



**Tİ6AL4V TİTANYUM ALAŞIMININ LAZER
KAYNAK KABİLİYETİ VE BİYOAKTİVİTE
ÖZELLİKLERİNİN İNCELENMESİ**

Şennur ARSLAN

**2020
YÜKSEK LİSANS TEZİ
İMALAT MÜHENDİSLİĞİ**

**Tez Danışmanı
Dr. Öğr. Üyesi Hayriye ERTEK EMRE**

**Ti6Al4V TİTANYUM ALAŞIMININ LAZER KAYNAK KABİLİYETİ VE
BİYOAKTİVİTE ÖZELLİKLERİNİN İNCELENMESİ**

Şennur ARSLAN

**T.C.
Karabük Üniversitesi
Lisansüstü Eğitim Enstitüsü
İmalat Mühendisliği Anabilim Dalında
Yüksek Lisans Tezi
Olarak Hazırlanmıştır**

**Tez Danışmanı
Dr. Öğr. Üyesi Hayriye ERTEK EMRE**

**KARABÜK
Mayıs 2020**

Şennur ARSLAN tarafından hazırlanan “Tİ6AL4V TİTANYUM ALAŞIMININ LAZER KAYNAK KABİLİYETİ VE BİYOAKTİVİTE ÖZELLİKLERİNİN İNCELENMESİ” başlıklı bu tezin Yüksek Lisans Tezi olarak uygun olduğunu onaylarım.

Dr.Öğr. Üyesi Hayriye ERTEK EMRE

.....

Tez Danışmanı, İmalat Mühendisliği Anabilim Dalı

Bu çalışma, jürimiz tarafından oy birliği ile İmalat Mühendisliği Anabilim Dalında Yüksek Lisans tezi olarak kabul edilmiştir. 28 / 05 / 2020

Ünvanı, Adı SOYADI (Kurumu)

İmzası

Başkan: Prof. Dr. Şükrü TALAŞ (AKÜ)

.....

Üye : Prof. Dr. Süleyman GÜNDÜZ (KBÜ)

.....

Üye : Dr.Öğr. Üyesi Hayriye ERTEK EMRE (KBÜ)

.....

KBÜ Lisansüstü Eğitim Enstitüsü Yönetim Kurulu, bu tez ile, Yüksek Lisans derecesini onamıştır.

Prof. Dr. Hasan SOLMAZ

.....

Lisansüstü Eğitim Enstitüsü Müdürü



“Bu tezdeki tüm bilgilerin akademik kurallara ve etik ilkelere uygun olarak elde edildiğini ve sunulduğunu; ayrıca bu kuralların ve ilkelerin gerektirdiği şekilde, bu çalışmadan kaynaklanmayan bütün atıfları yaptığımı beyan ederim.”

Şennur ARSLAN

ÖZET

Yüksek Lisans Tezi

Ti6Al4V TİTANYUM ALAŞIMININ LAZER KAYNAK KABİLİYETİ VE BİYOAKTİVİTE ÖZELLİKLERİNİN İNCELENMESİ

Şennur ARSLAN

**Karabük Üniversitesi
Lisansüstü Eğitim Enstitüsü
İmalat Mühendisliği Anabilim Dalı**

Tez Danışmanı:

Dr. Öğr. Üyesi Hayriye ERTEK EMRE

Mayıs 2020, 145 sayfa

Günümüzde malzeme bilimindeki en büyük gelişmelerden birisi de 'Biyomalzemeler'dir. Yüksek yoğunluk-mukavemet ve iyi derecede korozyon dirençlerinden dolayı endüstride biyomalzeme olarak, kimya sanayinden medikal sektöre kadar birçok alanda titanyum alaşımlarından yararlanılmaktadır. Titanyum alaşımlarının tribo-korozyon ve korozyon özelliklerinin önemi; denizaltı, deniz üstü platformları, biyomedikal implantlar ve diş hekimliğinde kullanımlarından kaynaklanır. Bugün kullanılan tüm titanyum alaşımların % 50 'sinden fazlası Ti6Al4V alaşımıdır. Ti6Al4V iki fazlı bir $\alpha+\beta$ alaşımı olup, içeriğindeki alüminyumun α faz dengeleyici, vanadyumun ise β faz dengeleyici element olarak görev yaptığı bilinir.

Günümüzde medikal alanda kullanılan malzemelerin kullanım alanında insan dokusu ile uyumluluğu ve biyokorozyon davranışları hakkında araştırmalar halen devam

etmektedir. Bununla birlikte kullanılan parçaların boyutsal oranlarının çok küçük ve kompleks olması üretim aşamasında bu parçaların kaynaklı birleştirilmelerini zorunlu kılmaktadır. Kaynak ısıtım işleminin, Ti6Al4V alaşımlarının korozyon direnci ve mekanik özelliklerini nasıl etkilediğini bilmek, kullanım alanı açısından oldukça önemlidir. Literatür araştırmalarından, titanyum alaşımlarının kaynaklı birleştirmeleri ile ilgili farklı çalışmalar yürütüldüğü görülmektedir. Modern birleştirme teknolojilerinden biri olarak, lazer kaynağı ayırt edici özellikleri ve potansiyeli nedeniyle artan ilgi görmektedir. Bu kaynak yöntemini nitelikli yapan, dar bir alana odaklanarak yüksek güç yoğunluğunda kullanılabilmesi ve otomasyona uygun olmasıdır. Lazer kaynak yöntemlerinden biri olan CO₂ lazer kaynak yöntemi, düşük ısı girdisi, yüksek yoğunlaşma enerjisi, yüksek kaynak besleme hızı, dar kaynak bölgesi, yüksek mekanik dayanım, düşük distorsiyon nedeniyle ilave metal olmadan kaynak yapma imkânı sağlamasından dolayı geleneksel kaynak yöntemlerinden ayrılır.

Medikal alanda kullanılan titanyum ve alaşımlarından oluşan ortopedik cihaz ve implantların üretim tekniklerinde, selektif lazer ışını eritme (SLM), elektron ışını eritme (EBM) (electron beam melting) ve hızlı üretim (RM) (rapid manufacturing) özel bir yere sahiptir. Ancak biyomalzemelere uygulanan bu termal etkinin titanyum malzeme özelliklerine ve implant olarak insan vücudu içerisinde kullanımı sırasında gösterdiği davranışlara etkileri bilinmemektedir.

Bu tez çalışmasında Ti6Al4V alaşım malzemenin, CO₂ lazer kaynaklı birleştirmelerinin özelliklerinin değişiminde, kaynak parametrelerinden ısı girdisi üzerinde etkin rolü olan kaynak ilerleme hızının etkisi araştırılmıştır. Bu amaçla Ti6Al4V alaşım malzemenin, CO₂ lazer kaynak yöntemiyle farklı kaynak hızlarında birleştirilmesi gerçekleştirilerek bağlantıların mekanik özelliklerinin belirlenmesi amacıyla çekme testi ile sertlik ölçümleri gerçekleştirilmiştir. Ayrıca, birleştirmelerin mikroyapı incelemeleri de gerçekleştirilmiştir. Böylece birleştirmelerin mikroyapı ve mekanik özelliklerine kaynak ilerleme hızının etkisi tayin edilmiştir. İlâveten, kaynak termal çevriminin, biyomalzeme olarak kullanılan titanyum alaşımının biyoyumluluğuna ve biyokorozyon davranışına etkileri incelenmiştir. Bu amaçla Ti6Al4V ana malzemenin ve lazer kaynaklı birleştirmelerinin yapay vücut sıvısı

(SBF) içerisinde 1, 7, 14, 21 ve 28 gün bekletilerek biyoaktivite özellikleri tayin edilmiştir. Numune yüzeylerinde oluşan hidroksiapatit oluşumu ağırlık artışıyla belirlenmiştir. Biyoaktivite testi sonrası yüzeydeki hidroksiapatitin temizlenerek ağırlık kayıpları hesaplanmış, ağırlık kaybına bağlı numunelerin biyokorozyon hızları belirlenmiştir. İlave olarak; numune yüzeylerinde oluşan hidroksiapatitin karakterizasyonu Taramalı Elektron Mikroskobu (SEM), elementel haritalama (mapping), X-Işını Difraktometresi (XRD) ve Enerji Dispersiyon Spektrometrisi (EDS) ile gerçekleştirilmiştir.

Anahtar Sözcükler : Biyomedikal Ti6Al4V alaşımı, CO₂ Lazer kaynağı, mekanik özellik, mikroyapı, Hidroksiapatit, Biyoaktivite.

Bilim Kodu : 91511

ABSTRACT

M. Sc. Thesis

INVESTIGATION OF LASER WELDABILITY AND BIOACTIVITY CHARACTERISTICS OF Ti6Al4V TITANIUM ALLOY

Şennur ARSLAN

Karabuk University

Institute of Graduate Programs

Department of Manufacturing Engineering

Thesis Advisor:

Dr. Hayriye ERTEK EMRE

May 2020, 145 pages

One of the greatest developments in materials science today is ‘Biomaterials’. Due to its high density-strength and good corrosion resistance, titanium alloys are used in many fields from the chemical industry to the medical sector as biomaterials in the industry. The importance of tribo-corrosion and corrosion properties of titanium alloys stems is distinguished from their use in submarine, offshore platforms, biomedical implants and dentistry. More than % 50 of all titanium alloys used today are Ti6Al4V alloys. Ti6Al4V is a two-phase $\alpha + \beta$ alloy and it is known that aluminum acts as α phase stabilizer and vanadium acts as β phase stabilizer.

Today, research on the compatibility of materials used in the medical field with human tissue and biocorrosion behaviors is still ongoing. However, the dimensional proportions of the parts used are very small and complex, making it mandatory to combine these parts in the production stage. It is important to know how weld termal

cycle affects the corrosion resistance and mechanical properties of Ti6Al4V alloys. In literature studies, it is seen that different studies are carried out on welded joints of titanium alloys. As one of the modern joining technologies, laser welding is receiving increasing attention due to its superior distinguishing properties and potential. The advantage of this welding method is that it can be used at high power density by focusing on a narrow space and suitable for automation. CO₂ laser welding method, which is one of the laser welding methods, differs from traditional welding methods due to its low heat input, high condensation energy, high welding feed rate, narrow welding zone, deep penetration joints, high mechanical strength, and the possibility of welding without additional metal due to low distortion.

The production techniques of orthopedic devices and implants consisting of titanium and its alloys used in medical field are, selective laser beam melting (SLM), electron beam melting (EBM) and rapid production (rapid manufacturing). However, the effects of this thermal effect applied to titanium biomaterials properties and behaviors during use as implant in human body are not known.

In this study, the effect of laser welding speed which has an effective role on heat input from welding parameters on properties of CO₂ laser welded Ti6Al4V joints was investigated. For this purpose, Ti6Al4V alloy was joined with CO₂ laser welding method at different welding speeds and hardness measurements were carried out with tensile tests in order to determine the mechanical properties of the weldments. In addition, microstructures examination of the joints were also carried out. Thus, the effect of welding speed rate on the microstructure and mechanical properties of joints has been determined. In addition, the effects of the welding thermal cycle on titanium alloy biocompatibilities and biocorrosion behavior used as biomaterials were investigated. For this purpose, the bioactivity properties were determined by keeping Ti6Al4V alloy and its welded joints in Simulated Body Fluid (SBF) for 1, 7, 14, 21 and 28 days. The formation of hydroxyapatite formed on the sample surfaces was determined by the increase in weight. After the bioactivity test, the hydroxyapatite on the surface was cleaned and weight losses were calculated. Also, the biocorrosion rates of the samples due to weight loss were determined. In addition, the characterization of hydroxyapatite formed on the sample surfaces was carried out by

Scanning Electron Microscope (SEM), elemental mapping, X-Ray Diffractometer (XRD) and Energy Dispersion Spectrometry (EDS).

Key Words : Biomedical Ti6Al4V alloy, CO₂ Laser welding, mechanical properties, microstructure, Hydroxyapatite, Bioactivity.

Science Code : 91511



TEŞEKKÜR

Bu bilimsel çalışmanın gerçekleŐtirilmesinde, baŐından sonuna kadar bilgi ve tecrubesinden yararlandığım, sabrını, desteğini ve samimiyetini esirgemeyen, değerli hocam Sayın Dr. Öğr. Üyesi Hayriye ERTEK EMRE'ye saygı ve teŐekkürlerimi sunarım.

ÇalıŐmalarımı yönlendirmemde, araŐtırmalarımnda bilgi, öneri ve yardımlarını esirgmeden, yetiŐme ve geliŐmeye katkıda bulunan Prof. Dr. Ramazan KAÇAR hocama, ayrıca Karabük Üniversitesi Teknoloji Fakültesi İmalat Mühendisliği Bölümündeki tüm hocalarıma katkılarından dolayı teşekkür ederim. Deneysel alıŐmalar esnasındaki yardımlarından dolayı arkadaşım Batuhan BOZKURT'a, Araştırma Görevlisi Demet TAŐTEMÜR ve Öznur DİNÇEL'e, SEM laboratuvarlarındaki yardımlarından dolayı Araştırma Görevlisi Yasin AKGÜL ve Araştırma Görevlisi Anday DURU hocalarıma, bu çalışmada sağladıkları olanaklardan dolayı teŐekkürlerimi bir borç bilirim.

Yapılan tez alıŐması, Karabük Üniversitesi Rektörlüğü Bilimsel Araştırma Projeleri Komisyonu tarafından FYL-2019-2020 numaralı proje kapsamında desteklenmiŐtir. Bilimsel Araştırma Projeleri Birimine ve Karabük Üniversitesi Rektörlüğüne desteklerinden dolayı teŐekkürlerimi sunarım.

Son olarak, hayatım boyunca desteklerini ve sevgilerini hiçbir zaman eksik etmeyen değerli aileme, eŐime, çocuklarıma sonsuz sevgi ve Őükranlarımı sunarım.

İÇİNDEKİLER

	<u>Sayfa</u>
ÖZET.....	iv
ABSTRACT.....	vii
TEŞEKKÜR.....	x
İÇİNDEKİLER	xi
ŞEKİLLER DİZİNİ.....	xv
ÇİZELGELER DİZİNİ	xviii
SİMGELER VE KISALTMALAR DİZİNİ	xix
BÖLÜM 1	1
GİRİŞ	1
BÖLÜM 2	6
BİYOMALZEMELER VE GENEL KULLANIM ALANLARI	6
2.1. BİYOMALZEMELER.....	6
2.1.1. Biyomalzemeler ve Genel Özellikleri.....	6
2.1.2. Biyomalzemeler ve Genel Kullanım Alanları	7
2.1.3. Biyoyumluluk Kavramı	12
2.1.4. Metalik Biyomalzemeler.....	13
2.1.4.1. Paslanmaz Çelik.....	18
2.1.4.2. Kobalt Tabanlı Alaşımlar	20
2.1.4.3. Titanyum İçeren Alaşımlar	22
2.2. BİYOMALZEMELERİN HİDROKSİAPATİT KAPLANMASI.....	26
2.2.1. Biyomalzemelerin Kaplanmasıda Kullanılan Hidroksiapatit	26
2.2.2. Hidroksiapatitin Genel Özellikleri.....	26
2.2.3. Biyomalzemelerin Hidroksiapatit Kaplama Yöntemleri	29
2.2.3.1. Biyomimetik Kaplama Yöntemi.....	29

	<u>Sayfa</u>
BÖLÜM 3	31
TİTANYUM VE TİTANYUM ALAŞIMLARI	31
3.1. TİTANYUM ALAŞIMLARININ SINIFLANDIRILMASI	35
3.1.1. Saf Titanyum.....	35
3.1.2. α Titanyum Alaşimleri	35
3.1.3. α 'ya Yakın (Near- α) Titanyum Alaşimleri	36
3.1.4. $\alpha+\beta$ Titanyum Alaşimleri.....	37
3.1.5. β Titanyum Alaşimleri	37
3.2. TİTANYUM VE TİTANYUM ALAŞIMLARININ KULLANIM ALANLARI	38
3.3. Tİ-6AL-4V ALAŞIM MALZEME	42
 BÖLÜM 4	 45
LAZER KAYNAĞI	45
4.1. LAZER KAYNAĞININ TANITIMI	45
4.1.1. Lazer Kaynağının Uygulama Biçimi	47
4.1.1.1. Elektrik İle Pompa Yapma Yöntemi.....	48
4.1.1.2. Optik İle Pompa Yapma Yöntemi	48
4.1.1.3. Kimyasal Tepkime Sonucu Pompa Yapma Yöntemi	50
4.1.2. Lazer Kaynak Çeşitleri	50
4.1.2.1. Katı Hal Lazerleri	51
4.1.2.2. Gaz Lazerleri	52
4.1.2.3. Sıvı Lazerleri (Dye Lasers).....	55
4.1.2.4. Yarı İletken (Diyot) Lazerleri	55
4.1.2.5. Fiber Lazer Kaynak Sistemi	55
4.1.3. Lazer Kaynağının Kullanım Alanları	56
4.1.4. Lazer Kaynak Yönteminin Avantaj ve Dezavantajları	56
4.2. TİTANYUM VE TİTANYUM ALAŞIMLARININ LAZER KAYNAĞI... 58	58
 BÖLÜM 5	 61
DENEYSEL ÇALIŞMALAR	61
5.1. DENEYDE KULLANILAN MALZEME	61
5.1.1. Ana Malzemenin Kimyasal Bileşimi	61
5.2. KAYNAK YÖNTEMİ VE KAYNAK PARAMETRELERİ	62

	<u>Sayfa</u>
5.3. DENEY NUMUNELERİNİN NUMARALANDIRMA SİSTEMİ.....	63
5.4. DENEY NUMUNELERİNİN HAZIRLANMASI	64
5.5. TAHRİBATSIZ MUAYENE İNCELEMELERİ.....	65
5.5.1. Sıvı Penetrant Muayene ve Radyografik Muayene Deneyleri.....	65
5.6. MAKRO VE MİKROYAPI İNCELEMELERİ.....	66
5.7. ÇEKME DENEYİ VE UYGULANIŞI	68
5.8. SERTLİK ÖLÇÜMÜ	69
5.9. BİYOAKTİVİTE DENEYİ VE UYGULANIŞI.....	70
5.9.1. Deney Numunelerinin Biyoaktivite Testleri İçin Yüzey Modifikasyonu	70
5.9.2. Yapay Vücut Sıvısı (SBF-Simulated Body Fluid) Hazırlanması	72
5.9.3. Deney Numunelerinin Yapay Vücut Sıvısı İçerisinde Bekletilmesi	73
5.9.4. Yapay Vücut Sıvısı İçerisinde Bekletilen Deney Numunelerinin Ağırlık Artışı Hesabı	74
5.9.5. Yapay Vücut Sıvısı İçerisinde Bekletilen Deney Numunelerinin Yüzeyindeki Hidroksiapatit Tabakasının İncelenmesi	74
5.9.6. Yapay Vücut Sıvısı İçerisinde Bekletilen Deney Numunelerinin X-Işını Kırınım Analizi (XRD).....	75
5.9.7. Yapay Vücut Sıvısı İçerisinde Bekletilen Deney Numunelerinin Ağırlık Kaybı ve Ağırlık Kaybına Bağlı Biyokorozyon Özelliklerinin İncelenmesi	75
BÖLÜM 6	77
DENEYSEL SONUÇLAR VE TARTIŞMA.....	77
6.1. TAHRİBATSIZ MUAYENE İNCELEME SONUÇLARI VE İRDELENMESİ	77
6.1.1. Sıvı Penetrant Muayene, Radyografik Muayene Sonuçları ve İrdelenmesi.....	77
6.2. MAKRO VE MİKROYAPI İNCELEMELERİ SONUÇLARI.....	78
6.2.1. Makroyapı İncelemeleri Sonuçları ve İrdelenmesi	78
6.2.2. Optik Mikroskop ile Mikroyapı İncelemeleri Sonuçları.....	80
6.2.3. Taramalı Elektron Mikroskop (SEM) ile Mikroyapı İncelemeleri	85
6.3. ÇEKME DENEY SONUÇLARI VE İRDELENMESİ	88
6.4. SERTLİK ÖLÇÜM SONUÇLARI VE İRDELENMESİ	95
6.5. BİYOAKTİVİTE DENEY SONUÇLARI VE İRDELENMESİ.....	96

	<u>Sayfa</u>
6.5.1. SBF İçerisinde Bekletilen Deney Numunelerinin Ağırlık Ölçüm SayfaSonuçları	96
6.5.2. SBF İçerisinde Bekletilen Deney Numunelerinin SEM İncelemesi	99
6.5.3. SBF İçerisinde Bekletilen Deney Numunelerinin EDS ve Mapping (Elementel Haritalama) İncelenmeleri	102
6.5.4. SBF İçerisinde Bekletilen Deney Numunelerinin Yüzeyinde Oluşan Hidroksiapatit Tane Boyutu Ölçümü	114
6.5.5. SBF İçerisinde Bekletilen Deney Numunelerinin XRD Analiz Sonuçları ve İrdelenmesi	116
6.5.6. SBF İçerisinde Bekletilen Deney Numunelerinin Ağırlık Kaybı Sonuçları	118
6.5.7. SBF İçerisinde Bekletilen Deney Numunelerinin Korozyon Hızı Sonuçları ve İrdelenmesi	119
BÖLÜM 7	122
GENEL SONUÇLAR	122
KAYNAKLAR	129
ÖZGEÇMİŞ	145

ŞEKİLLER DİZİNİ

Sayfa

Şekil 2.1.	Sentetik biyomalzemelere genel bakış.	11
Şekil 2.2.	İnsan vücudunda kullanılan biyomalzemeler.	12
Şekil 2.3.	Metalik biyomalzemelerin ve kortikal kemiğin sertlik değerleri.	15
Şekil 2.4.	Paslanmaz çelik implant uygulamalarına ait örnekler.	19
Şekil 2.5.	Yüksek nitrojen alaşımlı paslanmaz çelik.	20
Şekil 2.6.	Yüksek kobalt-krom (Co-Cr) alaşımlı kalça protezi.	21
Şekil 2.7.	Saf titanyumdaki oksijen oranının mekanik özellik üzerine etkisi.	23
Şekil 2.8.	Saf titanyumdaki soğuk işlemin mekanik özellik üzerine etkisi.	23
Şekil 2.9.	Saf titanyumdaki tane büyüklük değerinin mekanik özellik üzerine etkisi.	24
Şekil 2.10.	Titanyum stent.	25
Şekil 2.11.	Titanyum diş protezi.	26
Şekil 2.12.	a) Kemik yapısı b) Hidroksiapatit yapısı.	28
Şekil 3.1.	Ti6Al4V alaşım malzemeden üretilmiş implant.	43
Şekil 4.1.	Lazer ışının elde edilmiş sisteminin şematik gösterimi.	46
Şekil 4.2.	1) Normal ışık, 2) Tek renk ve Koherent lazer ışık yayılmasının şematik gösterimi.	46
Şekil 4.3.	Lazer kaynağı sisteminin şematik gösterimi.	53
Şekil 4.4.	CO ₂ lazer kaynağı sistemi.	53
Şekil 4.5.	Lazer ile geleneksel kaynak yöntemlerinin karşılaştırılması.	54
Şekil 5.1.	Ti6Al4V alaşım malzeme numune tutucu kalıp ve CO ₂ lazer kaynak makinası.	62
Şekil 5.2.	CO ₂ lazer kaynaklı Ti6Al4V birleştirmesi.	63
Şekil 5.3.	Ti6Al4V alaşım malzeme deney numunelerinin hazırlanması.	64
Şekil 5.4.	Deneyde kullanılan zımparalama ve parlatma cihazı.	66
Şekil 5.5.	Deneylerde kullanılan, a) Optik mikroskop, b) Stereo mikroskop.	67
Şekil 5.6.	Deneylerde kullanılan, a) XRF ve b) SEM cihazları.	68
Şekil 5.7.	Çekme deney numunesi.	68
Şekil 5.8.	Deneyde kullanılan çekme testi cihazı.	69
Şekil 5.9.	Deneyde kullanılan sertlik ölçüm cihazı.	69

