemical Society* 104(9): 559.
- Sun, Zhongji, Xipeng Tan, Shu Beng Tor, and Wai Yee Yeong. 2016. “Selective Laser Melting of Stainless Steel 316L with Low Porosity and High Build Rates.” *Materials and Design* 104: 197–204.
- Taftali, Merve,. “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 Anabilim Dalı, Erzurum
- Tie-, Zhang Yi L U. 2011. “The Research of Reactive Oxygen Species ROS in Plants.” *International Journal of Emerging Technology and Advanced Engineering* 2(4): 91–101.
- Toptan, Fatih et al. 2019. “Corrosion and Tribocorrosion Behaviour of Ti6Al4V Produced by Selective Laser Melting and Hot Pressing in Comparison with the Commercial Alloy.” *Journal of Materials Processing Technology* 266(March 2018): 239–45.
- Turalıoğlu, K 2018. “Seçici Lazer Ergitme (Slm) Yöntemi Kullanılarak Elde Edilen

- Kendinden Yağlayıcı Yüzeylerin Tribolojik Davranışlarının Belirlenmesi.” Yüksek Lisans Tezi, Erzurum Teknik Üniversitesi, Fen Bilimleri Enstitüsü, Makine Mühendisliği Anabilim Dalı, Erzurum
- Uzun, Yakup, Halim Kovacı, Ali Fatih Yetim, and Ayhan Çelik. 2019. “Effect of Boronizing on the Structural, Mechanical and Tribological Properties of CoCrW Dental Alloy Produced by Selective Laser Melting.” *Industrial Lubrication and Tribology* 71(3): 348–56.
- Verstrynge, Astrid, Jan Van Humbeeck, and Guy Willems. “Beta-Titanium Orthodontic Wires.” : 460–70.
- Wang, Hefeng et al. 2015. “A Comparative Study of the Corrosion Performance of Titanium (Ti), Titanium Nitride (TiN), Titanium Dioxide (TiO₂) and Nitrogen-Doped Titanium Oxides (N-TiO₂), as Coatings for Biomedical Applications.” *Ceramics International* 41(9): 11844–51.
- Wang, X, and T Laoui. 2012. “Research Article Lasers and Materials in Selective Laser Sintering.”
- Wysocki, Bartłomiej et al. 2017. “Microstructure and Mechanical Properties Investigation of CP Titanium Processed by Selective Laser Melting (SLM).” *Journal of Materials Processing Technology* 241: 13–23.
- Xu, Jia yun et al. 2016. “Improved Bioactivity of Selective Laser Melting Titanium: Surface Modification with Micro-/Nano-Textured Hierarchical Topography and Bone Regeneration Performance Evaluation.” *Materials Science and Engineering C* 68: 229–40.
- Yazici, M. et al. 2015. “The Effect of Plasma Nitriding Temperature on the Electrochemical and Semiconducting Properties of Thin Passive Films Formed on 316L Stainless Steel Implant Material in SBF Solution.” *Surface and Coatings Technology* 261: 181–88.
- Yazıcı, M., H. Kovacı, A. F. Yetim, and A. Çelik. 2018. “Structural, Mechanical and Tribological Properties of Ti and TiN Coatings on 316L Stainless Steel.” *Ceramics International* 44(12): 14195–201.
- Yetim, A. F. et al. 2009. “Several Plasma Diffusion Processes for Improving Wear Properties of Ti6Al4V Alloy.” *Wear* 267(12): 2179–85.
- 2010a. “Investigation of Wear Behavior of Titanium Oxide Films, Produced by Anodic Oxidation, on Commercially Pure Titanium in Vacuum Conditions.” *Surface and Coatings Technology* 205(6): 1757–63.

- Yetim, A. F., A. Celik, and A. Alsaran. 2010. "Improving Tribological Properties of Ti6Al4V Alloy with Duplex Surface Treatment." *Surface and Coatings Technology* 205(2): 320–24.
- Yetim, A.Fatih. 2009. "Biyomalzeme Olarak Kullanılan AISI316l Paslanmaz Çelik ve Ti6Al4V Alaşımının Plazma Ile Nitrüleme Davranışı, Ti-Dlc Ince Film Kaplama Ile Karşılaştırılması, Doktora Tezi, Atatürk Üniversitesi, Fen Bilimleri Enstitüsü, Makine Mühendisliği Anabilim Dalı, 1."
- Yetim, T. 2017. "An Investigation of the Corrosion Properties of Ag-Doped TiO₂-Coated Commercially Pure Titanium in Different Biological Environments." *Surface and Coatings Technology* 309: 790–94.
- Yetim, Tuba. 2016. "Corrosion Behavior of Ag-Doped TiO₂Coatings on Commercially Pure Titanium in Simulated Body Fluid Solution." *Journal of Bionic Engineering* 13(3): 397–405.
- Yildiz, F., A. F. Yetim, A. Alsaran, and A. Çelik. 2008. "Plasma Nitriding Behavior of Ti6Al4V Orthopedic Alloy." *Surface and Coatings Technology* 202(11): 2471–76.
- Zhang, L. C. et al. 2011. "Manufacture by Selective Laser Melting and Mechanical Behavior of a Biomedical Ti-24Nb-4Zr-8Sn Alloy." *Scripta Materialia* 65(1): 21–
- Zhao, Guo Hua, Ragnhild E. Aune, and Nuria Espallargas. 2016. "Tribocorrosion Studies of Metallic Biomaterials: The Effect of Plasma Nitriding and DLC Surface Modifications." *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials* 63: 100–114.
- Zhong, Yuan et al. 2016. "Intragranular Cellular Segregation Network Structure Strengthening 316L Stainless Steel Prepared by Selective Laser Melting." *Journal of Nuclear Materials* 470: 170–78..
- Zhu, Y., X. Chen, J. Zou, and H. Yang. 2016. "Sliding Wear of Selective Laser Melting Processed Ti6Al4V under Boundary Lubrication Conditions." *Wear* 368–369: 485–95.

ÖZGEÇMİŞ

Kişisel Bilgiler

Adı-Soyadı: Hilmi TEKDIR

Uyruđu: T.C

Dođum Tarihi ve Yeri: 15.06.1993 / Erzurum

Medeni Hali: Bekâr

Telefon : +90 538 830 38 19

E-mail: hilmi.tekdir@erzurum.edu.tr

Eđitim

Derece	Üniversite	Mezuniyet Yılı
Yüksek Lisans	Erzurum Teknik Üniversitesi	2019
Lisans	Selçuk Üniversitesi	2016
Lise	IMKB Ilıca Yavuz Selim Anadolu Öğretmen Lisesi	2011

Çalıştığı Kurum/Kurumlar ve Yıl

Erzurum Teknik Üniversitesi-2018 (halen)