Şekil 5.10. Biyoaktivite deney numuneleri (Ti: Ti6Al4V Ana malzeme, A: 200cm/dk B: 250cm/dk, C: 300cm/dk kaynak hızında birleştirilen numune).	70
Şekil 5.11. Deneysel çalışmada kullanılan, a) Ultrasonik temizleme cihazı, b) Ultrasonik banyoda temizlenen numune görüntüsü ve c) Hassas terazi.	72
Şekil 5.12. Deneysel çalışmada kullanılan etüv fırın.	72
Şekil 5.13. Biyoaktivite deney numunelerinin etüv fırın içerisinde bekletilmesi.	74
Şekil 5.14. Biyoaktivite deneylerinde kullanılan XRD cihazı.	75
Şekil 6.1. Lazer kaynaklı Ti6Al4V (A, B ve C) numunelerinin, a) Radyografik muayene görüntüsü, b) Sıvı penetrant muayene görüntüsü.	77
Şekil 6.2. Lazer kaynaklı Ti6Al4V numunelerinin SEM makro görüntüleri ve kaynak dikiş boyutları.	79
Şekil 6.3. Lazer kaynaklı A numunesinin (200 cm/dk kaynak hızında birleştirilmiş Ti6Al4V numunesi) mikro yapısı.	81
Şekil 6.4. Lazer kaynaklı B numunesinin (250 cm/dk kaynak hızında birleştirilmiş Ti6Al4V) mikroyapısı.	82
Şekil 6.5. Lazer kaynaklı C numunesinin (300 cm/dk kaynak hızında birleştirilmiş Ti6Al4V) mikroyapısı.	83
Şekil 6.6. Lazer kaynaklı Ti6Al4V numunelerin kaynak metali mikroyapı görüntüleri.	84
Şekil 6.7. Lazer kaynaklı B numunesinin SEM görüntüleri ve EDS analizleri.	86
Şekil 6.8. Lazer kaynaklı C numunesinin SEM görüntüleri ve çizgisel EDS analiz sonucu.	87
Şekil 6.9. Deney numunelerinin çekme dayanımı-yüzde uzama eğrileri.	89
Şekil 6.10. Ti6Al4V ana malzeme ve lazer kaynaklı Ti6Al4V (A,B ve C) numunelerinin çekme dayanımı ve yüzde uzama grafikleri.	89
Şekil 6.11. Lazer kaynaklı Ti6Al4V numunelerin çekme deneyi sonrası kırılma görüntüsü.	91
Şekil 6.12. Lazer kaynaklı A Numunesinin kırık yüzey SEM görüntüleri.	92
Şekil 6.13. Lazer kaynaklı B numunesinin kırık yüzey SEM görüntüleri.	93
Şekil 6.14. Lazer kaynaklı C numunesinin kırık yüzey SEM görüntüleri.	94
Şekil 6.15. Lazer kaynaklı Ti6Al4V (A, B ve C) numunelerinin sertlik grafikleri. ..	95
Şekil 6.16. Ti6Al4V ana malzeme ve lazer kaynaklı Ti6Al4V (A, B ve C) numunelerinin ağırlık değişimi ölçüm sonucu.	97
Şekil 6.17. SBF içerisinde bekletilen Ti6Al4V ana malzeme SEM görüntüleri.	99

Şekil 6.18. SBF içerisinde bekletilen Ti6Al4V 200 cm/dk. lazer kaynak hızlı A numunesinin SEM görüntüleri	100
Şekil 6.19. SBF içerisinde bekletilen Ti6Al4V 250 cm/dk. lazer kaynak hızlı B numunesinin SEM görüntüleri	100
Şekil 6.20. SBF içerisinde bekletilen Ti6Al4V 300 cm/dk. lazer kaynak hızlı C numunesinin SEM görüntüleri	101
Şekil 6.21. SBF içerisinde 7 gün bekletilen Ti6Al4V ana malzemenin SEM görüntüsü ve EDS analizi.	103
Şekil 6.22. SBF içerisinde 7 gün bekletilen lazer kaynaklı B numunesinin SEM görüntüsü ve EDS analizi.	104
Şekil 6.23. SBF içerisinde 14 gün bekletilen Ti6Al4V ana malzeme.....	105
Şekil 6.24. SBF içerisinde 14 gün bekletilen Ti6Al4V 200 cm/dk. lazer kaynak hızlı A numunesinin, a) SEM görüntüsü, b) Elementel haritalama sonuçları ve c) EDS analizi.....	106
Şekil 6.25. SBF içerisinde 14 gün bekletilen Ti6Al4V 250 cm/dk. lazer kaynak hızlı B numunesinin, a) SEM görüntüsü, b) Elementel haritalama sonuçları ve c) EDS analizi.....	107
Şekil 6.26. SBF içerisinde 14 gün bekletilen Ti6Al4V 300 cm/dk. lazer kaynak hızlı C numunesinin, a) SEM görüntüsü, b) Elementel haritalama sonuçları ve c) EDS analizi.....	108
Şekil 6.27. SBF içerisinde 28 gün bekletilen Ti6Al4V ana malzeme.....	110
Şekil 6.28. SBF içerisinde 28 gün bekletilen lazer kaynaklı A numunesi	111
Şekil 6.29. SBF içerisinde 28 gün bekletilen lazer kaynaklı B numunesi	111
Şekil 6.30. SBF içerisinde 28 gün bekletilen lazer kaynaklı C numunesi	112
Şekil 6.31. SBF içerisinde 28 gün bekletilen, a) Ti6Al4V ana malzeme, b) Lazer kaynaklı A numunesi.....	115
Şekil 6.32. SBF içerisinde bekletme öncesi ticari olarak temin edilen Ti6Al4V ana malzeme ve SBF içerisinde 28 gün bekletilen Ti6Al4V ana malzeme ile lazer kaynaklı Ti6AL4V (A, B ve C) numuneleri XRD analiz sonuçları.	117
Şekil 6.33. SBF içerisinde 28 gün bekletilen Ti6Al4V ana malzeme ve lazer kaynaklı Ti6AL4V (A, B ve C) numuneleri ağırlık kaybı grafiği.	118
Şekil 6.34. SBF içerisinde 28 gün bekletilen Ti6Al4V ana malzeme ve lazer kaynaklı Ti6AL4V (A, B ve C) numunelerin korozyon hızı grafiği.	120

ÇİZELGELER DİZİNİ

	<u>Sayfa</u>
Çizelge 2.1. Dokuların harici maddelere verdikleri reaksiyonlar	7
Çizelge 2.2. İmplant cihazlarında kullanılan doğal ve sentetik malzemeler.....	10
Çizelge 2.3. Metalik biyomalzemelerin implant olarak özelliklerinin karşılaştırılması	15
Çizelge 2.4. Metalik biyomalzemelerin implant uygulamaları	15
Çizelge 2.5. Metalik biyomalzemelerin özellikleri	16
Çizelge 2.6. Metal implantlarda kullanılan elementler	18
Çizelge 2.7. İmplant malzemesi olarak ve cerrahi operasyonlarda kullanılan titanyum ve alaşımlarının kimyasal bileşimleri	25
Çizelge 2.8. Metalik biyomalzemelerin kortikal kemikle karşılaştırılması	25
Çizelge 2.9. Hidroksiapatitin mekanik özellikleri	26
Çizelge 3.1. Titanyumun, alüminyum ve demire kıyasla bazı fiziksel özellikleri.....	33
Çizelge 3.2. Ti6Al4V alaşım malzemesinin kimyasal bileşimi	44
Çizelge 3.3. Ti6Al4V alaşım malzemesinin mekanik özellikleri	44
Çizelge 5.1. Ti6Al4V (Grade 5) ana malzeme kimyasal bileşimi (% ağırlık).....	61
Çizelge 5.2. Ti6Al4V alaşım malzemenin mekanik özellikleri	62
Çizelge 5.3. Kaynak parametreleri.....	63
Çizelge 5.4. Ti6Al4V alaşım malzeme deney numunelerinin numaralandırma sistemi	64
Çizelge 5.5. 1000 ml SBF hazırlama işleminde kullanılan kimyasallar ve miktarları.....	73
Çizelge 6.1. Ti6Al4V ana malzeme ve lazer kaynaklı Ti6Al4V (A, B ve C) numunelerinin çekme deney sonuçları	88

SİMGELER VE KISALTMALAR DİZİNİ

SİMGELER

Ti	: titanyum
Al	: alüminyum
V	: vanadyum
CO ₂	: karbondioksit
TiO ₂	: titanyumdioksit
C	: karbon
Ar	: argon
He	: helyum
nm	: nanometre
mm	: milimetre
cm	: santimetre
g	: gram
dk	: dakika
Ca	: kalsiyum
P	: fosfor
ml	: mililitre
M	: molar
J	: joule
MPa	: mega paskal
Mw	: molar kütle
pH	: asitlik derecesi
GPa	: giga paskal
Na	: sodyum
NaCl	: sodyum klorür
Na ₂ SO ₄	: sodyum sülfat
NaHCO ₃	: sodyum bikarbonat

$MgCl_2 \cdot 6H_2O$: magnezyum klorür heksahidrat
$K_2HPO_4 \cdot 3H_2O$: potasyum fosfat dibaziktrihidrat
KCl	: potasyum klorür
HCO_3	: bikarbonat
HCl	: hidroklorik asit
$CaCl_2$: kalsiyum klorür
Cl	: klor
$CaCO_3$: kalsiyum karbonat
dak	: dakika
$^{\circ}C$: santigrat derece
μm	: mikrometre
HV	: vickers sertliği
Dev/dk	: dakikadaki dönme sayısı
Mo	: molibden
Ni	: nikel
Mn	: mangan
Nb	: niobyum
S	: kükürt
Si	: silisyum
Zr	: zirkonyum
W	: tungsten
kA	: kilo amper
V	: volt
α	: alfa fazı
β	: beta fazı

KISALTMALAR

ITAB	: Isı Tesiri Altında Kalan Bölge
ISO	: International Organization for Standardization (Uluslar Arası Standartlaştırma Organizasyonu)
ASTM	: American Society For Testing and Materials (Amerikan Test ve Malzeme Topluluğu)
EDS	: Energy Dispersive X-ray Spectroscopy (Enerji Dağılımlı X-Işını Spektrokopisi)
CNC	: Computer Numerical Control (Bilgisayarlı Sayısal Denetim)
SBF	: Simulated Body Fluid (Yapay Vücut Sıvısı)
UV	: Ultraviolet (Ultraviyole)
XRD	: X-Ray Diffraction (X-Işını Kırınımı)
SEM	: Scanning Electron Microscopy (Taramalı Elektron Mikroskobu)
HA	: Hydroxyapatite (Hidroksiapatit)
SLM	: Selective Laser Melting Method (Selektif Lazer Işını Ergitme)
EBM	: Electron Beam Melting (Elektron Işınıyla Ergitme)
RM	: Rapid Manufacturing (Hızlı Üretim)
Ar –Ge	: Araştırma Geliştirme
FDA	: U.S.A Food and Drug Administration (Amerikan Gıda ve İlaç Dairesi)
cpTi	: Commercially Pure Titanium (Ticari Saflıktaki Titanyum)

BÖLÜM 1

GİRİŞ

Biyomalzeme Bilimi, Doku Mühendisliği, Malzeme Bilimi, Biyomedikal ve Tıp alanları, ülkeler için kritik öneme sahip olup, sosyal refaha katkıları tartışılmazdır. Ayrıca bu alanlar ülkelerin bilim, teknoloji ve sağlık sektörünün gelişiminde lider bir rol oynamaktadırlar. Ülkelerin bu alanlara yaptığı harcamalar ve bu harcamalara devlet bütçelerinden tahsis edilen pay en üst düzeydedir. Biyomalzemeler çoğunlukla tıbbi uygulamalarda kullanılır, ancak biyoteknoloji alanında da kullanılırlar. Biyomalzemeler tıp alanında önemli bir yere sahiptir. Ülkemizin medikal ürün sektöründeki dışa bağımlılık oranı % 85' civarındadır. Medikal sektördeki yerel üreticiler, düşük teknolojik imalat ile Ar-Ge yapıları ve tıbbi aktivite onayı (Amerikan Gıda ve İlaç Dairesi onayı, U.S.A Food and Drug Administration, FDA), sertifika eksiklikleri nedeniyle sınırlı ve spesifik bir ürün cihaz aralığında çalışabilmektedirler.

Günümüzde ortopedik cerrahide her geçen yıl artmakta olan hasta sayısı ortopedik pazarın ilerlemesini hızlandırmaktadır. Bu da cerrahi operasyon sayısı ve ameliyat sonrası hızlı iyileşme ile talepte istikrarlı bir artışa yol açmaktadır. Ortopedik uygulamalar sonrasında hasta yakınmalarında sık karşılaşılan sorunlar arasında implant stabilitesi kaybı, enfeksiyon, aşınma, periprostetik kırık, doku uyumsuzluğu ve aseptik kayıplar sayılabilir [1-4]. Titanyum ve alaşımları ortopedik cihazlarda en yaygın kullanılan metalik malzemeler olmakla birlikte, kemik dokusuyla yüksek biyouyumlulukları, yüksek korozyon dayanımı, yüksek mukavemet ve elastikiyet modül özelliklerinden dolayı tercih edilirler [4,5]. Saf titanyum ile Ti6Al4V alaşımı biyomedikal uygulamalarda sıklıkla kullanılmaktadır. Genel olarak dental implantlarda 240-740 MPa çekme dayanımlı saf titanyum kullanılır. Ti6Al4V alaşımının büyük oranda tercih edilmesinin sebebi, esas olarak yüksek korozyon dayanımı ile düşük yoğunluğunun ve yüksek statik ile dinamik dayanımı

nedeniyedir [6,7]. Metalik implantların mukavemet ve rijitliği kemiğe göre daha yüksektir [7,9]. Bununla birlikte, Ti6Al4V kemik dokusundan daha serttir. Bu nedenle, Amerika Birleşik Devletlerinde daha az sertlikte titanyum alaşım malzemelerinin geliştirilmesi için çalışmalar yapılmaktadır [10,11]. Sert doku yerine implantın kullanıldığı yerde biyouyumluluk ve biyofonksiyonun değerlendirilmesi en az üç kriter ile yapılır. Bu üç kriter: (1) mekanik uyumluluk (2) morfolojik uyumluluk (3) biyolojik uyumluluktur (biyouyumluluk) [10,12].

Son on yılda, kişiselleştirilmiş kalça ve diz implantlarının büyük bir kısmının çeşitli imalat teknikleriyle Ti6Al4V malzemedan üretildiği bilinmektedir [10,13-16]. Kullanılan üretim teknikleri arasında, seçici lazerle ergitme yöntemi (Selective Laser Melting Method, SLM), elektron ışını ergitme (Electron Beam Melting, EBM) ve hızlı üretimin (Rapid Manufacturing, RM) ayrı bir yeri olduğu görülmektedir [17-19]. Literatür araştırmalarında, Ti6Al4V alaşım malzemedan termomekanik metod olan dövme ile döküm yöntemi, elektron ışını ergitme (EBM) ve seçici lazerle ergitme yöntemleriyle (Selective Laser Melting Method, SLM) üretilen parçaların, mikroyapı ile mekanik davranış özelliklerinin mukayese edildiği çalışmalarla da karşılaşılmıştır [10]. Yapılan bu çalışmalarda, mikroyapı faz morfolojisinin yanı sıra, deformasyon ve martenzit altyapısının mekanik davranışa, özellikle gerilme dayanımına etkisi vurgulanmıştır [10,19]. Çalışmaların sonucunda, nispeten basit geometri implantlarının EBM ve SLM yöntemleriyle yapılabileceği anlaşılmıştır [10]. EBM ile SLM yöntemleriyle Ti6Al4V alaşım malzemedan yapılmış implantların, dövme veya dökülmüş olanlar ile benzer şekilde mekanik davranışlarının ve mikroyapılarının olduğu tespit edilmiştir. EBM ile SLM yöntemiyle üretilen implantların gerilme dayanımı 1 ile 1,45 GPa arasında değişmektedir [10,19-26]. Ortopedik malzemelerin vücuttaki kullanım yeri, kişinin ağırlığı ve günlük aktiviteleri dikkate alınarak belirlenmelidir. İmplant malzemelerin seçiminde; mekanik yükler ön planda olup, dayanım sağlayacak mekanik özelliğe sahip malzeme seçimi oldukça önem arz etmektedir. Metalik biyomalzemelerin esneklik (elastisite) modülü çok yüksek olsa da (316L paslanmaz çelikte 200GPa, titanyumda 110GPa), bu değer insan kemiğinde 10-15 GPa'dır [27,28]. İnsan kemiğine daha yakın elastikiyet modülüne sahip alaşımların daha az gerilim taşıdığı bilinir.

Metalik biyomalzemelerin sertliği, elastikiyet modülü ile ilgilidir [29]. Bilimsel çalışmalar sonucunda, implant malzemesinin türünden (metalik, seramik, polimerik) bağımsız olarak, yüzey morfolojisi için ortalama pürüzlülük değerinin (1-50µm) ve ortalama tanecik boyutunun (10-500µm) üst ve alt sınırı değerleri başarılı bir implant için uygun olduğu bulunmuştur [30,31]. Parçacık boyutu 10 µm 'den küçükse, yüzey fibroplastik hücreler için çok fazla zehirlenmeye neden olabilir ve bu zehirin fiziksel varlığı hücreler üzerinde olumsuz etkiye sahiptir. Gözenekler 500 µm 'den büyükse, yüzey çok pürüzlü olacağından yapısal bütünlük korunamaz. Buna “morfolojik uyumluluk” denilmektedir [30,31]. Titanyum implant yüzey modifikasyonunda kullanılan yöntemler fizikokimyasal, morfolojik yada biyokimyasal olarak gruplandırılan hücre yapışmasını arttırıcı yönde etki göstermeyi amaçlayan morfolojik yöntemlerdir. Bagno ve DiBello [32] yaptıkları çalışmada uygun yüzey modifikasyonu ile hücre fonksiyonlarının ve biyokimyasının anlaşılabilceğini belirterek modifikasyonları: mekanik, kimyasal ve biyokimyasal metotlar adı altında üç ana başlıkla incelemiştir. Mekanik yöntemler: yüzeyi fiziksel kuvvetlerle şekillendiren yöntemlerdir. En sıklıkla kullanılmakta olan mekanik teknikler; torna, kesme, kumlama, zımparalamadır. Kimyasal yöntemler: titanyumdaki kimyasal yapıda, bilhassa da yüzey katmanında değişiklik yapmak için uygulanır [33]. Titanyum yüzeyi ile kullanılan kimyasal solüsyon arasında gerçekleşen reaksiyonlardan oluşur. Asit, alkali, NaOH-H₂O₂, H₂O₂ veya ısı reaksiyonları başlıcalarıdır [33,34]. Titanyum yüzeylerin, hidroflorik asit (HF), hidroklorik asit (HCl), nitrik asit (HNO₃), sülfürik asit (H₂SO₄) gibi kuvvetli asitler kullanılarak aşındırılıp, pürüzlendirilmesi yaygın olarak kullanılmakta olan bir yöntemdir. İmplant yüzeyinde 1,5 - 2 mm çapında mikro çukurların dekapaj (asitleme) yoluyla oluşturulduğu bildirilmiştir [33,35].

Ortopedik biyomalzemelerdeki uzun vadeli başarı; genellikle implant ve doku arasındaki osseointegrasyon (kemik uyumu) süreci ile ilişkilidir. Bu süreç, implant ve doku arasında steril bir ortam oluşmasına sebep olarak, bakteriyel enfeksiyon riskinin azalmasını sağlar [36]. Osseointegrasyon süreci, implant bölgesindeki hücre ve doku tiplerinin uyumlu bir şekilde adapte olmasını ve doku kaybı bölgesinde iyileşmeyi gerektirmektedir [37]. İmplant parçalarına uygulanan hidroksiapatit (HA; Ca₁₀ (PO₄)₆ (OH)₂) kaplamaları tercih edilir. Çünkü kemik dokusuna en yakın

özelliklere sahiptirler. HA kaplamaları, biyoinert metalik implantların doku ile etkileşiminin artmasını sağlayarak, osseointegrasyonu hızlandırır. Bu, ameliyat sonrası hastanın iyileşme sürecini hızlandırır ve kullanım sırasındaki başarısını sağlar [4,38-41]. Hidroksiapatit (HA), kırılma tokluğu (KIC), (Kırılma tokluğunun, $K_{Ic} \sqrt{m}$ 'dir. $K_{Ic} = Y \cdot \sigma_c \sqrt{\pi \cdot a}$, kritik gerilme (σ_c) ile çatlak boyu (a), birimi MPa $\cdot m^{1/2}$ 'dir. $K_{Ic} = Y \cdot \sigma_c \sqrt{\pi \cdot a}$, kritik gerilme (σ_c) ile çatlak boyu (a), birimi MPa $\cdot m^{1/2}$ 'yi aşmayan kalsiyum fosfattan oluşan kırılma tokluğu, 2-12 MPa $\cdot m^{1/2}$ 'dir. Mekanik özellikleri zayıf, bilhassa da yorulma dayanımı çok düşüktür. Hidroksiapatit, genellikle titanyum ve alaşımlarından yapılan implant malzemelerin çevre dokularla uyumluluğunu geliştirmek için, bir kaplama malzemesi olarak kullanılır [7,42].

Bu tez çalışmasında, biyomedikal alanda sıklıkla kullanılan Ti6Al4V alaşımlarının kullanım öncesi üretim süreçlerinde kullanılan lazer kaynağı ile birleştirme işlemlerinde meydana gelecek olan termal değişimlerden malzemenin nasıl etkilendiğinin belirlenmesi amaçlanmıştır. Bu amaçla, Ti6Al4V ana malzeme ve lazer kaynaklı birleştirmelerinin biyomedikal uygulamalarda veya insan vücudunda kullanım esnasında maruz kalacağı mekanik yükler hesaba katılarak mekanik özellikleri belirlenecektir. CO₂ lazer kaynak işleminin Ti6Al4V alaşım malzemenin mikroyapısına ve sertliğine etkileri incelenecektir. CO₂ lazer kaynak işleminde; kaynak parametrelerinden, kaynak ilerleme hızı değiştirilerek Ti6Al4V alaşım malzemeye en uygun lazer kaynak koşulu belirlenecektir. Ayrıca kaynak hızının, Ti6Al4V lazer kaynaklı birleştirmelerinin biyoyumluluk özelliklerine etkileri incelenerek, Ti6Al4V ana malzeme ile muayene edilecektir. İn-vitro olarak Ti6Al4V lazer kaynaklı birleştirmeler ile Ti6Al4V ana malzeme biyoyumlulukları incelenerek, kaplama sonrası vücut sıvısının, korozif etkileri (biyokorozyonu) ağırlık kaybına bağlı olarak hesaplanacaktır. Uygulanan lazer kaynak işleminin; Ti6Al4V lazer kaynaklı birleştirmeleri incelenerek, Ti6Al4V alaşım malzemenin biyoyumluluk özellikleri için olumlu veya olumsuz etkileri hakkında bilinmeyenlerini ortaya çıkaracak, özellikle biyomedikal mühendislik ve tıp dünyasına destek olacak bilimsel veriler ortaya çıkmış olacaktır.

Bu çalışma altı bölümden oluşmaktadır. Çalışmanın birinci bölümü olan giriş bölümü çalışmanın kısa bir bilgilendirmesi şeklinde olup, çalışmanın amacı hakkında bilgi

verilmiştir. İkinci bölümünde ise, biyomalzemeler hakkında bilgi paylaşılmıştır. Üçüncü bölümde, titanyum malzemeler ve çalışmada kullanılan Ti6Al4V alaşım malzeme hakkında bilgiler verilmiştir. Dördüncü bölümde lazer kaynak yöntemleri ve çalışmada kullanılan CO₂ lazer kaynak yöntemi ile ilgili bilgiler paylaşılmıştır.

Beşinci bölümde deneysel çalışmalar kısmında, deneysel çalışmada kullanılan malzeme, CO₂ lazer kaynak işlemi ve kaynak parametreleri, mekanik özelliklerin belirlenmesi için kullanılan testler, mikroyapı incelemeleri ve biyoaktivite deney prosesleri açıklanmıştır.

Altıncı bölüm ve genel sonuçlar bölümünde ise, yapılan deneysel çalışmaların sonuçları hakkında detaylı bir şekilde irdeleme yapılmıştır. Deney numunelerinin mekanik özelliklerinden, çekme dayanımları, akma dayanımları, yüzde uzama miktarları ve sertlikleri grafiklendirilerek değerlendirilmiştir. Çekme deney sonrası kırık yüzey morfolojileri SEM ve EDS analizi ile incelenerek irdelenmiştir. In-vitro olarak uygulanan biyoaktivite testlerinin sonuçları grafiklendirilerek değerlendirilmiştir. Optik mikroskop, SEM, XRD, EDS ve elementel haritalama (mapping) yöntemleri ile elde edilen görüntüler ve analiz verileri değerlendirilerek yorumlanmıştır.

BÖLÜM 2

BİYOMALZEMELER VE GENEL KULLANIM ALANLARI

2.1. BİYOMALZEMELER

Biyomalzemelerin en belirgin özelliği, biyolojik ortamda özelliğinin bozulmadan işlevlerini yerine getirebilmesidir. Biyomalzemeler, insan vücudundaki canlı dokuların işlevlerini gerçekleştirmek amacıyla kullanılan, sürekli veya aralıklı olarak vücut akışkanlarıyla (kan vb.) temas eden doğal yada sentetik malzeme olarak da tanımlanmaktadır. Biyomalzemeler, ihtiyaç duyulduğu zaman, gerekli görülen doku, organ yada vücudun bir fonksiyonunu tedavi eden, destek veren bir sistemin tamamı veya bir parçasıdır [43].

2.1.1. Biyomalzemeler ve Genel Özellikleri

Biyomalzemeler, vücuttaki dokularla uyumludurlar. Bu yapıda olmaları sebebiyle vücuda zararları dokunmaz. Vücudumuz, genel olarak, dışarıdan yapısına ilave edilen yabancı öğeleri kabul etmez. Bundan dolayı, vücuda ilave edilen malzemeler, başlangıçta vücut tarafından bir tehdit olarak algılanır. Bu evrede, biyouyumluluk kavramına ihtiyaç duyulmaktadır [43].

Biyoyumluluk, vücudumuza ilave edilen malzemelerin vücut aracılığıyla dış tehdit olarak kabul edilmemesi şeklinde tanımlanabilir. Harici olarak kabul görülmeyen bu malzemeler vücuda uyum sağlayıp işlevlerini yürütmektedirler. Biyomalzemeler vücuda yerleştirildiğinde, vücuttaki normal reaksiyonlarının yanı sıra, başka birçok reaksiyon daha gerçekleşir. Vücutta meydana gelebilecek ana reaksiyonlar; dokularımızda proteinler ile biyomalzeme arasındaki etkileşim, artmış kırmızı kan hücresi sayısı, tümör üretimi ve bağışıklık sistemi aktivitesi olarak gösterilebilir [44].

Biyomalzemeler, vücuda yerleştirildiklerinde dokular ile reaksiyona girerler. Bu reaksiyonlar, zehirli (toksik) veya zehirli olmayan (toksik olmayan) reaksiyonlar diye iki kısma ayrılırlar. Reaksiyon toksikse, canlı dokuların o maddeyi kabul etmeyip çevresindeki dokuların da öldüğü anlamına gelir. Cevap toksik değilse, biyomalzemeler biyoaktif veya biyoinert olarak kabul edilir. Malzeme; biyoinert kabul edilirse, implant malzemesi üstünde, değişik kalınlıkta lifli bir doku oluşmasına sebep olur. Malzeme; biyoaktif olursa, malzeme ve doku arasında kuvvetli bir bağ oluşmasına sebep olur. Bir başka ihtimal, malzemenin, çevredeki dokular tarafından emilen ve bunların yerini aldığı “resorbable” diye adlandırılan şekilde emilebilir olmasıdır. Dokuların harici (yabancı) maddelere verdikleri reaksiyonlar, Çizelge 2.1’ de verilmiştir.

Çizelge 2.1. Dokuların harici maddelere verdikleri reaksiyonlar [45].

Verilen Tepki	Doku Yanıtı
Toksik	Çevre dokular ölür
Toksikdeğil/Biyolojik olarak aktif olmayan	Değişken kalınlıkta fiberimsi doku oluşturur
Toksikdeğil/Biyolojik olarak aktif	Değişken kalınlıkta fiberimsi doku oluşumu
Toksikdeğil/ Emilebilir	Çevreleyen dokunun malzemenin yerini alması

2.1.2. Biyomalzemeler ve Genel Kullanım Alanları

Biyomalzemeler, insan vücudundaki canlı dokuların fonksiyonlarını yürütmek veya destek sağlamak için kullanılır. Doğal yada sentetik malzemeler olmakla birlikte, sürekli veya periyodik olarak vücut sıvılarıyla (kan vb.) etkileşim halindedirler. Biyomalzeme/doku etkileşimlerinin son 30 yıldaki araştırılmasında önemli bilgiler elde edilmiştir [43].

Biyouyumluluk, bir biyomalzemenin en önemli özelliğidir. Biyomühendislik, malzeme bilimi, immünoloji, kimya, biyoloji ve tıp bilimlerini içeren disiplinlerarası bir alandır [43].

Biyomalzemelerin kullanımı eski zamanlara dayanmaktadır. Örnek göstermek gerekirse; eski devirlerde hastaların dişlerine altın kaplanırdı. Romalılar, Aztekler ve Çinliler diş uygulamalarında altın kullanmışlardır. Mayaların deniz kabuklarından diş

implantı çıkardıkları bulunmuştur. Bu tatbik ilk kez antik Çin'de yapılmıştır. Bronz ve bakır kemik protezleri kullanılmıştır. İlk metal malzeme; “Vanadyum çeliği” olup kemik kırıklarında plaka ve vida olarak kullanılmıştır. [44].

Biyomalzemelerin ilk metal protez uygulaması 1938' de vityum alaşımından yapılmıştır [45]. Vityum (CoCrMo alaşımı) malzeme içeren bu metal protezin kullanılması 1960' a kadar sürmüştür. Ancak biyometallerin korozyonu insan vücudu için büyük tehlike yaratmıştır. Vityum da korozyondan dolayı tehlike arz eden bir alaşımdır. 1950' lerde geliştirilen biyomalzemelerle kalp kapakçıkları uygulamalarına başlanmıştır. 1960 yılında ise, yapay kalça kemikleri uygulamalarına başlanmıştır. 1972' de, hasta kişilerde alümina ve zirkonya seramik malzemeleri biyomalzeme olarak kullanılmaya başlanmıştır. Ancak, vücuda uyum göstermemesi sebebiyle yeni malzeme arayışı çabalarına ağırlık verilmiştir. Daha sonra kullanılan biyocam ve hidroksiapatit insanlar için daha faydalı hale gelmiştir. Biyomalzemelerin kullanımı zamanla artmıştır [44,45].

Biyomalzeme, vücutta bunun yerine kullanılacak organ veya uzuv ile benzer özelliklere sahiptir. Bu şekilde, kayıp bir organ veya uzuv gibi davranır. Bir kemiğin yerine kullanılan protezin, kemiğe benzer bir yapıya sahip olması istenir. Aslında kemiğin dokusu kompleks bir yapı göstermektedir. Bu nedenle, biyomalzemeler gerçek organın işlevini kusursuz olarak yerine getiremezler [44].

İnsan vücudu protein ve oksijenli tuz çözeltileri içerdiğinden, bu maddelerin şişmemesi, deforme olmaması ve paslanmaması beklenir. Bu şartlar düşünüldüğünde, bazı implant malzemeleri, vücut kabul ederken, diğerlerini reddetmektedir. Biyomalzemeler toksik ve kanserojen olmamalı, yeterli mekanik güce sahip olmalı, vücutta meydana gelenler dışında reaksiyona neden olmamalı ve korozyona uğramamalıdır [46].

Biyomalzeme seçiminde bir diğer önemli konu korozyondur. Korozyon, oksijen, hidroksit ve diğer bileşikler oluşturmak neticesinde, çevreleri ile istenmeyen kimyasal reaksiyon sonucu metallerin bozulması ve zarar görmesi olarak tanımlanabilir. Daha da önemlisi, ortaya çıkan korozyon ürünleri dokuya nüfuz eder

ve hücrelerin zarar görmesine neden olurlar. İnsanın vücudunda bulunan sıvılar; su, çözülmüş oksijen, protein, klorür ve hidroksit gibi iyonlardan oluşur. Bu sebeple; insanın vücudu, biyomalzeme olarak kullanılan metaller açısından olabildiğince korozif bir platform oluşturmaktadır [47,48].

Korozif olan bu ortam, metallerin mukavemetini azaltır. Metallerle, vücut sıvılarındaki elementlerin oluşturdukları bileşikler, hücrelerin zarar görmesine neden olurlar. Metalik biyomalzemelerin, mühim noktalarından biri de korozyona dayanıklı olmalarıdır. İnsanın vücudunda kullanılmakta olan metalik implant malzemelerin, yüzeylerinde meydana gelen pasif film tabakaları, yüzeydeki oksidasyon reaksiyonlarının yavaşlamasına neden olup, metalin vücut sıvısında en az düzeyde çözünmesini sağlayarak vücuttaki kullanım süresinin uzamasına neden olmaktadır [46].

Biyomalzemelerin genel kullanım alanları olarak, aşağıdakiler sıralanabilir;

- Hastalıklı veya hasarlı parçaların değiştirilmesi (dializ, protezler),
- İyileşmeye yardımda bulunmak için (cerrahi iplik, vida ve tel),
- İşlevselliği yükseltmek için (lens, kalp pili, işitme cihazı),
- Estetik sorunlarını tahsis etmek için (diş teli, cilt implantasyonu, silikon),
- Tedaviye yardımda bulunmak için (kateter, drenaj),
- Teşhise yardımda bulunmak için (biyoalgılayıcılar, endoskopi, enjektör),
- İşlev bozukluklarını tahsis etmek için (omurgafiksatorleri) [46].

Biyomalzemeler, çok değişken şartlara sahip olan, insan vücut ortamının içinde kullanılmaktadır. Örnek olarak, vücut sıvılarındaki pH derecesi, değişik dokulara göre 1 ile 9 arası olarak değişmektedir. Gündelik aktivitelerimiz esnasında, kemiklerimizin yaklaşık olarak 4 MPa ve tendonlarımızın 40-80 MPa gerilimle karşı karşıya kaldığı bilinmektedir. Herhangi bir kalça eklemine bulunan ortalama yük, vücut ağırlığımızın 3 katı kadar olabilir ve zıplama şeklindeki aktiviteler esnasında vücut ağırlığımızın 10 katına çıkabilir. Vücudumuzda gerçekleşen bu şekildeki gerilimler; ayakta durmak, oturmak, koşmak şeklindeki aktiviteler esnasında sürekli yinelenir. Biyomalzemeler, bütün bu güç şartlara dayanabilmelidir [49].

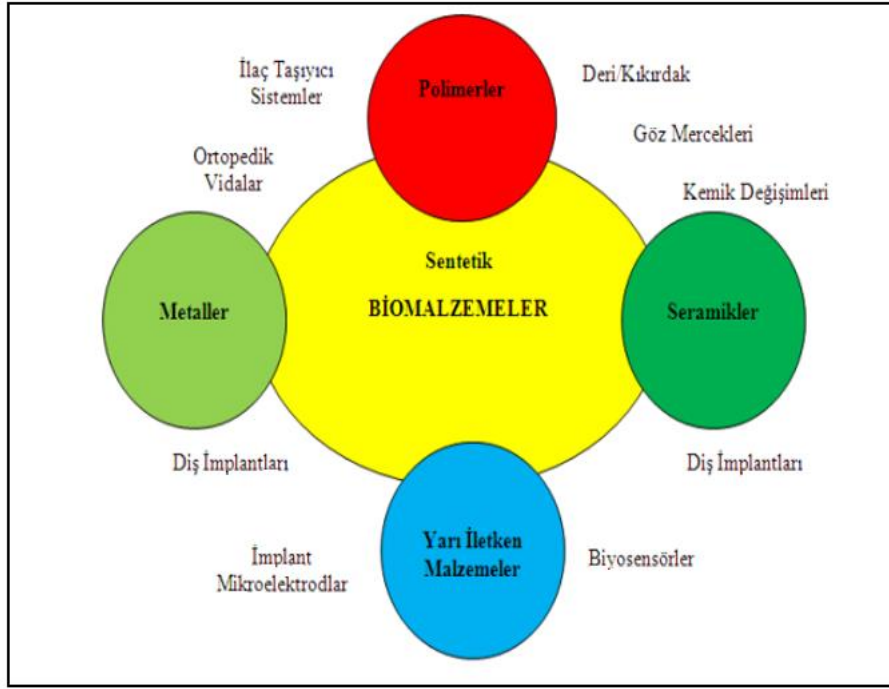
Geçmiş zamanlarda, ahşap, kauçuk şeklindeki birtakım doğal malzemelerin yanında altın, cam şeklindeki birtakım yapay malzemeler deneme yanılma sonucunda biyomalzeme olarak kullanılmıştır. Vücudun biyomalzemelere vermiş olduğu tepkiler çok farklı olmuştur. Belirli şartlar altında, birtakım malzemeler vücut tarafından kabul görülürken, aynı malzemeler şartlar değiştiğinde vücut tarafından reddedilebilmiştir. Son otuz yılda, biyomalzeme ile doku etkileşimlerini anlama sürecinde mühim bilgiler elde edilmiştir. Çizelge 2.2’de implant cihazlarda kullanılan doğal ve sentetik malzemeler verilmiştir [49].

Çizelge 2.2. İmplant cihazlarında kullanılan doğal ve sentetik malzemeler [49].

UYGULAMA ALANI	MALZEME TÜRÜ
İskelet Sistemi Eklemler Kırık kemik uçlarını tespit için kullanılan İnce metal levhalar Kemik dolgu maddesi Kemikte oluşan şekil bozukluklarının tedavisinde Yapay tendon ve bağlar Diş implantları	Titanyum Titanyum-Alüminyum-Vanadyum alaşımları, Paslanmaz çelik, Kobalt-krom alaşımları Poli (metil metakrilat) (PMMA) Hidroksiapatit Teflon, poli (etilen teraftalat) Titanyum, alümina, kalsiyum fosfat
Kalp-damar Sistemi Kan damarı protezleri Kalp kapakçıkları Kateterler	Poli (etilen teraftalat), teflon, poliüretan Paslanmaz çelik, karbon Silikon kauçuk, teflon, poliüretan
Organlar Yapay Kalp	Poliüretan
Duyu Organları İç kulak kanalında Göz içi lensler Kontakt lensler Kornea bandajı	Platin elektrotlar PMMA, silikon kauçuk, hidrojel Silikon-akrilat, hidrojel Kolajen, hidrojel

Ortopedik uygulamalarda biyomalzemeler, eklem protezi ve kemik protez malzemeleri, yüz ve çene cerrahisi, diş implantları, yapay kalp parçaları, kalp kapakçıkları, kateterler, fiksasyon malzemeleri, omurga enstrümantasyonu, metal parçalar, vidalar, delikli vidalar, vidalı rondelalar, çiviler, fiksaj telleri, kalça plakaları, anatomik plakalar, açılı plakalar ve yer yer kullanılan implante edilebilir cihazlar vb. olarak kullanılmaktadırlar [48].

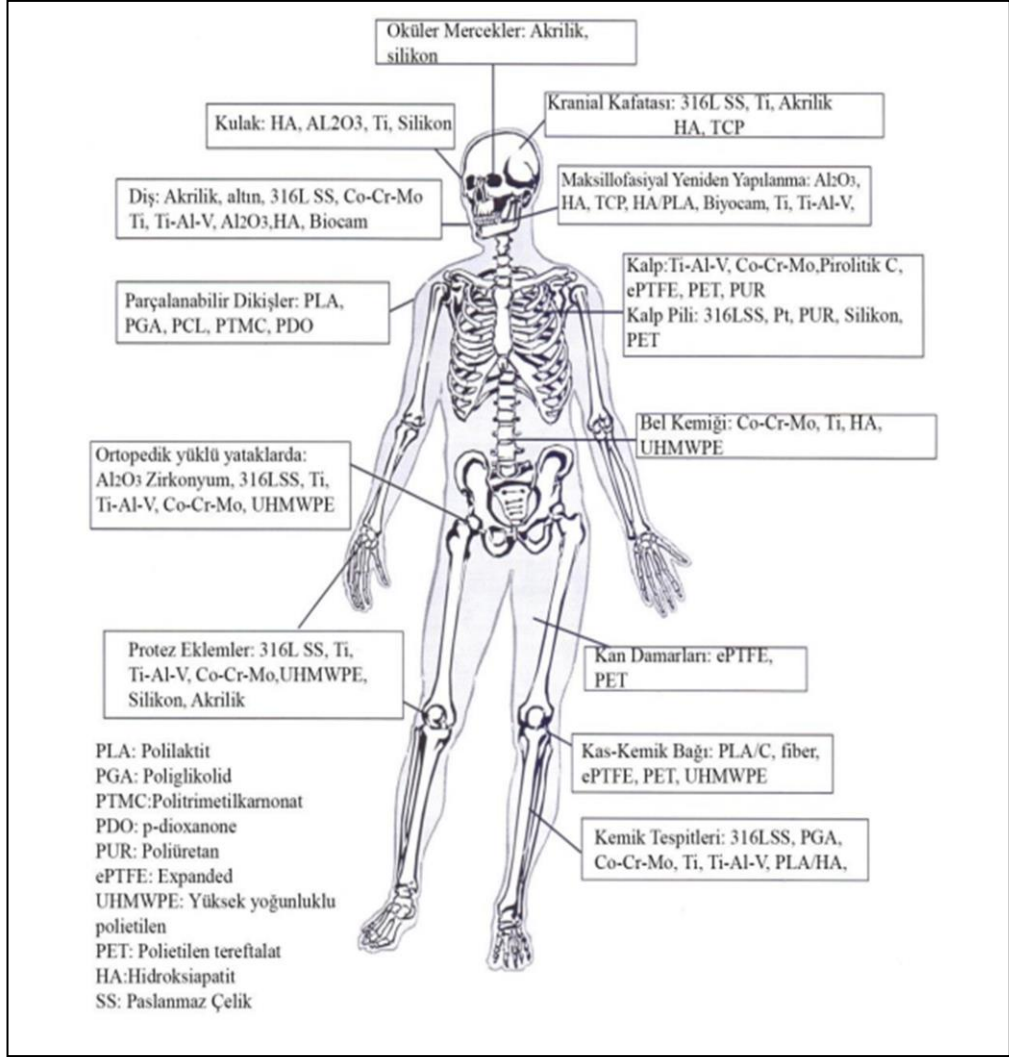
Ana malzeme gruplarından üretilen sentetik biyomalzemelere genel bir bakış Şekil 2.1’de gösterilmiştir [50].



Şekil 2.1. Sentetik biyomalzemelere genel bakış [50].

En yaygın olarak kullanılan metalik biyomalzemeler, paslanmaz çelikler (316L), titanyum ve titanyum alaşımları, kobalt-krom alaşımı, kobalt-nikel-krom-molibden alaşımı, tantal alaşımları, nikel-titanyum alaşımları, amalgam ve altın olarak söylenebilir. Platin, tantal ve zirkonya v.s gibi elementlerin düşük mekanik mukavemeti sebebiyle, implant malzeme olarak kullanımları sınırlı olmaktadır. Yük taşıyan olarak en sıklıkla kullanılan metal malzemeler, paslanmaz çelikler, Co-Cr-Mo alaşımları veya titanyum ve titanyum alaşımlarıdır [50].

Şekil 2.2' de, İnsan vücudunda kullanılan biyomalzemeler şematik olarak gösterilmiştir [50].



Şekil 2.2. İnsan vücudunda kullanılan biyomalzemeler [50].

2.1.3. Biyouyumluluk Kavramı

Biyouyumluluk, biyomalzemenin vücut dokularına ve vücudun mekanik davranışına fiziksel, kimyasal, biyolojik uyumuna optimum adaptasyonudur. Biyouyumluluk, malzemenin vücuda uygun şekilde yanıt verebilmesidir. Biyomalzeme, biyouyumlu bir malzeme şeklinde tanımlanabilmektedir. Biyouyumluluk, biyomalzemenin mukavemetinin yanı sıra en mühim özelliklerinden biridir. Biyouyumlu olan bir malzeme, çevre dokularda iltihaplanma, pıhtı oluşumu vb. olumsuz etkileri olmayan bir malzeme demektir. Vücudun biyomalzemelere verdiği tepkiler oldukça farklıdır. Metalik biyomalzemeler 1 ila 9 arasında dokulara göre değişen bir pH ile vücut sıvılarıyla daima veya arada sırada temas halindedir [46].

Biyouyumluluğun açık bir tanımının olmayışı hem kullanılacak malzemenin türüne hem de vücutta kullanılacak olan amaca bağlı olmasından kaynaklanmaktadır [43].

Bazı araştırmacılar biyouyumluluğu iki şekilde ele almışlardır:

- Yüzey uyumluluğu; Bir biyomalzemenin fiziksel, kimyasal ve biyolojik olarak vücut dokularıyla uyumlu olduğu anlamına gelir,
- Yapısal uyumluluğu; Malzemenin vücut dokularının mekanik davranışına optimum adaptasyonu olarak tanımlanmaktadır [43].

İmplant edilebilir cihazların hazırlanmasında biyouyumlu malzemeler kullanılır. Bununla birlikte, mükemmel biyouyumlulukta bir malzeme sentezi hala mümkün değildir [43].

Biyouyumluluk ayrıca, vücudun biyomalzemeleri kabul etme yeteneğidir. Bu nedenle hem biyomalzemenin hem de biyomalzemenin bağlandığı vücudun ortamının incelenmesi gereklidir. Seramikler, metaller, polimerler ve kompozit malzemeler, biyomalzeme olarak kullanılabilir ve insan sağlığı için uyarlanabilir. Biyomalzemelerin istenen mekanik özelliklerinin yanında, biyomalzemelerin biyouyumluluğu vücut uzuvlarının ve organlarının tedavi edilmesinde ve değiştirilme işlemlerinde çok önemli olmaktadır. Yeni biyomalzemeler, vücut içinde istenmeyen bir etkiye sebep olmadıklarından emin olmak için serbest bırakılmadan önce ayrıntılı biyolojik testlere tabi tutulur. Öncelikle, testler vücut dışında ve daha sonra vücut içinde gerçekleştirilmeli ve ardından malzemenin biyolojik güvenliği ve performansını belirlemek için klinik denemeler yapılmalıdır. Biyomalzemelerin ortamından alınan doku örneklerinin morfolojik incelemesi, biyomalzemelerin biyouyumluluğu hakkında fikir verebilmektedir [50].

2.1.4. Metalik Biyomalzemeler

Metalik biyomalzemeler, vücudun kas-iskelet sisteminin mekanik koşullarına dayanımı nedeniyle en uygun malzemelerdir. Metalik biyomalzemeler önceden belirlenebilen sınırlarda, özelliklerini kaybetmeden ağır olan, uzun vadeli, değişken veya ani yüklerle dayanabilmeleri sebebiyle tercih edilirler [51,52].

Metalik biyomalzemeler saf metal veya alaşım elementlerine göre sınıflandırılır [53]. Bunlar;

- Paslanmaz elik
- Kobalt-Krom (CoCr) alaşımları
- Titanyum (Ti) alaşımları [53].

Femoral başın yürüme sırasındaki vücut ağırlığımızın (genellikle 80 kg vücut ağırlığı) 3.5 katı oranında yk bindiği deneysel olarak ölçülmesi sonucunda, toplam kalça protezleri belirlenebilen bu yüklere karşı gereğince dayanıklı olması lazım geldiği görülmektedir. Bunun yanı sıra, bu protezlerin eklemdeki sürtünmeden kaynaklanan aşınmayada dayanıklı olması gerekmektedir [54].

Bugün, kalça protezi malzemesi olarak; vıtyum (Co-Cr-Mo alaşımı), paslanmaz elik, yüksek yoğunluklu polietilen, polimetilmetakrilat ve Al₂O₃ tipi seramikler kullanılır [54].

Platin, zirkon veya tantal gibi elementlerin düşük mekanik mukavemeti sebebiyle, implant olarak kullanımları sınırlı olmaktadır. Daha önce ifade edildiği gibi yük taşıyan metalik biyomalzemeler olarak sıklıkla kullanılan; paslanmaz eliklerin (316L) serisi, kobalt-krom-molibden (Co-Cr-Mo) alaşımları, titanyum ve titanyum alaşımlarıdır [27,48,55].

Biyomedikal uygulamalarda yaygın olarak saf titanyum veya Ti6Al4V alaşımının kullanımına rastlanır. Genel olarak dental implantlarda 240-740MPa ekme dayanımlı saf titanyum kullanılmaktadır. Diğer taraftan, Ti6Al4V alaşım malzeme, en bilindik titanyum alaşımıdır. Dünya titanyum pazarındaki kullanım oranı % 50' ye varmaktadır. Ti6Al4V alaşım malzemenin bu denli tercihi, korozyon direncinin yüksek ve yoğunluğunun düşük olmasının yanında, yüksek statik ile dinamik dayanımı nedeniyle. Metalik implantların dayanıklılığı ve elastikiyet modülü kemiğe göre daha yüksektir [50]. Çizelge 2.3' de metalik biyomalzemelerin implant olarak özelliklerinin karşılaştırılması, izelge 2.4' de ise metalik biyomalzemelerin

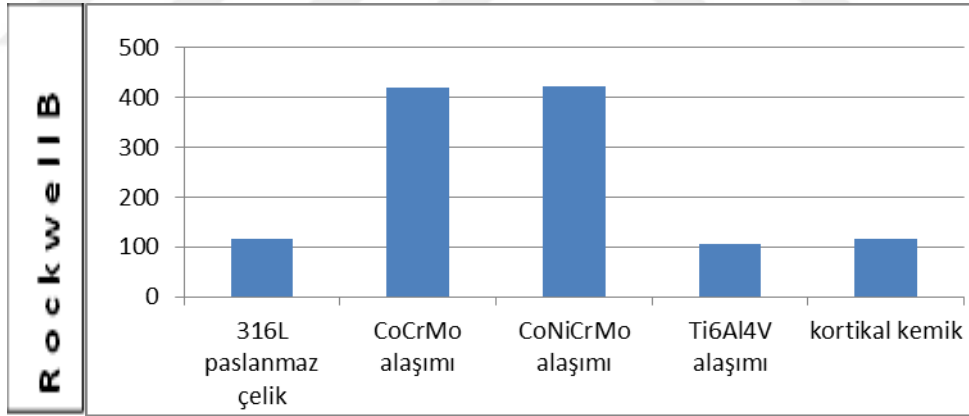
implant uygulamaları verilmiştir. Ayrıca metalik biyomalzemelerin ve kortikal kemiğin sertlik değerleri grafiksel olarak Şekil 2.3' de gösterilmiştir [7].

Çizelge 2.3. Metalik biyomalzemelerin implant olarak özelliklerinin karşılaştırılması [7].

Özellikler	Paslanmaz Çelik	Kobalt-Krom	Titanyum
Sertlik	Yüksek	Orta	Düşük
Dayanım	Orta	Orta	Yüksek
Korozyon	Düşük	Orta	Yüksek
Biyouyumluluk	Düşük	Orta	Yüksek

Çizelge 2.4. Metalik biyomalzemelerin implant uygulamaları [7].

Malzeme	İmplant Uygulamaları
316 L	Kemiklerde, vidalar, pimler, çiviler, stentler
Co28Cr6Mo	Kalça, diz, dirsek, omuz, ayak bileği, parmak protezlerinde; kemik plakalarında, vidalarda, çubuklarda, kalp kapakçıklarında
Ti	Kemik plakalarında, vidalarda, çubuklarda, kalp kapakçıklarında, kalp atışlarını düzenleyen aygıtlarda
Ti6Al4V	Kalça, diz, dirsek, omuz, ayak bileği, parmak protezlerinde
Ta	Tel, folyo, levhalarda, klipslerde, elektrot



Şekil 2.3. Metalik biyomalzemelerin ve kortikal kemiğin sertlik değerleri [7].

Metalik biyomalzemelerin elastikiyet modül değerleri çok yüksek olsada (316L paslanmaz çelikte 200 GPa, titanyumda 110 GPa), bu değer insan kemiğinde ise 10-15 GPa' dır. Bu mekanik uyumsuzluğun, implantların yapısal anlamda insan kemik dokusundan daha sert olması sebebini doğurmaktadır. İnsan kemik dokusuna daha yakın elastikiyet modülüne sahip olan alaşımlar nispeten daha az gerilmeye maruz kalır. Metalik biyomalzemelerin sertliği elastikiyet modülü ile ilgili olmaktadır.

Paslanmaz çeliğin elastikiyet modülü, titanyumdan daha yüksek olduğundan, titanyumdan daha yüksek sertliğe sahiptir [50]. Mukavemet ve elastikiyet açısından, titanyum alaşımları metalik biyomalzemelerde özellikle önemlidir. Paslanmaz çelik malzemeler, daha az oranda çekme dayanımı, yorulma dayanımı göstermelerine rağmen süneklikleri yüksektir. Saf titanyum, tantal, niobyum, düşük yorulma dayanım oranına sahipken, kopmada ise yüksek uzamaya sahiptirler. Çizelge 2.5’ de metalik biyomalzemelerin özellikleri verilmiştir [50].

Çizelge 2.5. Metalik biyomalzemelerin özellikleri [50].

Özellikler	316L Paslanmaz Çelik	CoCrMo Alaşımı	CoNiCrMo Alaşımı	Ti6Al4V Alaşımı	Tantal yum
Çekme Dayanımı (MPa)	485-860	655	793-1793	860	207-517
Akma Dayanımı (0,2) (MPa)	172-690	450	240-1585	795	138-345
Uzama (%)	12-40	8	8-50	10	2-30
Kesit Daralması (%)	-	8	35-65	25	-
Yoğunluk (g/cm ³)	7,9	8,3	9,2	4,5	16,6
Korozyon Dayanımı	Yüksek gerilmelerde zayıf	Üstün	Üstün	Üstün	İyi

Kristal yapıları ile sağlam metalik bağları sebebiyle, üstün mekanik özelliklere sahip metal ile metal alaşımları biyomalzemeler alanında yüksek bir paya sahiptirler. Ortopedik uygulamalarda kullanılan eklem protezi ile kemik rejenerasyon materyali metal alaşımlı olup, ayrıca yüz implant malzemeleri ve kardiyovasküler cerrahi gibi yüz, çene-yüz cerrahisinde, yapay kalp parçalarında, kateterlerde, kapaklar ve de kalp kapakçıkları olarak kullanılmaktadırlar. İnsan vücudunda kullanılması amacıyla geliştirilmiş ilk metal “Sherman-Vanadyum Çeliği” olarak bilinmektedir. Demir, bakır, krom, kobalt, nikel, titanyum, tantal, molibden ve vanadyum gibi biyomalzemelerin üretiminde kullanılan çok sayıdaki metal, küçük miktarlarda kullanılmaları şartıyla canlı vücudundaki uygulamalarda kullanılmaya uygundur. Vücuda zararlı olarak bilinen bu metaller metabolik aktiviteler esnasında da oluşabilir. Örnek olarak, B12 vitaminden gelen kobalt sentezi veya hücre işlevi olarak demir oluşumu verilebilir [56]. Bugün, üç ana metal grubu ve çeşitli türevleri

ortopedik ameliyatlarda yapım protez malzemesi şeklinde kullanılmaktadırlar. Bu malzemeler; paslanmaz çelik malzemeler, kobalt-krom alaşımları ile titanyum alaşımlarıdır. En yaygın kullanılan saf veya alaşımlı biyometaller; Co-Cr-Mo, Co-Cr-W-Ni, Ti-Al-V, Co-Ni-Cr-, Mo-Ti alaşımları ve saf titanyum yanısıra paslanmaz çelik tipleridir [57]. Asal metallerin yanı sıra, metaller yer kabuğunda mineral formunda bulunur. Kimyasal halde diğer metallerle birleşik durumdadırlar. Örnek olarak metal oksit söylenebilir. Daha uygun hale getirmek için saf metale geçiş işlemleri ile bu metallerin bulunması, uzaklaştırılması ve ayrılması gerekir. Elde edilen ham metal ürünler üreticilere külçe olarak tedarik edilir. Birden fazla bileşen içeren metal implant alaşım malzemelerinde, işlenmemiş metal ürünler daha da ön işlemlere tabi tutulurlar. Yeniden eritme, alaşım elementlerinin katılması ve katılma gibi işlemler bunlara örnek gösterilebilir. Bu gibi aşamalardan sonra, istenilen spesifik kimyasal özellikler içeren alaşımlar elde edilmektedir.

İmplant üreticisi stoktaki ilk malzemeyi alır ve son ürüne dönüştürür. İmalat yöntemleri; bilgisayar, mekanik esaslı (CAD-CAM), döküm, zımparalama, toz metalurjisi (sıcak izostatik presleme), dövme şeklinde sıralanabilmektedir. Son zamanlarda, implantı mikro tabaka olarak porozite etmek (yüzeyde boşluklar oluşturmak) tercih edilen prosedür olmuştur. İmplantı kemikte sabitlemek için kullanılmaktadır. Örneğin, femoral kökün vücuda yakın kısmına uygulanmaktadır. Sinterleme işlemine alternatif olan yüzey işlemleri ise, plazma yada implant yüzeyine alev püskürtme işlemidir. Başka yüzey işlemleri şunları içerir: İyon implantasyonu (daha iyi yüzey özellikleri için) ve nitratlama (yüksek enerjili azot iyonları), vakum altında implanta yönlendirilir. En son adımlar geleneksel yöntemler şeklinde olmaktadır. Uygun asitte kimyasal temizleme işlemi ve pasivasyon gibi işlemlerdir [58].

Çizelge 2.6'da metal implantlarda kullanılan elementler verilmiştir [59].

Çizelge 2.6. Metal implantlarda kullanılan elementler [59].

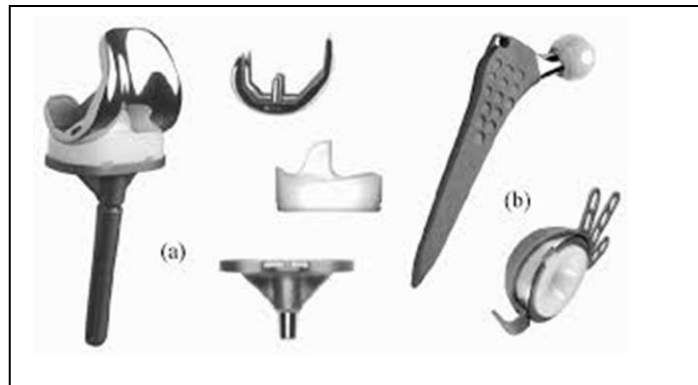
Element	Sembol	Atom Numarası	Atom Ağırlığı	Kullanımı
Alüminyum	Al	13	26,98	Alaşım elementi
Kobalt	Co	27	58,93	Temel elementi
Krom	Cr	24	52,00	Alaşım elementi
İridyum	Ir	77	192,2	Alaşım elementi
Demir	Fe	26	55,85	Temel elementi
Manganez	Mn	25	55,94	Alaşım elementi
Molibden	Mo	42	95,94	Alaşım elementi
Nikel	Ni	28	58,71	Alaşım elementi
Niobium	Nb	41	92,91	Alaşım elementi
Palladium	Pb	46	106,4	Alaşım elementi
Platin	Pt	78	195,1	Temel elementi
Tantal	Ta	73	181,0	Alaşım elementi
Titanyum	Ti	22	47,90	Temel elementi
Tungsten	W	74	183,9	Alaşım elementi
Vanadyum	V	23	50,94	Alaşım elementi
Zirkonyum	Zr	40	91,22	Alaşım elementi

Demir içeren metaller genel olarak dört gruba ayrılır: dökme demirler, karbon çelikler, çelik alaşımları, paslanmaz çelikler şeklinde gruplanır. Bu gruplar özellikleri çerçevesinde farklı kullanımlar için uygundur. Paslanmaz çelikler biyomalzeme olarak kullanılırlar.

2.1.4.1. Paslanmaz Çelik

Birçok farklı türde paslanmaz çelik bulunmasına rağmen, biyomateryal olarak sıklıkla kullanılan türü 316L olarak bilinmektedir. L düşük karbon içeriğini göstermektedir. Bu çelik türü 1950' lerde, 316 paslanmaz çelik türünün karbon içeriğini; ağırlık % 0,08 ile % 0,03 arasında olacak şekilde, daha düşük bir orana düşürülerek hazırlanmıştır. Vücuttaki korozyon oranını azaltmak için, yüksek miktarda (% 17- % 19) krom ve nikel (% 12- % 14) ile alaşımlı ve ayrıca az miktarda azot, fosfor, molibden, manganez, silisyum ve kükürt içeren, % 60 demir bulundurmaktadır. Kromun işlevi korozyon direncini arttırmaktır. Korozyon direncini artırırken, çok güçlü bir Cr_2O_3 bileşiği oluşturmaktadır. Nikel kullanılır, çünkü östenitik fazın yüksek sıcaklıklarda da dayanımını artırarak kaynaklanabilirliğini ve korozyon direncini artırır. Çeliğin karbon içeriğinin % 0,03'

ü aşması korozyon için tehlikeli olmaktadır. Filmin oluşumunda en az % 10 krom, gözeneksiz ve çözünmeyen kromoksit olması gerekmektedir. En çetin korozyon koşullarına dayanabilmesi için bu oranın % 18' e kadar olmasına ihtiyaç duyulabilir. Bu oluşan oksit film tabakası malzemeyi koruyarak korozyonu önler. Özel çelikler üretmek için birçok alaşım çeşitlemesi yapılabilir. Örneğin, % 0,25 Cr - % 0,75 C - % 0,5 Si - % 0,5 Mangan içeren bir alaşım; hazırlanan bu çelik malzemeyi bıçaklar ve cerrahide kullanılan aletler için ideal kılar. Çünkü çelik keskin hale getirilmiştir. Difüze edilmiş paslanmaz çelik, krom bileşiği bulunduran bir ısıl işleme üretilmektedir. Bitmiş alaşım yaklaşık % 40 krom ihtiva eden bir yüzeye sahip olur ve bu nedenle çoğu korozif ortamları kaldırabilir. 1912' de Harry Brearsley adlı kişi tarafından paslanmaz çelik keşfi şöyle olmuştur; orta karbon ihtiva eden çeliğe, % 12 krom (Cr) ilave edilerek üretilmiştir. O zamandan beri, bu basitçe oluşturulmuş alaşım sürekli geliştirilmiştir. Paslanmaz çelik kolayca işlenebildiğinden ve ısıl işleminden geçirilebildiğinden üretimi sorunsuzdur. Paslanmaz çelik bileşimleri hakkında oluşturulmuş uluslararası standartlar vardır. Bazı üreticiler türlü ihtiyaçları karşılamak amacıyla farklı bileşimlerin alaşımlarını üretmektedirler [35,60]. Şekil 2.4' de paslanmaz çelik implant uygulamalarına ait örnekler gösterilmektedir [61]. Şekil 2.5' de ise yüksek azot alaşımlı paslanmaz çelik implantı gösterilmektedir [62].



Şekil 2.4. Paslanmaz çelik implant uygulamalarına ait örnekler a) Diz, b) Kalça protezleri[61].



Şekil 2.5. Yüksek azot alaşımlı paslanmaz çelik [53,62].

2.1.4.2. Kobalt Tabanlı Alaşımlar

Bir başka biyomalzeme de kobalt-krom alaşımları olarak sayılabilir. Esas olarak biyomalzeme olarak kullanılan iki tür alaşımları vardır. Bunlar;

- Kobalt-Krom-Molibden (Co-Cr-Mo)
- Kobalt-Nikel-Krom-Molibden (Co-Ni-Cr-Mo) alaşımlarıdır.

Kobalt-Krom-Molibden (Co-Cr-Mo) alaşımı, diş hekimliğinde ve son zamanlarda suni eklem üretiminde kullanılmaya başlanmıştır.

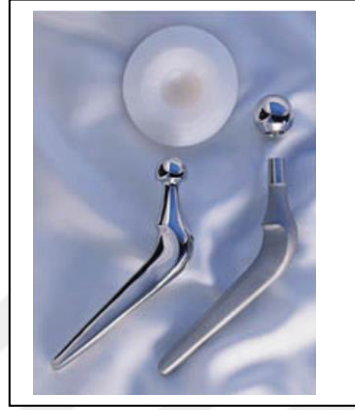
Co-Ni-Cr-Mo alaşımı ise; Co-Cr-Mo alaşımlarına göre daha fazla ağırlıklar taşıyan, kalça eklemleri ile diz eklemlerindeki protez sapı malzemeleri olarak kullanılmaktadırlar [53,62,63].

(ASTM F 75, ASTM F 799) Co-Cr alaşımlarını cerrahideki kullanımına göre 4 çeşit gruba ayırmıştır.

Bunlar;

- Co-Cr-Mo (F75)
- Co-Cr-W-Ni (F90)
- Co-Ni-Cr-Mo (F562)
- Co-Ni-Cr-Mo-W-Fe (F563), alaşımlarıdır.

Co-Cr (kobalt-krom) alaşımlarında ana alaşım elementleri olarak bulunan Co ve Cr, alaşımların çözeltilere karşı bulunan korozyon dayanımını ađ. % 65 Co aracılığıyla sağlanmaktadır. Cr miktar oranının arttırılması alaşımların katı çözeltilere karşı olan korozyon mukavemetini daha da arttırmaktadır [64]. Şekil 2.6'da yüksek Co-Cr alaşımlı kalça protezi görölmektedir [53,62].



Şekil 2.6. Yüksek kobalt-krom (Co-Cr) alaşımlı kalça protezi [53,62].

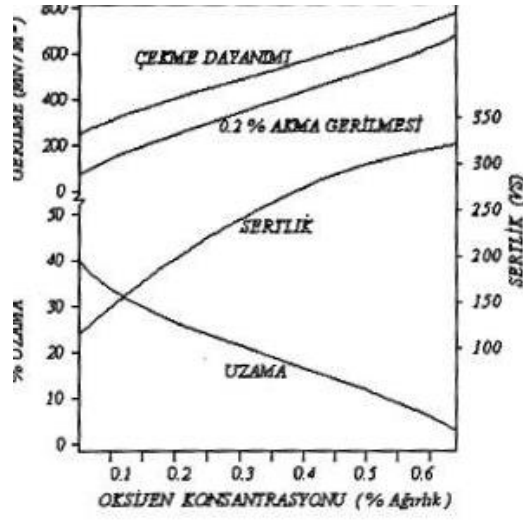
F75 ve F799 alaşım malzemeleri kimyasal içerik olarak eődeđer özelliktedirler. Her iki alaşımında ađ. % 58-69' unda kobalt ve ađ. % 26-30'unda krom bulunur. Bu ikisi arasındaki temel fark işleme aşamasında görölr. F90, F562 alaşımları, diğerlerinden daha düşük krom ile kobalt içerirler. F562 ekstra nikel içerirler. Kobalt-Nikel-Krom-Molibden (Co-Ni-Cr-Mo) alaşımı, en yeni alaşım malzemedir. Yüksek ağırlık altındaki eklemlerde (diz, kalça gibi) ayrıca da protezlerde kullanılır. Bu alaşım malzemelerin bileşimleri, ağırlıklı olarak ađ. % 65 oranında kobalt ve geriye kalanı ise kromdan oluşmaktadır. Daha ince taneli yapı oluşturmak için molibden eklenerek mekanik özellikleri iyileőtirilir. Kobalt içeren alaşımların elastikiyet modölünün çelikten daha büyük olduğu görölr. F90 ayrıca ekstra tungsten içerir. Bu alaşımların temel özelliği, klorlu ortamlarda korozyonu önlemektir [53, 62, 63].

Co-Cr-Mo (kobalt-krom-molibden) alaşımları, döküm alaşımlardır, içyapıyı ince taneli oluşturmak için molibden eklenmelidir. İlave molibden, mukavemeti yükseltmiőtir. Krom ise, katı çözeltili oluşumunu sağlayarak mukavemeti arttırır. Kobalt-krom-nikel-molibden (Co-Cr-Ni-Mo), (F562) çelik standartlarında, ortalama olarak ađ. % 35 kobalt , ađ. % 35 nikel içerir. Bu alaşımların, Cl⁻ iyonları barındıran

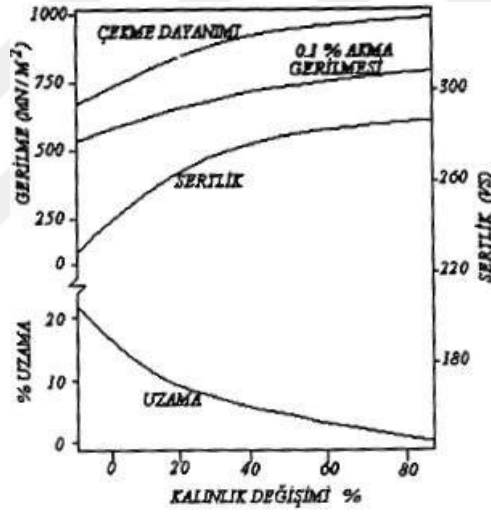
deniz suyuna karşı olan korozyon mukavemeti oldukça yüksektir. Sıcak dövülerek şekillendirilebilen Co-CrNi-Mo alaşımı ise yüksek çekme, aşınma ve yorulma mukavemetine sahiptirler. Ayrıca yorulma mukavemeti de Ti 550 alaşım malzemesinden daha iyidir. Döküm ve dövme alaşım malzemeleri, yüksek korozyon mukavemetine sahiptirler [64].

2.1.4.3. Titanyum İçeren Alaşımlar

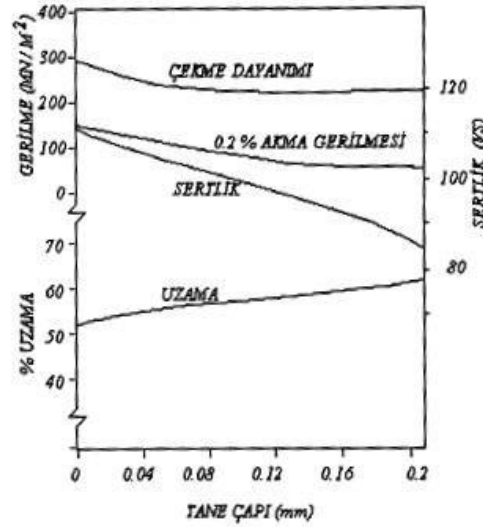
Titanyum ve alaşımlarının biyomalzeme olarak kullanımına 1930'ların sonunda başlanmıştır [62]. Paslanmaz çeliklerden ve kobalt alaşım malzemelerinden daha hafiftirler. Titanyum, güneydoğu Amerika Birleşik Devletleri' nin bazı bölgelerinde bulunan kumdan elde edilmektedir. Bu kum genelde kuvars içerir. Ayrıca, zirkonyum, demir ve düşük miktarda toprak bulundurur. Kum karışımının bu bileşenleri TiO_2 (Rutil), $FeTiO_3$ (İlmenit)'dir. TiO_2 , metalik titanyum oluşturmak için elverişli bir bileşiktir. Elektrostatik ayırma yöntemi ile elde edilmektedir. Ticari saflıktaki titanyumu oluşturmak için dereceler vardır. Bunlar dört derece olarak sıralanabilir. Bu dereceler binde oksijen değişimini gösterir. Bu değişiklik küçük görünürse de mekanik özelliklerin üzerinde büyük farklar yaratmaktadır. Kopma dayanımını ve yorulma direncini yüksek ölçüde etkilemektedir. Ticari saflıkta titanyum malzeme, % 98,9 ila % 99,6 titanyum içerirken % 0.18 oranında oksijen içermektedir. cpTi' nin (Ticari saflıktaki titanyum) kopma gücü 170 MPa'dır. Buna ek olarak, % 0.40' oksijen içerende kopma dayanımı 485 MPa' a yükselir. % 0.85 oranda oksijen içeren cpTi' nin yorgunluk sınırı (107 kez) 88,2 MPa' dır. Oksijen oranının % 0.27' sinde ise yorgunluk sınırı 216 MPa' dır. Şekil 2.7, 2.8 ve 2.9' da, oksijen, soğuk işlem ve tane büyüklüğünün mekanik özellikler üzerindeki etkisini göstermektedir [65].



Şekil 2.7. Saf titanyumdaki oksijen oranının mekanik özellik üzerine etkisi [65].



Şekil 2.8. Saf titanyumdaki soğuk işlemin mekanik özellik üzerine etkisi [65].



Şekil 2.9. Saf titanyumdaki tane büyüklük değerinin mekanik özellik üzerine etkisi [65].

Saf titanyumda (O, C ve N) elementlerinin bulunmasıyla beraber, Ti6Al4V alaşımındaki ilave elementler titanyum metalini güçlendirmektedir. Azot, karbon ve oksijenden iki kat daha fazla güçlendirmektedir. Ti6Al4V alaşımı yüzeydeki oksijen ile yüksek afiniteye sahiptir. Oksitin sembolik bileşimi TiO_2 'dir. Burada oksitin rolü; korozyon direncini arttırmak ve titanyumun moleküler doku seviyesinde biyolojik olarak performansına katkı sağlamaktır. Titanyum ve alaşımlarının üretimlerindeki sorunlar ise; zor üretilmesiyle birlikte, işlenmeye ihtiyaç duyulmasıdır. Çünkü çeliğin maliyetinden iki kat daha yüksektir ve döküm işlemi zordur. Ti6Al4V alaşımı, en son geliştirilen titanyum alaşımlarından olup; aşınma, mekanik özellikler, biyoyumluluk bakımından daha güçlüdür. Çizelge 2.7' de implant malzemesi olarak ve cerrahi operasyonlarda kullanılan titanyum ve alaşımlarının kimyasal bileşimleri verilmektedir [62]. Nikel-titanyum alaşımlarının, ısıtıldıktan sonra bozulan, ilk şekillerini alma kabiliyeti vardır. Bu özelliğe “şekil hafızası etkisi” adı verilir. Şekil hafızası etkisinin lazım olduğu bazı biyomalzeme uygulamaları; dental köprüler, kafatasındaki vasküler bağlantılar, yapay kalp kasları ve ortopedik protezler olarak sıralanabilir [56,58, 66]. Çizelge 2.8' de metalik biyomalzemelerin kortikal kemikle karşılaştırılması verilmiştir [67]. Şekil 2.10' da titanyum stent, Şekil 2.11' de titanyum diş protezi gösterilmiştir [68,69].

Çizelge 2.7. İmplant malzemesi olarak ve cerrahi operasyonlarda kullanılan titanyum ve alaşımlarının kimyasal bileşimleri [62].

İMLANT (%ağırlık) ELEMENT	1. Kalite	2. Kalite	3. Kalite	4. Kalite	Ti6Al4 V ^a
Azot	0,03	0,03	0,05	0,05	0,05
Karbon	0,10	0,10	0,10	0,10	0,08
Hidrojen	0,015	0,015	0,015	0,015	0,0125
Demir	0,20	0,30	0,30	0,50	0,25
Oksijen	0,18	0,25	0,35	0,40	0,13
Titanyum	KALAN				

^a %6 Al; %4,00 V

Çizelge 2.8. Metalik biyomalzemelerin kortikal kemikle karşılaştırılması [67].

Malzeme	Yoğunluk (gr/cm³)	Elastisite Modülü (GPa)
Kortikal kemik	2,8	7-30
Co-Cr-Mo	8,5	230
316L SS	8,0	200
Saf Titanyum	4,5	110
Ti6Al4V	4,4	106



Şekil 2.10. Titanyum stent [68].



Şekil 2.11. Titanyum diş protezi [69].

2.2. BİYOMALZEMELERİN HİDROKSİAPATİT KAPLANMASI

Metalik biyomalzemelere tatbik edilen hidroksiapatit kaplamalar, metallerdeki mekanik özellikleri iyileştirirken, aynı esnada kemik bağlanmasını ve biyouyumluluğu da geliştirmeyi amaçlar [56].

2.2.1. Biyomalzemelerin Kaplanması Kullanılan Hidroksiapatit

İnsan vücudu günlük hayatta pek çok yük karşısına kalmaktadır. Bu günlük yüklerin karşılanması esnasında, gerekli olan mekanik özellikleri sağlayan, metal taban üzerindeki hidroksiapatit kaplama işlemi ile, kemik implanta tutturulur ve yük iskelete aktarılır [56]. Hidroksiapatitin mekanik özellikleri Çizelge 2.9'da verilmiştir [46,70].

Çizelge 2.9. Hidroksiapatitin mekanik özellikleri [46,70].

Elastisite Modülü (GPa)	4,0-117
Basma Dayanımı (MPa)	294
Eğilme Dayanımı (MPa)	147
Sertlik (Vickers, Mohs)	3,43
Poisson Oranı	0,27
Yoğunluk (teorik, g/ cm³)	3,16

2.2.2. Hidroksiapatitin Genel Özellikleri

Apatitler, $Ca_{10} (PO_4)_6 X_2$ genel formülü ile fosfat mineral grubuna aittir. En iyi bilinen apatit mineralleri, hidroksiapatit ($Ca_{10} (PO_4)_6 OH_2$), fluoroapatit ($Ca_5 (PO_4)_3 F$), kloroapatit ($Ca_5 (PO_4)_3 Cl$) 'dir. Bu minerallerden hidroksiapatit, kemiğin

ana bileşenidir. Hidroksiapatit (HA) genellikle hekzagonal kristal yapıda bulunur. Doğal kemik ve diş ile aynı temel kimyasal bileşime sahip, yüksek çekme dayanımı ve sert dokuya sahip kırılğan bir malzemedir [71].

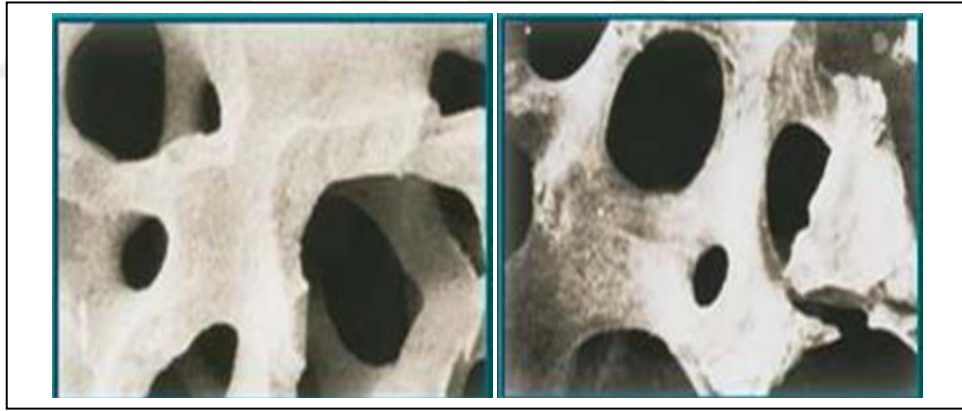
Hidroksiapatit; yapı ve kimyası yönünden zayıf şekilde çözünür, kalsiyum fosfat tuzlarının grubuna aittir. Mükemmel biyouyumluluğu vardır. Biyouyumluluk, bir biyomalzemenin vücut tarafından kabul edilebilirliği anlamına gelir. Biyouyumluluğunun iyi olması, yüksek kemik iletkenliği nedeniyle, biyomedikal malzeme olarak geniş kullanım alanı bulmuştur. Son yıllarda, fiziksel yapısı ve kimyasal yapı özellikleri, güçlü yüzey etkileşimi özellikleri ayrıca biyouyumluluğu ile farmasötik taşıyıcılar ve ilaç dağıtım sistemleri olarak kullanımı ile ilgili birçok çalışma yapılmıştır. Hidroksiapatitler, kemik implant materyali olarak biyoseramik, kontrollü ilaç salınımı olarak kullanımları ile adsorban olarak görev yaparlar [72].

Hidroksiapatitler, kullanım amacına göre farklı fiziksel ve kimyasal yapılarda üretilebilmektedir. Örneğin, implant malzemelerinin geliştirilmesinde gereken en önemli özellik mekanik dayanımdır. Bu nedenle, üretilen biyoseramiklerin gücü, gerçek kemik dokusuna yakın olmalı, statik ve dinamik yüklere karşı yüksek yorulma direnci göstermeli ve özellikle canlı organizmalarda aşındırıcı etkilere karşı dayanıklı olmalı ve yüksek kırılma direnci göstermelidir. Kemik implantı materyali olarak kullanılacak hidroksiapatit, yoğun bir şekilde üretilmelidir [72]. Düşük mukavemeti, yüksek doku uyumluluğu ve yüksek adsorpsiyon özellikleri nedeniyle implant malzemesi olarak yüksek oranda hidroksiapatit tercih edilmektedir.

Mekanik özellikler büyük ölçüde HA örneklerinin gözenekliliğine, tane büyüklüğüne ve safsızlığına bağlıdır. HA' nın en belirgin özelliği, seramik ve kırılğan bir malzeme olmasıdır. HA' nın düşük mekanik mukavemeti ve kırılma tokluğu, yük direnci gerektiren uygulamalarda kullanılmasının önünde bir engeldir. Yoğun HA, 38–250 MPa' lık bir eğilme dayanımına, 120–900 MPa' lık basma dayanımına ve 38-300 MPa' lık çekme dayanımına sahiptir. İlave olarak, Vickers sertliği 600 HV ve Young modülü 80-110 GPa aralığındadır [73,74-76].

HA, alkali çözeltide çözünmez, asidik çözeltide çözünür. Saf suda çözünürlüğü ise çok azdır. Ayrıca, HA' nın çözünürlüğü, amino asitlerin, proteinlerin, enzimlerin ve diğer organik bileşiklerin varlığına göre değişir. Bu çözünürlük özellikleri, HA' nın biyouyumluluk ve diğer bileşiklerle oluşturduğu kimyasal reaksiyonlarla yakından ilgilidir [74]. HA' nın termal stabilitesi düşüktür ve 1200°C' den yüksek sıcaklıklarda trikalsiyum fosfata ayrışır [77,78].

Hidroksiapatit: dişlerdeki mine ve dentin tabakasında ve diş kemiğinde bulunan, $\text{Ca}_{10}(\text{PO}_4)_6(\text{OH})_2$ kimyasal formülüne sahip bir kalsiyum tuz olup, oksijenle reaksiyona girmediğinden yanmaz. Elmasın sonra doğada bilinen en sert moleküldür. Yalnızca elmasla aşındırılabilir. Çok az esnektir, neredeyse tamamen kırılındır. Biyoaktif yapıya sahip bir biyomateryaldir. Tatsız, kokusuz olup organik çözücülerde çözünmez. Ayrıca asit çözücüler dışında inorganik çözücüler içinde de çözünmez. Hidroksil iyonları ile (asit) yapı taşlarına ayrılabilir [79]. Şekil 2.12' de hidroksiapatit ve kemik yapısı gösterilmiştir [80].



Şekil 2.12. a) Kemik yapısı, b) Hidroksiapatit yapısı [80].

Kalsiyum hidroksiapatit (HA: $\text{Ca}_{10}(\text{PO}_4)_6(\text{OH})_2$) ve Tri-kalsiyum fosfat (TCP: $\text{Ca}_3(\text{PO}_4)_2$), insanların kemiklerinin ve dişlerinin inorganik fazlı yapılarıdır. Otuz yıldan beri, dejenerasyon, kırık, çatlak ile kemik ve diş boşluklarının tedavisinde artan oranlarda kalsiyum fosfat bazlı, biyoseramik protezler kullanılmaya başlanmıştır [79].

2.2.3. Biyomalzemelerin Hidroksiapatit Kaplama Yöntemleri

Ortopedik alanda kullanılan biyomalzemelerin uzun vadeli muvaffakiyeti genellikle implant ve doku arasında oluşan osseointegrasyon sürecine bağlı olmaktadır. Bu süreç içerisinde, implant ve doku arasında oluşan ortamın steril olması bakteriyel enfeksiyon oluşum riskini azaltır [35,81]. Kemik uyumu süreci, implant bölgesindeki hücre ile doku tiplerinin ortak uyum sürecinde, doku kaybı bölgesinde iyileşmenin olmasını gerektirmektedir [36,82]. İmplant parçalarına tatbik edilen hidroksiapatit (HA; $\text{Ca}_{10}(\text{PO}_4)_6(\text{OH})_2$) kaplamalarının, tercih edilmesinin en önemli sebebi; kemik dokusuna en yakın özelliklere sahip olmalarıdır. HA kaplamaları, biyoinert metalik implant malzemenin doku ile tesirini arttırarak osseointegrasyonu hızlandırır. Bu işlem, cerrahi operasyondan sonra hastaların iyileşmesini hızlandırarak, kullanım sırasındaki başarısının artmasını sağlar [83].

Kemik dokusuyla entegrasyon, metal yüzey üzerine kalsiyum fosfat (Ca-P) kaplamaları uygulanarak geliştirilebilmektedir. Ca-P materyalleri biyoaktiftir aynı zamanda kemikle doğrudan teması destekler. Bunlardan biri hidroksiapatittir (HA). Vücuda implantasyondan sonra HA, kimyasal, mineralojik yapı, kristalografik yapıya sahip, canlı kemiğe benzer şekilde, doğal kemik dokusuyla kuvvetli bağlar yaparak kemiğin oluşumunu destekler. Bununla birlikte, mekanik dayanımının düşük olması dezavantajına sahiptir. Biyoaktif yüzeyler oluşturmak sebebiyle; plazma spreyi, sol-jel yöntemi, elektrokimyasal biriktirme ve biyomimetik kaplama yöntemleri gibi yüzey HA kaplama teknikleri geliştirilmiştir [84].

2.2.3.1. Biyomimetik Kaplama Yöntemi

Hidroksiapatit (HA), insan iskelet sisteminde doğal olarak var olan apatit ile benzer yapıdadır. Bu benzerlik her ne kadar mükemmel seviyede biyouyumluluğa sahip olsa bile, zayıf mekanik performansı dolayısı ile yüke maruz kalan bölgelerde tek başına kullanıma uygun değildir. Bu sebeple, HA; sıklıkla titanyum ve alaşımları gibi metalik implant yüzeylerine kaplanarak kullanılmaktadır [85]. Metalik implantlar üzerine HA kaplama için çeşitli yöntemler vardır. Bu yöntemlerden bazıları; plazma püskürtme, daldırma (biyomimetrik yöntem), elektro kaplama, darbeli katman

biriktirme, püskürtme, sol-jel yöntemi ile kaplamadır [86,87]. Bu tekniklerden, plazma püskürtme, uygulamada kolaylık ve ekonomiklik nedeniyle en sık kullanılan yöntemlerden biridir. Ancak, bu yöntemle elde edilen kaplamaların metalle arasındaki bağ gücünde yer yer değişkenlik gösterdiği, kalınlık ve yoğunluk açısından heterojen olduğu ve HA' nın kristal yapısında lokal farklılıklar olduğu bildirilmiştir [88]. Diğer yandan, uygun sıcaklık ve pH' da hazırlanan yapay vücut sıvısı (SBF) içerisine metalik implantların daldırılması ile uygulanan biyomimetik yöntemin, plazma püskürtme yöntemine iyi bir alternatif sunduğu söylenebilir. Ayrıca, son yıllarda yapılan başarılı çalışmalar, biyometrik yöntemle HA kaplama yönteminin, metalik implant malzemeleri ile sınırlı kalmadığını, karbon [89] ve polimer [90] gibi farklı yüzeylere de uygulanabildiğini göstermiştir. Titanyum ve alaşımlarının biyoaktivitesini arttırmak ve böylelikle biyometrik kaplamayı hızlandırmak için asitle işleme, alkali ve ısı işlem uygulama, hidrojen peroksit (H_2O_2) uygulama ve mikroark oksitleme gibi çeşitli yöntemler uygulanmaktadır [91].

BÖLÜM 3

TİTANYUM VE TİTANYUM ALAŞIMLARI

Titanyum ilk olarak 1791 yılında İngiltere’de William Gregor tarafından keşfedildi. William Gregor, bölgesel bir nehirden ilmenit (manyetik demir tozu) olarak bilinen bir cevher çıkarmak için mıknatıs kullandı. Daha sonra, bu siyah tozdan demiri, hidroklorik asit ile çıkardı, cevherin geri kalanı titanyumun oksitiydi. 1795 yılında, Martin Heinrich Klaproth rutilleri (TiO₂) analiz etti ve bilinmeyen bir elementin oksidini tam olarak Gregor tarafından bildirildiği şekilde tarif etti. Klaproth, Yunan mitolojik dünyasının ilk oğulları olan Titanlardan gelen bu elemente titanyum adını vermiştir [92].

1932'den sonra, William Kroll titanyumun mineral kaynaklardan ticari olarak çıkarılmasını sağlayan bir süreç geliştirdi. Bu işlem, inert bir gaz ortamında TiCl₄'ün magnezyum ile indirgenmesini içeriyordu. Gözenekli ve süngerimsi görünümünden dolayı “titanyum süngeri” adlı titanyum elde edilmiştir [92].

II. Dünya Savaşı' nın sonuna kadar metalurjik yöntemler ve titanyum malzemeler askeri uygulamalarda barışa kadar kullanılmıştır. II. Dünya Savaşı' ndan sonra, 1940'lı yılların sonu ve 1950' lilerin başlarında, titanyum ilgi çekmeye başlamıştır [92, 93].

1940' larda, titanyum implantlarla tatmin edici sonuçlar elde edilmiştir. Kemik dokusu implantları için, titanyum kullanımındaki ana kırılma noktası, daha önce dental implantlarda açıklanan osseointegrasyonun (kemik uyumu) keşfi olmuştur [93].

Titanyum ile titanyum alaşımları, güçlü dayanım, düşük ağırlık ile güçlü korozyon direncini birleştiren önemli mühendislik malzemeleridir. Titanyum ve alaşımları

1952'den beri kullanılmaktadır ve nispeten yeni mühendislik malzemeleridir. Titanyum, alüminyum, demir ve magnezyumdan sonra dünyada yapısal olarak kullanılan metaller arasında 4. sırada ve en fazla rezervli metaller arasında 9. sırada yer almaktadır. Bununla birlikte, titanyum saf olmadığı için, saflaştırma işlemleri, bu metali pahalı kılar [94].

Titanyum ve alaşımının düşük sıcaklık fazı, hekzagonal sıkı paket (HSP) yapılı kristalli alfa (α) fazı ve yüksek sıcaklık fazı ise, hacim merkezli kübik (HMK) yapılı titanyum beta (β) fazıdır. 882°C' de α - Ti (HSP)' den, β - Ti (HMK)' ye değişir ve bu fazda 1668°C' de eriyene kadar kalır. Saf titanyum malzeme için bu sıcaklığa "β dönüşüm sıcaklığı" denir. Bu sıcaklık oksijen, azot ve karbon gibi α fazının stabilize olmasına neden olan arayer atomu elementlerinin kuvvetli etkisiyle yükselir; yeralan atomu alaşım elementleri tesiriyle ya düşer yada yükselir. Alfa fazındaki titanyuma, yumuşak olması nedeniyle şekil verilebilir. Beta fazındaki titanyum ise sert, güçlü aynı zamanda şekil alabilirliği de zordur. Alüminyum, zirkonyum, karbon, oksijen, azot gibi elementler titanyuma eklenerek, yüksek sıcaklıktaki performansını arttırmaktadırlar. Bunlar alfa fazını stabilize eden elementlerdir. Molibden, kobalt, vanadyum, krom, tantalyum, demir gibi elementlerin beta fazını stabilize ettiği de bilinmektedir. Bu elementlerin katılmasıyla, beta fazında olan titanyum kolaylıkla şekillendirilebilir, aynı zamanda sıcak ve soğuk direnci artar. Ortam sıcaklıklarında, faz şekline bakılırsa, titanyum ve alaşımlarına bağlı olarak: α alaşımları, β alaşımları ve $\alpha + \beta$ alaşımları olarak sınıflandırılır [95, 101].

Titanyumu, popüler hale getiren kapsamlı ve kuvvetli özellikleri bulunur. Bunlardan bazıları şöyle sıralanır: düşük yoğunluğa (4,5g/cm³) sahip, hafif, yüksek mukavemeti, kırılma tokluğu, yorulma dayanımı, çatlama direnci, düşük sıcaklıktaki yüksek tokluğu ile mükemmel korozyon direnci olarak sayılabilir. Bazı titanyum alaşımları, 550°C ile 700°C sıcaklık aralığında maksimum verimle çalışmaktadırlar [102, 103].

Titanyumun erime noktası (1668 °C) olup, demirden (1536 °C) daha yüksek bir erime noktasına sahiptir. Ancak titanyum (115 GPa); demir (194 GPa) ile alüminyum (62 GPa) arasında ortalama bir elastikiyet modülüne sahip bir

elementtir. Titanyum, hafif metal olan bu element, alüminyumun özgül ağırlığının iki katına ve demir ile nikelin özgül ağırlığının yarısı olan değerdeki, özgül ağırlığa sahiptir. Metalik durumda kuvars mineralini çizecek kadar sert bir elementtir. Çizelge 3.1’ de, titanyumun, alüminyum ile demire kıyasla bazı fiziksel özellikleri verilmiştir [104].

Çizelge 3.1. Titanyumun, alüminyum ve demire kıyasla bazı fiziksel özellikleri.

Özellikler	Titanyum	Alüminyum	Demir
Yoğunluk (g/cm ³)	4,54	2,7	7,87
Elastisite Modülü (GPa)	115	62	194
Ergime Noktası (°C)	1668	660	1536
Oda Sıcaklığındaki Kristal Yapı	HSP	YMK	HMK

Titanyum, kimyasal yönden güçlü bir indirgeyici maddedir. Bu özellik, bazı zaman olumlu, bazı zaman olumsuz sonuçlar verir. Hususiyetle düşük sıcaklıklarda kimyasal ortamlara karşı mukavemeti oldukça güçlüdür. Oksitleyici asitler ile deniz suyuna karşı çok güçlü olmasına rağmen, asit maddelere karşı nispeten daha düşük bir dirence sahiptir. Uygulamada, asit ortamlarında; asetik asit, sülfürik asit ve tartar kullanılabilir. Diğer taraftan, klor gazı, hidroklorik asit, trikloroasetik asit ve fosforik asit içeren ortamlarda kullanılmamalıdır. Yükselen sıcaklıkla birlikte, titanyum malzemenin yüzeyindeki koruyucu oksit tabakası, kullanılabilirliğini azaltmak için oksijen, azot ve hidrojen malzemesini parçalamaya ve nüfuz etmeye başlar. Metalin yüzeyinden nüfuz eden bu harici maddeler kırılmalığa ve çatlak oluşmasına neden olmaktadır [105].

Titanyum, çelik kadar dayanıklı olup, çelikten % 45 daha hafif bir metaldir. Alüminyumdan % 60 daha ağır olmasına rağmen, direnci iki kat daha fazladır. Mukavemeti ve asitlere direnci nedeniyle, çeşitli alaşımların yapısına dahil edilir. Deniz suyuna karşı üstün dayanıklılığından dolayı, deniz suyunun tatlı su haline dönüştürüldüğü tesislerde, ayrıca tuzlu su ile temas halinde bulunan gemi teçhizatı parçalarının imalinde kullanılır [106-108]. Titanyumun avantajları aşağıda özetlenmiştir:

- Diğer alaşımlara kıyasla oksidasyon, ter asidi, korozyon ve kimyasallara karşı 20 misli daha güçlüdür.
- Herhangi bir formda bulunabilir. (Kütük, yuvarlak, altıgen, yassı, çubuk, levha, levha, tel vb.).
- Kolayca kaynak edilebilir.
- Yangına ve darbelere karşı dayanıklıdır.
- Biyouyumludur ve toksik değildir.
- Fiyatı, diğer yüksek performanslı malzemelere yakındır.
- Uygun kriyojenik özelliklere (-150°C'nin altındaki ortamlarda davranış) sahiptir [109].

Titanyum alaşımlarının, ticari uygulamalar bazında ana engeli, güçlü yarı mamul malların maliyeti olarak söylenebilir. Bu yüksek maliyetin sebepleri arasında, çıkarılma ve ayırma sırasında karmaşık işlemlere duyulan ihtiyaç, tesis yatırımlarını karşılamak için yeterli kaynak eksikliği ve yüksek işlem maliyetleri sıralanabilmektedir [110].

Titanyum alaşımları iki farklı özellik ile öne çıkmaktadır. Yüksek mukavemetleri ve üstün korozyon direnci bu metalleri ve alaşımlarını havacılık endüstrisi, kimya endüstrisi ve tıp mühendisliği için vazgeçilmez hale getirmiştir. Bu pozitif özelliklere rağmen, sürtünme ile aşınma özellikleri sebebiyle, mobil temasın olduğu mühendislik uygulamalarında titanyum yetersizdir. Titanyumun tribolojik özelliklerinin zayıf olması, sürtünme katsayısının yüksek ve değişken olması gibi özellikleri, titanyum ile alaşımlarının kullanım alanlarını sınırlamaktadır. Bu yüzden, titanyum ile alaşımları, genellikle aşınmanın riskli olmadığı uygulamalar için seçilmektedir. Titanyumun kullanıldığı uygulamalarda, sürtünme ve aşınma sonucu, enerji ile malzeme kaybı meydana gelir. Aşınmanın sonucu olarak, korozyon direncini oluşturan, koruyucu oksit tabakası bozulmaktadır. Bu sebeple, aşınmanın yanında, tehlikeli ölçüde korozyon ortaya çıkmaktadır. Titanyumun sürtünme ile aşınma özelliklerini iyileştirmek amacıyla, yüzey modifikasyon teknikleri uygulamanın zaruri olduğu görülmektedir. Bu güçsüz özelliklerini geliştirmek amacıyla, günümüzde türlü yüzey işlem uygulamaları yapılmakta ve çok başarılı neticeler alınabilmektedir [107, 108]. Bugün, yüzün üzerinde titanyum alaşımının

olduğu bilinmektedir. Bunlardan sadece 20 ila 30'u ticari uygulamalarda kullanılabilir. Geleneksel alaşımların içinde, yalnızca Ti6Al4V alaşım malzeme, kullanılmakta olan tüm titanyum alaşım miktarının % 50' sini oluşturur. Alaşımsız titanyum ise, kullanılan tüm miktarın % 20 ila % 30' unu oluşturmaktadır [111].

3.1. TİTANYUM ALAŞIMLARININ SINIFLANDIRILMASI

Titanyum alaşımları genellikle α , α' ya yakın, $\alpha + \beta$ ve β alaşımları olarak sınıflandırılır.

3.1.1. Saf Titanyum

Ticari saflıkta titanyum (commercially pure titanium, cpTi),% 98,63 ila % 99,5 titanyum içerir. Oda sıcaklığında, cpTi, sıkı paket hegzagonal yapıda α fazında iken, 885°C' de hacim merkezli kübik yapıda ve β fazında bulunur. Bu dönüşüm esnasında α ile β fazının bir arada olduğu ufak bir sıcaklık mesafesi bulunur. CpTi, genel olarak yüksek dayanım gerektirmeyecek, fakat korozyon dayanımının önem kazandığı uygulamalarda tercih edilmektedir. Saf titanyum düşük dayanıma ve yüksek sünekliliğe sahiptir. Alaşımsız titanyumun oda sıcaklığında mikroyapısı % 100 α fazından oluşmaktadır. Katkı elementleri, özellikle de demirin miktarının artması, mikroyapısındaki görüntüsünde, tane sınırlarında β fazının, ufak ancak artan oranlarda oluşmasına sebep olmaktadır [106-109].

Kimyasal içeriğe bağlı olarak, 170 MPa ila 480 MPa arasında değişen bir akma dayanımına sahip pekçok saf titanyum malzeme bulunmaktadır. Demir ile oksijen bu malzemelerin başlıca katkı elementleri olarak bilinmektedir. Oksijen ile demir içeriği fazlalaştıkkça, malzemenin mukavemeti de artmaktadır [110].

3.1.2. α Titanyum Alaşımları

Yüksek sıcaklıkta veya çok soğuk ortamlarda; alüminyum, kalay veya zirkonyum içeren α alaşımları tercih edilir. Alfa (α) fazı bakımından zengin alaşımlar, yüksek

sıcaklıklarda β alaşımlarından ziyade, sürünmeye karşı daha dayanıklıdır. Çok az miktarda ara yer atomu içermekte olan α alaşımları, süneklik ile tokluk değerlerini çok az sıcaklıklarda bile korumaktadırlar [112]. Alfa (α) alaşımları, çoğunlukla kimya endüstrisi ile proses mühendisliğinde kullanılır. Bu uygulamalar için zaruri olan korozyon dayanımı ve deformasyon kabiliyeti çok yüksektir. Saf titanyumun, dayanım gereksinimini karşılamadığı durumlarda, en eskiden beri bilinen titanyum alaşımı olan, çok uzun zaman kabul gören Ti-5Al-2,5Sn alaşımı seçilmektedir. Düşük sıcaklık uygulamaları olarak kullanılan, hidrojen depolamada ve basınçlı taşıtlarda sıklıkla kullanılır [106].

3.1.3. α 'ya Yakın (Near- α) Titanyum Alaşımları

Süper alfa (α) yada α alaşımına yakın (near- α) alaşımlar şeklinde bilinmekte olan bu alaşımların mikroyapısındaki α fazı güçlü stabiliteye sahip olmasına rağmen, sınırlı miktarda β fazını stabilize eden elementler içerir. Al, O gibi elementler α faz stabilizatörleri olarak bilinmekte olup yapıda yüksek miktarda; Mo, V gibi elementler β faz stabilizatörleri olarak bilinmekte olup yapıda düşük miktarda bulunurlar [106-109].

α 'ya yakın alaşımlar, yüksek sıcaklık gerektiren uygulamalarda kullanılmaktadır. α alaşımlarının mükemmel sürünme kuvveti, $\alpha+\beta$ alaşımlarının güçlü dayanımı α 'ya (near- α) yakın alaşımlar ise iki özelliği bir arada bulundurur. Günümüz koşullarında çalışma sıcaklıklarının 500-550°C' ye ulaştığı görülmektedir. Ti-8Al-1Mo-1V alaşımı, yüksek sıcaklıklar için geliştirilen ilk titanyum alaşımı olarak bilinmektedir. Bununla birlikte, yüksek miktarda alüminyum içermesi, güçsüz gerilme göstererek korozyon direncine neden olmaktadır. Bu nedenle, daha sonra geliştirilmiş olan tüm titanyum alaşımlarının alüminyum içeriğinin oranı % 6' ya kadar olmuştur. 1970'li yıllarda yapılmış bir araştırma, içeriğinde % 0.1' e kadar bulunan silisyumun, Ti-6Al-2Sn-4Zr-2Mo' nun sürünme direncini yüksek miktarda arttırdığını göstermiştir. Günümüzde, en gelişmiş olarak bilinen yüksek sıcaklıktaki titanyum alaşımı, Amerikan TIMETAL 834' tür. Kullanım sıcaklığının üst sınırı olan 600 °C sıcaklıkta uzun süre stabilitesini korur ve oksidasyona karşı koruma sağlar [113].

3.1.4. $\alpha+\beta$ Titanyum Alaşımları

Bu alaşımlar β fazını stabilize etmek için % 4-6 oranlarında alaşım elementleri içerir. $\alpha+\beta$ titanyum alaşımlarının en onemlileri Ti6Al4V ve Ti6Al6V2Sn' dir [107]. $\alpha+\beta$ titanyum alaşımları, kimyasal bileşimlerinde α ile β fazlarının stabilitesini çoğaltan bir veya daha çok stabilize edici alaşım elementi içerir. Oda sıcaklığında, α ile β faz dengeleyici elementlerin uygun biçimde ayarlanmasıyla, α ile β faz karışımı şeklinde olan mikroyapı elde edilebilir. Tavlamadan sonra, yüksek derecede suneklik, homojenlik ile yüksek mukavemet sağlanır [109].

En sık kullanılmakta olan $\alpha + \beta$ alaşımı, Ti6Al4V' dir. 1950' li yıllarda geliştirilmiş olup, bilinmekte olan ilk titanyum alaşımları arasındadır. Ti6Al4V alaşımı, tüm titanyum üretim miktarının %50' sinden fazlasını oluşturur. Ti6Al4V alaşım malzemenin avantajı; sadece kararlı özellikleri değil, kullanılan veya kullanılmakta olan en yaygın titanyum malzemesidir. Yaygın olarak kullanımı; bilhassa havacılık endüstrisinde, önemli bir kıstas olarak, en yaygın şekilde test edilerek, denenerek geliştirilen, titanyum alaşım malzeme olmasının nn açmıştır. Yaygın olarak kullanılan diğer $\alpha + \beta$ alaşımları, yüksek dayanımları sebebiyle geliştirilen Ti-6Al-6V-2Sn, güçlü mukavemet ve güçlü tokluğa sahip, Ti-6Al-2Sn-4Zr-6Mo alaşımlarıdır. Gaz türbin motorlarında, yüksek sıcaklıklarda kullanılmak üzere geliştirilmiş, yaklaşık 400°C' ye kadar olan sıcaklıklar için Ti-6Al-2Sn-2Zr-2Mo-2Cr alaşımları da mevcuttur [106].

3.1.5. β Titanyum Alaşımları

β titanyum alaşımları, kararsız alaşımlar olup β matrisinde α fazının okeltilmesiyle sertleştirilmişlerdir. Kırılma tokluğu yüksektir ve bu alaşımların korozyon direncini artıran molibden içerirler. Isıl işlemin uygulanabilirliği $\alpha + \beta$ alaşımlarından daha iyi olmakla birlikte, işlenebilirliklerinin de daha fazla olduğu bilinir [113].

β titanyum alaşımları, kimyasal bileşimlerinde önemli oranda β faz stabilize edici alaşım elementleri içerir. Sertleşebilirlik, dövülebilme, soğuk şekillendirme ile yüksek yoğunluk şeklindeki özellikleriyle diğer titanyum alaşımlarından ayrılır. β

titanyum alaşımları, oda sıcaklığındaki $\alpha + \beta$ alaşımlarıyla aynı mukavemet değerlerine sahip olsalar da, bu mukavemet değerleri, yüksek sıcaklıklarda $\alpha + \beta$ alaşımlarından sonra gelirler [114].

3.2. TİTANYUM VE TİTANYUM ALAŞIMLARININ KULLANIM ALANLARI

Titanyumun kullanımı iki ayrı bölümde değerlendirilmelidir:

- Metaller ile alaşımlar
- Oksit ile diğer bileşikler

Metalik titanyum, mükemmel fiziksel ile kimyasal özellikler göstermektedir. Bu sebeple; uzay araçları, uçaklar ile füze yapımında çok tercih edilmektedir. Yüksek hız, titreşim ve yüksek sıcaklıklara sahip araç parçalarında, motor türbin kanatlarında ve diğer aşırı yüklü araç parçalarında yaygın olarak kullanılır. Kimyasal dayanımı nedeniyle, aşındırıcı kimyasallar üreten fabrikalarda sıklıkla kullanılır. Titanyum oksit, günümüzde bilinmekte olan en beyaz boyadır. Titanyum beyazı boya endüstrisinde yaygın olarak kullanılmaktadır. Bunun haricinde; suni ipek, kozmetik endüstrisi, renkli cam, linolyum (muşamba), beyaz mürekkep, seramik sır, kaynak elektrotları yapımı, deri ve kumaş boyama ve kâğıt endüstrisi v.s gibi birçok alanda kullanılmaktadır. Çok fazla kullanımı olmasına rağmen; üretilen tüm titanoksitlerin, %60'ı boya endüstrisi aracılığıyla tüketilmektedir. Öteki bileşikler ise titanklorit maddesi; kumaşların rengini ağartmak, tetraklorit; yapay sis elde etmede kullanılırken, aşındırıcı madde olarak da titanyum karpit kullanılmaktadır [105].

Titanyum ve alaşımları son on yılda; kimyasal makine imalatı, gemi yapımı, otomotiv endüstrisi, petrol ve gaz endüstrisi ekipmanları imalatı, gıda endüstrisi, tıbbi uygulamalar ve inşaat mühendisliği uygulamalarında kullanımı hız kazanmıştır. Metalin sağlam ve sert yapısı, göreceli şekilde hafif olması, düşük özgül ağırlığı, yüksek sıcaklıklara dayanıklılığı ile korozyona karşı olan direnci, hususi alanlarda yaygın olarak kullanılmasına sebep teşkil etmiştir. Son otuz yılda, biyomedikal cihazlarda ve dental implantlarda metal kullanımı, yeni işleme yöntemlerinin

geliştirilmesine paralel olarak artış göstermektedir. Son yıllardaki tıbbi ve dental uygulamalarda titanyum ve alaşımlarının kullanımında önemli bir artış gözlenmiştir. Titanyum, yaygın olarak kullanılan öteki metaller gibi sürekli bir üretim sistemine sahip olmaması ile cevherlerinin düşük tenör içermesi sebebiyle fiyatlı bir malzemedir. Bununla birlikte, öteki metallerin birarada bulunduramadığı özellikleri nedeniyle çok çeşitli uygulamalarda kullanılır [115].

Titanyum kullanımı ilk olarak havacılık endüstrisi ile başlamıştır, ancak zamanla mükemmel özellikleri sebebiyle birçok alana yayılmıştır. Hafiflik ile yüksek mukavemeti sebebiyle havacılık uygulamalarında tercih edilirken, iyi korozyon dayanımı sebebiyle de kimya endüstrisi ile denizcilik uygulamalarında elzem bir malzeme haline gelmiştir. Öte taraftan, her üç özelliğinden dolayı biyomedikal uygulamaların (ortopedi ve diş hekimliği) vazgeçilmez malzemesi olarak kabul edilmiştir [116].

Titanyum alaşımları uzay roketlerinin en önemli parçalarıdır. Roketteki aşırı ısınma sorunu, yakıtın yandığı motor bölmesi ve sürtünme nedeniyle yüksek sıcaklıklara ulaşan gazların egzoz çıkışları, titanyum alaşımlarının (1677°C) yüksek erime sıcaklıkları nedeniyle ortadan kaldırılmıştır. Titanyum alaşımlarının Son yıllarda yüksek maliyetler bakımından yarış arabalarında ve özel üretim araçlarıyla sınırlı olmakla birlikte, otomotiv endüstrisinde üretim tekniklerindeki gelişmeler sayesinde kullanımı artmıştır. Otomotiv endüstrisinde titanyum alaşımlarının kullanılmasının en önemli amacı; otomobilin ağırlığını azaltmak ve de CO emisyonlarından kaynaklanan küresel ısınma sorununu mümkün olduğunca düşürmektir [117].

Titanyum, Türkiyede de genel kullanım alanları itibarıyla kullanılmaktadır. Bizim ülkemizde; tekstil endüstrisinde, kaynak elektrotları endüstrisinde, boyama endüstrisinde sıklıkla tercih sebebidir. Ayrıca deri, kauçuk, sıvı gaz, çelik ve seramik endüstrilerinde de kullanılır [105].

Titanyum, oksijenle çok hızlı bir şekilde reaksiyona girdiğinden dolayı, koruyucu olan bir titanyumdioksit katmanı yüzeyinde her zaman görülmektedir. Bu şekilde, korozyona karşı olan direnci yüksektir ve bu nedenle en iyi doku uyumluluğuna

sahiptir. Günümüzde yapılan araştırmalarda metal alerjisinin korozyondan kaynaklandığı ispatlanmıştır. Titanyum korozyona dayanıklı olduğundan, metal alerjisi olan hastalarda kullanılabilir. Titanyum alaşımları mikro cerrahinin hassas kullanımını için uygun olan malzemelerdir. Havacılık ile uzay endüstrisinin gereksinimleri için geliştirilen titanyum, birçok alanda olduğu gibi mikro cerrahi alanında da vazgeçilmez malzeme haline gelmiştir. Pek mühim bir husus olarak, birtakım titanyum alaşımları aşınmaya karşı mukavim ve uzun ömürlüdür. Sertliği sayesinde ince uçlarda güçlü kullanım sağlamaktadır. Korozyona karşı olan direnci çok yüksektir. Titanyum alaşımları, diğer metallerinkinden daha üstün yorulma dayanımına sahiptir. Son yıllarda yaygın olarak kullanılmakta olan metal implant malzemeler titanyumdur [112].

Biyomedikal uygulamalarda titanyum iki şekilde kullanılır. Ticari olarak saf titanyum ile Ti6Al4V alaşım malzeme olarak kullanılmaktadır. Saf titanyum malzeme, mekanik özelliklerinde zayıf olması sebebiyle, protez üzerinde gözenekli (poroz) kaplama malzemesi ile kullanılmaktadır. Gözenekli kaplamalar; kaplamanın gözeneklerinde kemik büyümesini sağlamak için, genellikle kalça implantlarında ve diş implantlarında kullanılır. Yapay bağlantı ile yerleştirme işlemlerinde geniş kullanımı olan Ti6Al4V alaşım malzemeleri, kobalt-krom alaşımlarının ve paslanmaz çeliklerin yaklaşık yarısı oranında elastik bir modüle sahiptirler. Netice olarak, titanyum bazlı alaşım malzemelerin, histolojik deneylerle, biyolojik uyumlu olduğu kanıtlanmıştır ve tek dezavantajı oldukça pahalı olmalarıdır [112].

Titanyum alaşımları, yüksek korozyon direnci özelliklerinden dolayı, implant olarak insan vücudunda kullanılan, en önemli metal malzemelerdir. İnsan vücudundaki asitli sıvının pH'ı, 7,4' tür. Titanyum alaşımları, bu asit değerinden etkilenmediklerinden insan vücuduna adaptasyon için en uygun metal malzemelerdir [94].

Ti6Al4V alaşım malzeme, havacılık alanında hala mühim bir yer teşkil etmektedir. Titanyum alaşımları; alüminyum alaşım malzemelerinin, yüksek mukavemetli çeliklerin ve nikel bazlı süper alaşım malzemelerinin, yüksek sıcaklık kararlılığı yetersiz olduğunda öne çıkar. Havacılık endüstrisinde titanyumun yaygın

kullanımının ana nedenleri; hafiflik, çalışma sıcaklığı, korozyon direnci ve hacim sınırlamasıdır [112,118].

Titanyumun pahalı bir malzeme olması nedeniyle, yaygın olarak kullanımı kısıtlanmaktadır. Yakın zamanlarda titanyum fiyatlarının fazlaca düşmesi beklenmemektedir. Yüksek hacime sahip otomotiv pazarında, fiyatların havacılık sektöründeki fiyatların yarısına veya üçte biri oranına düşmesi ile titanyumun otomotiv sektöründe daha geniş olarak kullanılması umulmaktadır [112,118].

Titanyum alaşım malzemeleri, yüksek performans gösteren malzemeler olarak bilinir. Yeni kullanıma açılacak alanlarını araştırırken, yüksek verimlilik gerektiren alanları aramak gerekir ve bu özellikle yüksek performans gerektiren sporlar için önemlidir. Titanyum ve titanyum alaşımları; çoğunlukla dağcılık, golf, bisiklet, trekking, su altı sporları, tenis ve kış sporlarında kullanılmaktadır. Örnek olarak, golf oyununda asıl gaye, topu olabildiğince uzak noktaya atmaktır ve sopanın ucu, bu vuruşu başarmanın en önemli unsurudur. İlk önce ahşap kullanılmak suretiyle üretilen kesici uçlar daha sonraları, çelik kullanılmak suretiyle üretilmiştir. 1990' lı yılların ortalarına doğru ilk defa, titanyum bazlı uçlar pazarda yer bulmuştur. Hafif metallerin kullanılması, üreticilerin daha büyük şekilde uçlar üretmesine sebep olmuş ve ağırlığı daha düşük tutma şansı vermiştir. Ti6Al4V alaşım malzemeler genel olarak üretimde kullanılmasına rağmen, Ti3Al2,5V gibi diğer $\alpha+\beta$ alaşımları da kullanılır [112,118].

Titanyum metalinin bir diğer avantajı ise, paslanmaz çelik malzemenin yarısı ve alüminyumun üçte biri oranında termal genişleme katsayısının olmasıdır. Bundan dolayı, yapımında aşırı cam veya betonun kullanıldığı binalarda, titanyum kullanımının önemli olduğu vurgulanmaktadır. Düşük ısı genişleme katsayısının bir sonucu olarak, sıcaklık farkından kaynaklanan gerilim, hareketli çatılar gibi uygulamalarda, titanyum kullanımı, yapılarda en aza indirilebilir [112,118].

Son zamanlarda, titanyum ile titanyum alaşımlarının tıbbi ve dental uygulama alanlarında, önemli bir artışı gözlenmiştir. Son dönemlerdeki, işleme yöntemlerinin geliştirilmesine paralellik göstererek, biyomedikal ürünlerdeki kullanımında da artma

gözlenmektedir. Günümüzde titanyum ile alaşımları; protez eklemlerinde, cerrahi atelerde, vasküler stentlerde ve konektörlerde, dental implantlarda, kuron köprülerinde ve protezlerde kullanılmaktadır [119].

3.3. Tİ-6AL-4V ALAŞIM MALZEME

En fazla kullanılmakta olan titanyum alaşım malzeme türü Ti6Al4V sembolü olarak bilinen % 6 alüminyum ile % 4 vanadyum içeren alfa-beta alaşımıdır. Bu alaşımın endüstriyel uygulamalardaki oranı % 45'tir. Ti6Al4V alaşım malzemedeki Al yoğunluğu azaltırken, α fazın stabilitesini ve mukavemetini artırır. Ancak, vanadyum β fazının miktarını arttırmaktadır. Ti6Al4V alaşım malzemelerine, yüksek mukavemet sağlamak için ise ısıtma işlemi uygulanabilmektedir. Bundan dolayı, $\alpha + \beta$ alaşımları, bilhassa 350-400°C arasındaki sıcaklıklarda ve yüksek dayanım gerektiren uygulamalarda kullanılabilir [105]. Dayanımı iyileştirmesi amacıyla, alaşım ilk önce hızlı bir şekilde çözeltiye alınmakta, sonrasında ise bu sıcaklık derecesinden hızla soğutulmakta ve yarı kararlı doymuş bir hale getirilmektedir. Daha sonrasında yaklaşık olarak 500°C sıcaklıkta yaşlandırılmaktadır. Bu arada mikroyapıda aşırı doymuş halde bulunan α ile β fazları, homojen olarak çözünür ve de sertlikte artar [120].

Ti6Al4V alaşım malzemelerin en mühim özellikleri ise; korozyona karşı olan yüksek dirençleriyle, sertliği ile dayanıklılığı şeklinde vurgulanabilir. Bunların yanında bu alaşımların işlenebilirliği, fabrikasyonu, üretim deneyimi ile ticari anlamda elde edilebilirliği gibi özelliklerinin olması sebebiyle ekonomik olarak kullanımı kolay duruma gelmiştir. Bu özelliklerinin bulunmasından dolayı başta tıbbi uygulamalar olmak üzere, hava araçlarında ve basınç tankları yapımında çok fazla tercih edilmektedirler [118].

Titanyuma çok az miktarda alüminyum ile vanadyum eklendiğinde, alaşımın dayanımı saf titanyumdan (cpTi' den) daha çok artar. Alüminyum ve vanadyum elementlerini, $\alpha - \beta$ dönüşümünün gerçekleştiği sıcaklıkta titanyuma ekleyerek, dönüşüm baskılanır ve bu şekilde hem alfa (α) hem de beta (β) formları oda sıcaklığında oluşturulur. Bu sebeple, Ti-6Al-4V alaşım malzeme; iki fazlı alfa (α) ve

beta (β) taneleri olan bir yapıya sahiptir. Bu alaşımlar, kolay erişilebilirliği, çalışma koşulları ve düşük sıcaklıklarda güçlü mekanik özellikleri nedeniyle değişik titanyum alaşımları içerisinde hala en sık kullanılan biyomalzemelerdendir [121-124].

Ti6Al4V alaşım malzemeleri, genellikle ortopedi ve beyin cerrahisi alanlarında kullanılan implantların büyük çoğunluğunun hammaddesi olarak kullanılır. Paslanmaz çeliğe göre korozyona daha dayanıklı olması, esnekliği ve insan vücuduna biyouyumlu olması nedeniyle implant üretiminde tercih edilir. İçeriğindeki vanadyum ise sünek esnek bir malzeme olduğundan, genellikle yüksek hız çeliği yapımında kullanılır ve darbe direncini, sünekliği arttırarak, kolay kırılmayan esnek bir yapı oluşmasını sağlar. Sonuç olarak elde edilen malzeme hafif, yüksek mukavemetli, sıcaklık farklarına ve korozyona dirençli, yüksek hızlara dayanıklı, kırılmadan esneyebilen, özellikle havacılık için mükemmel bir malzemedir [125]. Şekil 3.1' de Ti6Al4V alaşım malzemedan üretilmiş implant gösterilmektedir [53,62].



Şekil 3.1. Ti6Al4V alaşım malzemedan üretilmiş implant [53,62].

Ti6Al4V alaşım malzemenin, alfa fazına yakın alaşımlarının korozyon direnci yüksekken, beta fazına yakın alaşımlarının şekillendirilebilirlik kabiliyetleri daha iyidir. Ayrıca beta fazı ısı ile sertleştirilebilme imkânı da verir ki; Ti6Al4V alaşım malzemenin sertleşme kabiliyeti çok da iyi değildir. Ama bir alfa+beta alaşımı olarak her iki özelliği bir araya getirdiği için yaygın bir kullanımı vardır. Eklemli imalatta üzerine en fazla araştırma yapılan alaşımların başında gelir. İşleme kabiliyeti tüm titanyum alaşımları gibi düşüktür. Öteki titanyum alaşımları ise;

Ti6Al4V alaşım malzemenin değişime uğramış/geliştirilmiş biçimi olarak görülmektedir [118].

Çizelge 3.2’de Ti6Al4V alaşım malzemesinin kimyasal bileşimi, izelge 3.3’ de mekanik özellikleri verilmiştir [125].

Çizelge 3.2. Ti6Al4V alaşım malzemesinin kimyasal bileşimi [125].

Element	Ağırlık(%)
C	0,08
N	0,05
H	0,015
Fe	0,40
O	0,20
Al	5,5-6,75
V	3,5-4,5
Ti	Geriye Kalan

Çizelge 3.3. Ti6Al4V alaşım malzemesinin mekanik zellikleri [125].

Mekanik zellik	ekme Dayanımı (MPa)	Akma Dayanımı (MPa)	Uzama %	Kesit Daralması %	Young Modülü (GPa)	Alaşım Tipi
Alaşım						
Ti6Al4V (Tavlanmış)	860-965	795-875	10-15	25-47	101-110	$\alpha + \beta$
Ti6Al4V (Tavlanmış)	895-930	825-869	6-10	20-25	110-114	$\alpha + \beta$

BÖLÜM 4

LAZER KAYNAĞI

Türkçe Lazer olarak nitelendirdiğimiz ‘LASER, Light Amplification by Stimulated Emission of Radiation’ İngilizce sözcüklerin ilk harflerinin birleştirilerek söylenmesi sonucu oluşturulmuş bir kelimedir. Uyarılmış radyasyon ile ışığın kuvvetlendirilip yayılımı anlamına gelmektedir [126].

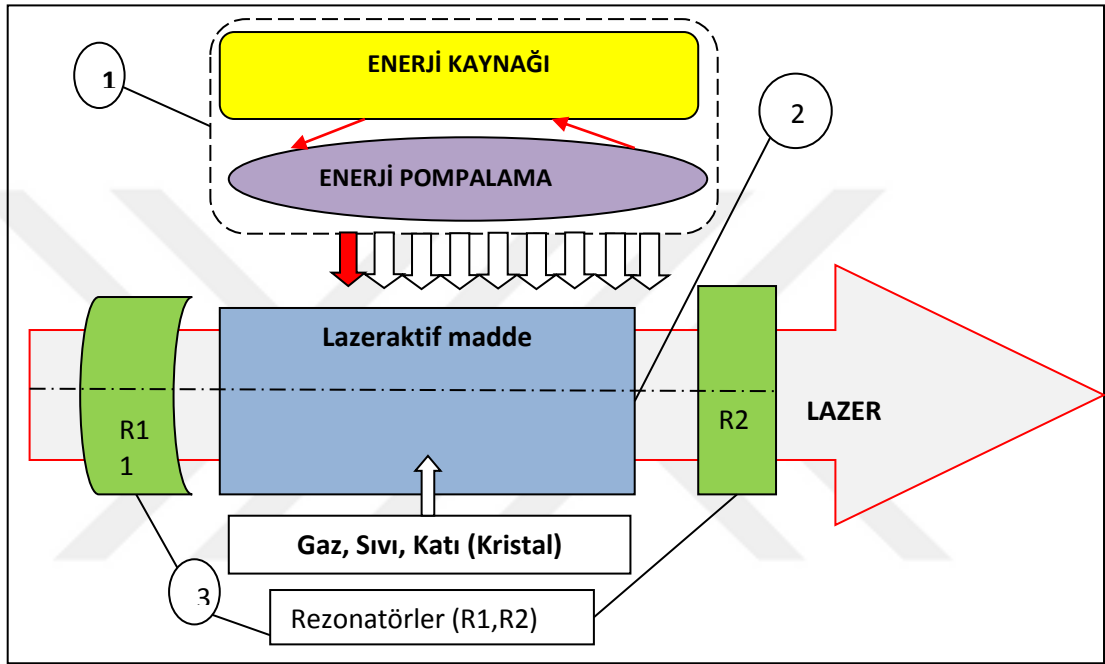
4.1. LAZER KAYNAĞININ TANITIMI

Lazer; düz, tek renk, yoğun olan ve aynı faza sahip, genliği yüksek, paralel dalgalar şeklinde yayılım gösteren ışık demetidir. Diğer bir deyişle; yapay radyasyon uyarılmasıyla oluşturulmuş, ışık kuvvetlendirilmesi olarak da nitelendirilebilir. Lazer ışını üretmek için; lamba (ışık kaynağı), pompalama yaparak lazer cihazına enerji sağlamaktadır. Işık enerjisi sonucu harekete geçirilen lazer cihazı, elektronların daha yüksek enerji seviyelerine yükselmesini sağlar. Bunun sonucu olarak, atomun uyarılması gerçekleşir. Oluşturulan bu olay ‘optik pompalama’ olarak adlandırılır. Elektronlar, uyarıldıkları bu düzeyde kalamadıklarından, alt enerji düzeylerine inerler. Alt enerji seviyesine inme işlemi sırasında, atom kendiliğinden bir foton yayar ve böylece sahip olduğu, çok olan enerjisini kaybetmektedir. Fotonların, bu sistemle ortaya çıkarılması sonucunda lazer üretiminin de esas temelleri atılır. Kendiliğinden gelişen bu olayla yayılmış olan fotonlar, olası bir halde daha üst enerji seviyelerinde bulunan öteki elektronlara çarpılmaktadırlar. Uyarılmış yayılım, ışık hızı ile uyarılan atomların yoğun olması neticesinde çok az bir sürede gerçekleşir. Çarpılmış olan elektrondan yeni foton yayılmış olur [127].

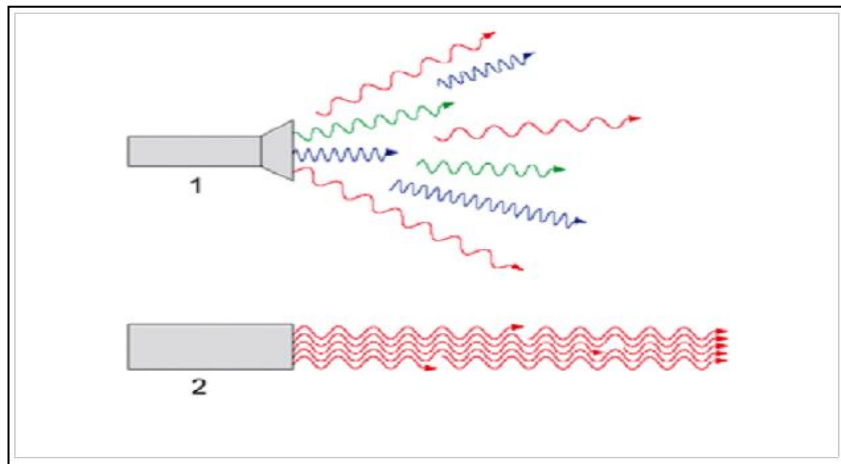
Gerçekleşen olaydaki iki fotonun da faz içinde tutarlı olduğu, dalga boyları ile yönlerinin de aynı olduğu görülür. Zincirleme şekilde olay devam etmektedir. Bütün

yönlere fotonlar yayılmaktadırlar. Bazı fotonlar, lazer sistemindeki rezonatör aynalarına çarparak, yeniden cihazın içerisine geri yansımaktadırlar [128,129].

Şekil 4.1’ de lazer ışınının elde edilmiş sisteminin şematik gösterimi ve Şekil 4.2’ de farklı lazer ışık yayılmaları (normal ışık, tek renk ve koherent lazer ışık) şematik olarak gösterilmiştir [130].



Şekil 4.1. Lazer ışının elde edilmiş sisteminin şematik gösterimi [130].



Şekil 4.2. 1) Normal ışık, 2) Tek renk ve Koherent lazer ışık yayılmasının şematik gösterimi [130].

4.1.1. Lazer Kaynağının Uygulama Biçimi

Diğer ışık kaynaklarının ışıkları, aynı fazda (bağdaşık) değilken, lazer ışığı aynı fazda olup birbirleri ile uyumludur. Fazı, frekansı, doğrultu şekli aynı, iki dalga, birbirleriyle uyumlu şekilde tanımlanmaktadır. Belirli bir dalga boyuna, genliğe sahip bu uyumlu olan dalgalar aynı zamanda sinüzoidaldir.

Lazer ışının oluşumunda şu sıra bulunmaktadır:

- Atomlar temel enerji seviyesinde bulunmaktadır.
- Uyarılan atomlar farklı yönlere doğru foton yaymaktadırlar.
- Etkin lazer ortamının eksenine paralel yayınan fotonlar, uç aynaları tarafından yansıtılmaktadırlar.
- Bu yansıma olayları binlerce kez tekrarlanmaktadır.
- Lazer ışını, etkin lazer ortamını terk ederek dışarı çıkmaktadır [131].

Diğer enerji kaynakları, ışığı cisim üzerinde istenilen bir noktaya yönlendiremezler. Lazer ışınının onu farklı kılan en büyük özelliği, bir cisim üzerinde istenilen noktaya yönlendirilebilmesidir. Bu sebeple, lazer ışınıyla yapılan kaynaklı birleştirilmelerin en büyük avantajı; istenilen miktarda enerjinin, istenilen bölgeye gönderilebilmesine imkan sağlamaktadır. Lazer ışınıyla yapılan birleştirmelerde, lazer ışın üretici vasıtasıyla oluşturulan konsantre enerji, çeşitli optik malzemelerin yardımıyla, iki malzemenin birleştirme bölgesine odaklanır ve iki malzemenin birleşme işlemi, birleşme bölgesinin aşırı ısınması sonucunda malzemelerin erimesi esasıyla gerçekleşir [132].

Lazeraktif maddenin uyarılması için değişik yöntemler vardır. Bunlar:

- Elektrik ile pompa yapma yöntemi,
- Optik pompalama (bir yansıtıcı ile çevrili, helis biçiminde yada doğrusal flaş) yöntemi,
- Kimyasal tepkime sonucu pompalama (örneğin döteryum fluorür molekülleri veren fluor+döteryum) yöntemleriyle yapılabilir.

4.1.1.1. Elektrik ile Pompa Yapma Yöntemi

Elektrik ile pompa yapma yöntemi; yaygın olarak gaz lazerleri uyarılmasında kullanılır. Rezonans boşluklarının iki uç kısmında bulunan anot ile katot arası şeklinde oluşan elektrik boşalımı sonucu gerçekleşir. Diğer bir ifade ile elektrik boşalım olayı; aktif olan maddenin, atom ve moleküllerini elektrik enerjisi ile uyarması şeklinde gerçekleştirilir.

4.1.1.2. Optik ile Pompa Yapma Yöntemi

Optik pompalama yöntemi ise; yaygın olarak katı ile sıvı lazer cihazlarında kullanılıp, lazer aktif olan maddenin atom ve molekülleri ışık veya ısıyla uyarılır. Bu yöntemde uyarma işlemi, kuvvetli bir optik ışık kaynağı (kripton lambası) ile gerçekleştirilir. Ayrıca uyarma; deşarj lambası, tüplü lamba veya diyotlu-lazer ile de gerçekleştirilebilir.

Sürekli lazerlerde ise, devamlı yanmakta olan yüksek basınç altındaki bir lamba olup, lazer çıkışı da sürekli dir (Zamana göre değişmez ve sabit bir güç değerinde anlamına gelmektedir). Optik pompalama kaynak yöntemi olan, bir flaştan faydalanılan lazerler ise darbeli lazerlerdir. Salınım titreşimleri yaratarak, yüksek genlikli (amplitütlü) titreşimler yayan, ışık darbelerini ortama verirler. Optik pompalama kaynağı, Q-anahtarlamalı lazerde ise, bir tüp flaştır. Diğer lazerlere benzeyen bir yapı vardır. Buradaki lazer sisteminde, rezonatörünün içerisindeki ayna mekanizmalarından birisinin yansıtma kuvvetini kontrol etme olanağı bulunur. Bu şekilde, lazer cihazındaki atom grubunun dengesini bozma suretiyle, atom grubu en yüksek seviyeye ulaştığı anda, titreşimi başlatma olanaklı hale gelmektedir. Bir veya iki nanosaniye ile ölçülecek sürelerle, yüksek tepe kuvvetli olarak, tek tek olacak şekilde darbeler elde edilmiş olur [130]. Lazer ışınının verilmesine güç yoğunluğuna ve süresine yani esnekliğine göre üç türlü kaynak yapılabilir [130].

Bunlar şöyledir;

- İletim şekli
- İletim-nüfuziyet biçimi
- Nüfuziyet veya anahtar deliği (Keyhole) biçimi

Lazer iletim kaynak sisteminde, düşük enerji yoğunluğu uygulamak suretiyle yüzeysel (derine inmeyen), geniş ve sığ olacak şekilde bir kaynak dikiş bölgesi oluşturulmaktadır.

Lazer nüfuziyet kaynak sisteminde, derin ile dar olacak şekilde bir kaynak dikiş bölgesi oluşturulmaktadır. Lazeri odaklayarak, lazerin üzerine düştüğü bir noktanın, erime sıcaklığının üzerine ısıtılarak, erimiş metal içinde buhar ile çevreli bir erime bölgesine ulaşılır. Erimiş metalin bir kısmı, buharlaşana kadar ısınmak suretiyle, bir boşluğun (delik) oluşmasına neden olur. Oluşturulan bu boşluğa, iyonize edilen metalik gazın, plazma şeklinde dolması ile verimli bir hale gelir. Bu buharlaşmış metal, etrafındaki sıvıyı buhar basıncı ile birlikte tutar ve iş parçası boyunca aşağı doğru anahtar deliği adı verilen silindirik bir hacim oluşturur. İyonlaştırıcı lazer ışını, enerjisi, anahtar deliğinin etrafındaki erimiş metal boyunca iletirken buharı absorbe eder. Bu şekilde, deliğin etrafındaki malzeme lazer ışınından gelen bütün enerjisi soğurmaktadır [130,150]. Böylece, lazer enerjisinin % 95' ine kadarı, silindirik bir hacimde tutulur. Bu arada, anahtar deliğindeki sıcaklık değeri 25000°C' ye kadar ulaşabilmektedir [124]. Bütün anahtar deliği boyunca (silindirik hacim), enerji lazer plazma sütununa, kayıp olmadan aktarılır ve nüfuz eder. Anahtar deliği sistemini çok verimli kılan temel sebep budur.

Lazer kafası ile iş parçası arasında göreceli bir hareket yaratarak, anahtar deliği malzemenin içinden geçerek bir dikiş kaynağı oluşturur. Anahtar deliği hareket ettikçe, sıvı metal anahtar deliğinin ön yüzeyinden arka yüzeye akar ve burada katılaşır. Yüzey gerilimindeki ve erimiş metalin sıcaklığındaki değişikliklerin bu akışa neden olduğu gösterilebilir [130].

4.1.1.3. Kimyasal Tepkime Sonucu Pompa Yapma Yöntemi

Kimyasal tepkime sonucu pompalama yöntemi; kimyasal reaksiyon sonucu oluşturulan enerjinin, aktif olan maddenin atom ve moleküllerinin üst enerji seviyelerine çıkartılması ile gerçekleştirilmektedir [133].

4.1.2. Lazer Kaynak Çeşitleri

Lazeraktif madde; katı, sıvı, gaz olarak kullanılabilir. Lazeraktif maddelerin uyarılma işlemi ile lazer ışınının elde edilmesi sağlanır. Lazeraktif madde olarak;

- katı kristal (Nd: YAG),
- gaz (CO₂),
- sıvı halde, (renkli bir eriyik) kullanılabilir.

Seçilmiş olan lazeraktif maddeye göre; helyum-neon lazeri, karbondioksit lazeri, yakut lazeri, neodymium lazeri, kripton lazeri, eksimer (excimer) lazeri şekillerinde, çeşitli kullanım alanlarına ve maksatlarına göre pekçok lazer çeşitleri mevcuttur. Katı, sıvı ve gaz fazlarında bulunmasına göre lazeraktif üç çeşitte kullanılabilir. Kaynak ortamının durumuna göre de kullanılan ışın; yeşil, kırmızı, kızılötesi, mavi ile morötesi v.s gibi farklı renklerde kullanılabilir [126].

Lazeraktif madde çeşitleri (katı, sıvı, gaz ve yarı iletken) ve bu kullanılan maddelere göre de lazer ışığının elde edilme yöntemleri;

- Katı hal lazeri,
- Gaz lazeri,
- Sıvı lazeri,
- Yarı-iletken diyot lazeri,
- Fiber lazeri,
- Excimer lazeri şeklinde endüstriyel lazer türleri mevcuttur [126].

4.1.2.1. Katı Hal Lazerleri

İlk geliştirilen lazer, yakut lazeridir. Yakut, az miktarda krom ihtiva eden alüminyum oksit kristalidir. Kırmızı lazer ışınları yayan, bu kristalin içindeki krom atomlarıdır [127,134]. İlerleyen dönemlerde Nd:YAG lazerlerin geliştirilmesi ile katı hal lazerlerinin endüstride kullanımı hızla artmıştır. Genel olarak, silindirik bir çubuk şeklindeki kristalin, iki ucu parlatılıp, yansıma önleyici bir madde ile kaplanır. Daha sonra bu kristal, metal bir kap içerisine sabitlenir. Kap içerisine uyarıcı olarak kullanılacak yöntemle bağlı olarak, özel flaş lambalar ve yansıtıcı aynalar yerleştirilir. Dış yüzeyinden çok yüksek enerjili ışık ile uyarılan Nd:YAG kristali, 1064 nm dalga boyunda lazer ışını üretir [134]. Bu tarz lazerlerde en önemli sorun, uyarılan kristal yapının, iç bölgesi ile dış yüzeyi arasında oluşan ısı farklılıkları sonucunda, kristal yapıda oluşan termal streslerdir. Bu termal stresler, kristal yapının yayabileceği lazer ışını miktarını ve kalitesini etkilemektedir. Yakın dönemde bu soruna çözüm olarak, lazer ışınının üretilmesinde kullanılan kristal yapının silindirik bir çubuk formu yerine, ince bir disk veya uzun ve ince bir fiber formunda olması yönünde çalışmalar yapılmış, bu çalışmalar sonucunda ışın kalitesi ve verimi çok daha yüksek, disk ve fiber lazerler geliştirilmiştir. Bu tip kristallerde, uyarılma yüzeyi ile kristalin iç bölümleri arasındaki mesafe, birkaç yüz mikronun altında kaldığı için kristal yapı üzerinde önemli bir termal stres oluşmamaktadır. Bu sayede kristal daha verimli olarak kullanılabilir [134].

Nd:YAG, Nd:YVO Lazer kaynak sistemi (Kristal Lazerler); Fiber lazerler gibi kristal lazerler, katı hal lazerlere dahildir. Bugünlerde, markalama uygulamaları için lazerler diyetle pompalanmaktadır (geçmişte flaş lambalarıyla pompalanmaktaydı). Bu kategorideki en yaygın lazer tipleri, katkı elementi neodim ve taşıyıcı kristalden adını alan; Nd: YAG (neodim katkılı yitrium alüminyum garnet) ve Nd:YVO (neodim katkılı yitrium orto-vanadat)' dir. 1.064 µm ile kristal lazerler fiber lazerlerle aynı dalga boyuna sahip olup, böylece metal ve plastik markalama için uygundur [135].

4.1.2.2. Gaz Lazerleri

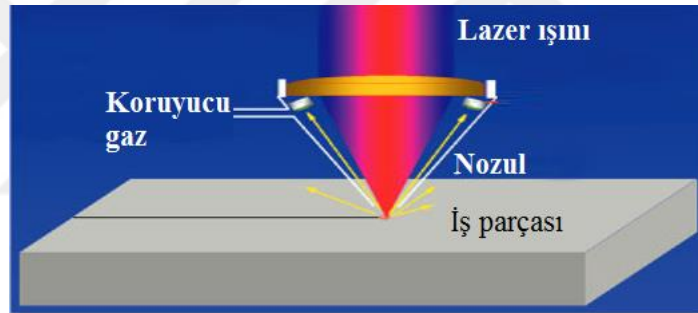
Gaz tipi lazerlerde; uyarılarak lazer ışını üreten madde, gaz halinde bulunmaktadır. Bu gaz halindeki madde, sızdırmaz bir tüp içerisine konarak sabitlenmekte, daha sonra bu tüpün çeşitli bölgelerindeki elektrotlar sayesinde uyarılarak, lazer ışını üretmesi sağlanmaktadır. Lazerin tipine bağlı olarak, içerisinde kullanılan gaz karışımı farklılık göstermektedir. İlk gaz lazerlerde helyum ve neon karışım şeklinde kullanılmıştır. Daha sonra yapılan çalışmalarla; CO₂ gazının etkin olduğu karışımlar ile çalışan lazerler geliştirilmiştir. Bu lazerler gerek ürettikleri ışının, dalga boyu nedeniyle, gerek ise oldukça yüksek güçlere (>50kW) çıkabilmeleri nedeniyle, endüstride malzeme işleme amacıyla oldukça yaygın kullanılmaktadır [127]. Zaman içerisinde CO₂ lazerler üzerinde yapılan çalışmalar ile işleme esnasında, gaz besleme gereksinimi olmayan kapalı tip lazerler geliştirilmiştir. Bu tarz lazerler, hem oldukça kompakt yapıdadır hem de işletme maliyetleri oldukça düşüktür. Bu tarz lazerlerde tüp içerisinde oluşan ısı, karışım gaz tarafından, tüpün dış yüzeylerine aktarılmaktadır. Özellikle plastik malzemelerin işlenmesinde, bu tip lazerler çok yaygın olarak kullanılmaktadır. Yüksek güçte (>1 kW) CO₂ lazerler, tüp içerisindeki gazın aşırı ısınma problemleri nedeniyle soğutma amacıyla yüksek hızda gaz sirkülasyonuna ihtiyaç duymaktadır. Bu nedenle bu tip lazerlerde, kompleks türbin pompaları ile tüp içerisinde yüksek debili ve hızlı gaz akışı sağlanması gerekmektedir. Bu kompleks sistemler, hem lazerin maliyetini yükseltmekte hem de arıza riskini artırmaktadır [127].

Karbondioksit (CO₂) Lazer Kaynak Sistemi; Devamlı ve yüksek güç (50 kW'a kadar) elde edilmesi kolay bir lazer üretme sistemidir. Öteki lazer sistemlerine oranla verimi en yüksektir [136-138]. Gaz lazer sistemlerinde bir gaz karışımından faydalanılmak suretiyle aktif ortam yaratılır. CO₂, N₂, He gazlarının karışımı sürekli olarak tüp içerisine pompalanır. Pompalama işleminin amacı, tüp içerisinde lazer olayının oluşması esnasında, olması muhtemel yığılma ve bozulmalara engel teşkil etmek içindir. CO₂ gazı, lazer ışığını oluşturan gazdır. N₂ molekülleri, CO₂ moleküllerinin uyarılmasına yardım ederek, ışık üretimi işleminin, veriminin artmasını sağlarlar. Helyum bu olayda ikili bir rol oynar. Gaz karışımında ısı

transferine yardımcı olur ve CO₂ moleküllerinin taban enerji konumlarına geri dönmelerinde yardım etmektedir [139,140].

CO₂ lazer sisteminin çıkış verimi % 10' a yaklaşır. Çıkış lazer gücünün, elektriksel giriş gücüne oranına çıkış verimi denir. Doğru akım kaynağı veya radyo frekanslarıyla lazer üretimi sağlanabilmektedir.

CO₂ lazer kaynak sisteminde, kaynak kalitesini etkileyen en önemli parametreleri şöyle sıralayabiliriz; Lazer gücü (P), odaklanma mesafesi, kaynak hızı ve koruyucu gaz olarak sıralanabilir [139]. Sayılan bu parametreler kaynak dikişinin biçimini, derinliğini ve final yapısını belirleyici olması bakımından önemlidir [141]. Şekil 4.3'de lazer kaynağı sistemi şematik olarak ve Şekil 4.4' de CO₂ lazer kaynak sistemi görsel olarak gösterilmiştir [142,143].



Şekil 4.3. Lazer kaynağı sisteminin şematik gösterimi [142].

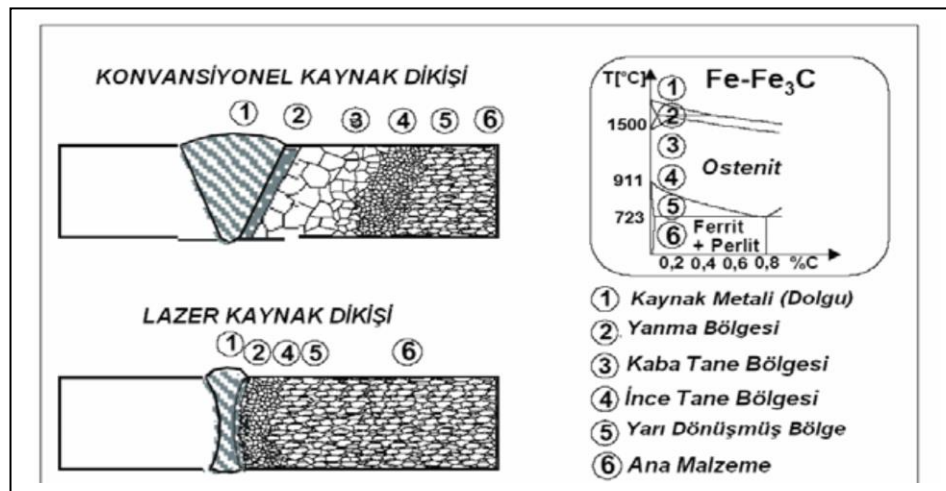


Şekil 4.4. CO₂ lazer kaynağı sistemi [143].

CO₂ lazer kaynak sistemi, geleneksel kaynak yöntemlerinden birçok yönüyle farklılık göstermektedir. Bunlar şöyle sıralanabilir: Yüksek yoğunlaşma enerjisi, düşük ısı girdisi, yüksek kaynak hızı, derin nüfuziyet, dar kaynak bölgesi, yüksek

mekanik dayanım, ilave tel kullanmadan kaynak yapabilme, düşük distorsiyon ve otomasyona uygunluk gibi kolaylıklar sağlamaktadır [144-146]. Bu gibi kolaylıklarının yanı sıra, diğer kaynak yöntemlerine göre, yeni ve otomasyona elverişli olması nedeniyle, CO₂ lazer kaynak sistemi, ergitme kaynak yöntemi olarak dikkat çekmektedir. Odaklanan ışının etkisi sonucu, metal yerel olacak şekilde ergitilmekte ve bir anahtar deliği oluşmaktadır. Böylece derin bir kaynaklı birleştirme elde edilmektedir. Elde edilen kaynak dikişleri çok dar olarak oluşmakla birlikte, yüksek güçlü lazerler kullanılarak 15 mm' ye kadar sac levha kalınlıklarının kaynakla birleştirilmesi sağlanabilmektedir [124,146]. Ayrıca CO₂ lazer kaynak sistemiyle benzer özellikteki malzemelerin kaynağı yapılabildiği gibi, farklı alaşım özelliklerine sahip malzemelerinde kaynaklı birleştirilmesi yapılabilmektedir.

CO₂ lazer kaynak sistemiyle yapılan birleştirmelerde üçüncü bölge oluşmadığı gözlemlenmiştir. Bu sistemde süratli soğuma olması nedeniyle, geleneksel kaynak yöntemlerinde olduğu gibi, çok büyük bir yer kaplayan kaba taneli kaynak bölgesi oluşmamaktadır. Böylece kaynaklı birleştirmenin oldukça yüksek dayanımlı olması sağlanır. Şekil 4.5' de lazer ile geleneksel kaynak yöntemlerinin karşılaştırılması gösterilmektedir [124].



Şekil 4.5. Lazer ile geleneksel kaynak yöntemlerinin karşılaştırılması [124].

4.1.2.3. Sıvı Lazerleri (Dye Lasers)

En çok kullanılan sıvı lazer türü, organik bir çözücü içindeki organik boyanın seyreltik bir çözeltisidir [141,147]. Bu tip lazerlerle, yakın mor ötesi ile yakın kızıl ötesi arasında lazer ışınları elde edilebilir. Genellikle optik yöntemlerle uyarılırlar. Sıvı lazerlerinin en önemli özelliği, dalga boyunun geniş bir alanda, hassas bir şekilde ayarlanabilmesidir [148]. Bu tarz lazerler, günümüzde daha çok özel filtreler yardımıyla, istenilen dalga boyuna indirgenip, çeşitli maddelerin analizinde kullanılmaktadır.

4.1.2.4. Yarı İletken (Diyot) Lazerleri

Yarı iletken malzemelerden elde edilen kristallerle de lazerler yapılmıştır. Galyum arsenik kristali yarı iletken lazerlere bir örnektir. Bu tarz lazerlerde p ve n tipi malzemelerin birleşim yüzeyinde pozitif voltaj p tarafına ve negatif voltaj n tarafına verildiği zaman elektronlar n malzemesinden p malzemesine geçerken enerjilerini kaybeder ve foton yayarlar. Bu fotonlar tekrar elektronlara çarparak bu elektronların daha çok foton üretmesine sebep olurlar. Neticede; yeterli seviyeye ulaşan foton oluşumu, lazer ışınını meydana getirmiş olur [148,150]. Bu tür lazerler verimli ışık kaynaklarıdır. Yarı iletken lazerler % 50'den fazla bir verimlilikle çalışabilmektedir. Diyot lazerler, ürettikleri lazer ışınının optik özellikleri ve dalga boyu nedeniyle endüstride, metal ve plastik malzemelerin kaynaklanması ve çeşitli yüzey işlemleri (yüzey sertleştirme, yüzey temizleme vs.) için yaygın olarak kullanılmaktadır [150].

4.1.2.5. Fiber Lazer Kaynak Sistemi

Fiber lazerler, katı hal lazer grubuna dahildir. Çekirdek lazer aracılığıyla lazer ışını üretip, pompa diyotları aracılığıyla enerji verilen özel tasarlanmış cam fiberlerde bu ışını yükseltirler. Fiber lazerlerin CO₂ lazerlere göre yoğunlukları 100 kat daha fazladır. Fiber lazerler, genel olarak tavlama yoluyla metal markalama, metal kazıma ve yüksek kontrastlı plastik markalama için uygun kullanım alanına sahiptirler [135].

4.1.3. Lazer Kaynağının Kullanım Alanları

Lazer kaynağı ile aynı özellikte yada farklı özellikteki demir veya demir dışı malzemeler birleştirilebilmektedir. Genel olarak, bu yöntemle bakır, paslanmaz çelik, nikel, alüminyum, tantal, tungsten, çelik, titanyum, gümüş gibi malzemeler kaynak edilebilmektedirler. Birleştirme şekilleri ise; sac-sac, tel-tel, tel-sac biçiminde olabilir. Bu yöntemde alın kaynağı yanısıra, bindirme dikiş kaynağı da yapılabilmektedir. Günümüzde lazer kaynağı, elektronik başta olmak üzere, saat, hassas cihazların üretiminde ve tıp endüstrisinde yaygın olarak kullanılmaktadır. Gelişen otomasyon uygulamaları sayesinde gemi ve otomotiv endüstrisinde de kullanılmaya başlanmıştır. Ayrıca kimya endüstrisi, askeri araştırma ve üretim alanlarıyla malzeme yüzey kaplama teknolojileri konularında, lazer kaynağından yararlanılmaktadır. Lazer kaynağı; kaynaklı birleştirmelerin kalitesi, malzemenin öz yapısına uygunluğu, mekanik ve metalurjik bakımdan uygun olması nedenlerinden dolayı tercih sebebidir [151].

4.1.4. Lazer Kaynak Yönteminin Avantaj ve Dezavantajları

Lazer kaynağının, endüstriyel üretimde kullanımı son yıllarda artış göstermektedir. Bu artış, lazer kaynağı işleminin anlaşılmasıyla, çok fazla oranda olmaktadır. Lazer kaynağı uygulama çalışmalarının, geniş bir alana yayılabilmesi için mühendisler, büyük uğraş vermektedirler. Lazer kaynak işlemi; ekonomik olmasının yanısıra, kaynak kalitesinde de en iyiyi yakalayabilme özelliğindedir. Kısa dalga boyları kullanılmak suretiyle, işlem gazı kontrol edilerek, plazmanın etkisi düşürülmektedir. Örneğin; 5-10 kW CO₂ lazeri olan, lazer kaynak uygulamaları mevcut olup, eğilim yüksek güçlere doğrudur. CO₂ lazer aracı, Nd:YAG lazer aracı ile karşılaştırıldığı zaman, CO₂ lazer aracının çok daha verimli araç olduğu görülmektedir. Çıkış verimi yaklaşık olarak % 10 oranındadır. CO₂, N₂ ile H₂ gazları tekrar tekrar karıştırılıp kullanılabilir. Bu da, çalışma maliyetlerini azaltır [128,152].

Lazer kaynağının avantajları genel hatlarıyla şöyle sıralanabilir:

- Lazer ışını temas etmediğinden, alet ile iş parçası arasında mekanik bir temas oluşmaz, böylece iş parçasının istenmeyen alaşımlanması ve distorsiyonunun önüne geçilmiş olur.
- Isı girdisi çok düşük olması sebebiyle ITAB dar ve buradaki ısıdan dolayı oluşacak metalurjik etkiler, çok az veya hiç deformasyon ve distorsiyon oluşturmaz.
- İmalat hızının çok iyi olması; kuvvetli ve emniyetli kaynak dikişinin olmasına olanak sağlar.
- Kaynak süresinin kısa olması nedeniyle iri taneli olma, segregasyon ve tekrar kristalleşme gibi istenmeyen iç yapı olaylarının önüne geçilerek, hızlı üretim sağlanır.
- Yüksek derinlik/genişlik oranına sahip, dar kaynak dikişi oluşturur. Ayrıca estetik açıdan görünümü güzel olup taşlama gerektirmez.
- İstenilen her kaynaklı birleştirme biçimi elde edilebilmektedir.
- Esnek, basit ve hızlı kaynaklı birleştirme işi gerçekleştirilebilir.
- Otomasyona olabildiğince uygun olup, sürekli üretime açık, endüstriyel bir işlemdir.
- Geniş bir malzeme aralığındaki malzemelerin ve bu malzemelerin kombinasyonlarını, özellikle farklı malzemelerin kaynaklı birleştirmesinde birleştirmek mümkündür. Ayrıca olabildiğince iyi neticeler elde edilmektedir.
- Lazer ışını, konvansiyonel kaynak yöntemlerinde olduğu gibi manyetik alandan etkilenmez.
- Elektroda ihtiyaç olmadığı için elektrottan kaynaklanacak kirlenmeler oluşmaz.
- Dolgu ilave edilmeksizin 32 mm ölçüye kadar tek pasolu kaynak yapılabilir.
- X-ışını koruması ve vakum gerektirmez.
- Lazer ışını optik elemanlar yardımıyla kolayca odaklanıp, doğrultularak yönlendirilebildiği için ulaşılması çok zor olan yerlerde bile kaynak edilebilmeyi sağlar.

Lazer kaynağının dezavantajları genel hatlarıyla şöyle sıralanabilir:

- Lazer ışınıyla yapılan birleştirmelerin yerleştirilmesi hassas şekilde yapılmalıdır.
- Sertleşebilen malzemelerde son derece sert kaynak dikişinin oluşturulması; hızlı ısıtma ve soğutma nedeniyle soğuk çatlama veya sıcak çatlama oluşabilir.
- Öteki kaynak yöntemleriyle karşılaştırıldığında aşırı yüksek yatırım maliyetleri gerektirmektedir. Ancak, kaynak kalitesinin iyileştirilmesi, zaman tasarrufu, düşük işletme ve bakım maliyetleri de bulunmaktadır.
- Kullanılan lazerler doğrudan veya dolaylı olarak ciltle temas ettiğinde, ciddi sağlık sorunlarına neden olur. Bu nedenle, personel lazerin tehlikelerinin farkında olmalı ve eğitimler verilmelidir.
- Lazer donanımlarında, optik elemanların korunabilmesi için temiz bir ortam gerekmektedir.
- Isı iletkenlikleri ve yansıtma özellikleri nedeniyle, bakır ve alüminyum alaşımlarının kaynaklanabilirliği olumsuz yönde etkilenmektedir.
- Kaynakta görülen güçlü derinlik/genişlik oranı sebebiyle, dolgu metalinin içeri yerleştirilmesinde zorluklar görülür.
- Lazer kaynak işlemindeki, 0,1-8 mm penetrasyon derinliği nedeniyle kalın parçaların kaynağını sınırlar.
- Özellikle yüksek oranda yansıtıcı malzemelerin kaynağında ilave önlemler yapmanız gerekmektedir. (Örneğin, yüzeyi siyah boyamak, grafit vb. malzemelerle kaplamak gibi) [139,151].

4.2. TİTANYUM VE TİTANYUM ALAŞIMLARININ LAZER KAYNAĞI

Ticari olarak saf titanyum ile titanyum alaşımlarının çoğu, alüminyum ve paslanmaz çelikler için kullanılmakta olan araç ve yöntemler ile birleştirilebilir. Titanyum ve alaşımları yaklaşık 550°C bir sıcaklıkta reaksiyona girerek, kaynak bölgesini hava temasından korur. Bir diğer gereklilikte, titanyum malzemenin kaynaklı birleştirilme öncesinde ve kaynak sırasında kirlenmesine engel olması için özenle temizlenmesi gereklidir. Bütün alfa titanyum alaşımları ile alaşımsız titanyum malzemeler kaynak yapılabilir. Ti - 6Al - 4V alaşım malzeme gibi titanyumun alfa - beta alaşımlarının

yanı sıra zayıf ve stabilize edilmiş beta alaşımları da kaynaklanabilir. Güçlü alfa - beta alaşımları bile kaynak yapılabilir. Ancak genellikle kaynak bölgesinin etrafında kırılabilirliğin arttığı görülmektedir. Beta alaşımlarının birçoğu kaynak yapılabilir. Bununla birlikte, kaynak bölgesinin tamamen kırılabilir olması nedeniyle ısı işlem uygulanmalıdır [153].

Titanyum kaynağının karakteristik özellikleri, koruyucu gaz kullanımı ve yüzey temizliği gibi işlemleri, paslanmaz çelikler ile nikel alaşımlı malzemelere benzerlikler göstermektedir. İmalat alanlarında çoğunlukla üreticiler, alın kaynağı ile sızdırmazlık kaynağını tercih ederler [154]. Genellikle alaşım içermeyen titanyum alaşımları % 99,5 – 88,5 aralıktaki saflıktadırlar. Ancak bu oran; demir, oksijen, azot ve karbon oranları farklı değerler göstermesiyle değiştirilebilmektedir. Alfa alaşımları, Ti – 5Al – 2,5Sn, Ti – 5Al – 5Sn – 2Zr – 3Mo, Ti – 6Al – 2Sn – 4Zr – 2Mo, Ti – 6Al – 2Nb – 1Ta – 1Mb ve Ti – 8Al – 1Mo – 1V, ısı işlem koşulları uygulanmak suretiyle kaynaklanabilirler [141]. Alfa - beta alaşımları, Ti - 6Al - 4V, ısı işlem koşulları uygulanarak kaynaklanabilir. Alfa - beta alaşımları doğrudan veya dolgu teli kullanılarak birleştirilebilir. Lazer kaynağı, titanyum ile alaşımlarının kaynaklı birleştirilmesinde giderek daha fazla uygulanmaktadır [153].

Lazer kaynak teknolojisi, uzay endüstrisindeki yakıt depolarının üretiminde kullanılan 1,6 ila 2,0 mm kalınlığındaki tabakaların kaynaklanmasını sağlar. Isı girdisi, başka ergitme kaynağı yöntemlerinden daha yavaştır. Çarpımalara (distorsiyon) da daha az seviyelerde rastlanmaktadır. Bununla birlikte, lazer kaynağı ile birleştirilen titanyum alaşım malzemelerinin mekanik özelliklerinin de daha iyi olduğu görülür [155]. Lazer kaynak sisteminde, vakum odalarına gerek duyulmamakla birlikte, koruyucu gaz gereklidir [153]. Lazer kaynak sisteminde, dikey kaynaklı bağlantılarda bazı zorluklarla karşılaşmaktadır. Bu güçlükleri gidermek amacıyla; hız, güç ve odak konumu gibi etkenlere dikkat edilmelidir [154].

Lazer kaynağı ile birleştirilen titanyum sac levhanın maksimum kalınlığı 13 mm' dir. Titanyum ve alaşımlarında daha kalın parçalarda nüfuziyet eksikliği ve bununla birlikte mekanik özelliklerde farklılaşma söz konusu olmaktadır. Titanyum ile alaşımlarının kaynak işleminde, koruyucu gaz namına, sadece helyum veya argon

kullanılır. Ek olarak, bu iki gaz farklı oranlarda karıştırılmak suretiyle kullanılabilir. Böylece üretim gideri azalarak, kaynak havuzu daha güçlü olarak korunmuş olmaktadır [153]. Örnek olarak; CO₂ lazer makinesiyle yapılan 6 kW gücünde bir kaynakla, en çok 1,6 ila 2,0 mm kalınlık arasındaki sac levhaların kaynaklı birleştirilmesi başarıyla yapılabilmektedir. 1,6 ila 2,0 mm kalınlık ölçülerindeki titanyum alaşım malzemelerin kaynağında kullanılan, helyum ve argon gazlarını karıştırarak, kaynak havuzunun yüzeyinde oluşan, plazma ve oksit oluşumu önlenir. Sağlanmış olan parlak gümüş renk, onaylanabilir şartları göstermektedir [154]. Lazer kaynağı ile birleştirilmesi amaçlanan titanyum alaşımları, parçaların kenarlarında 0,1 mm boşluk bırakmalıdır. Bu, yüzey birleştirmedeki toleranstır. Belirlenmiş bu değer ile geometri açısından ve gözeneklilik bakımından başarılı kaynaklı birleştirmeler elde edilir. Kaynak profili, alttan kesilmeden düzgün ve üniformdur. Genel olarak, gözenek kalitesi ve gözenek boyutu kabul edilebilir sınırlar içerisinde. Bununla birlikte, 0.2 mm' ye kadar olan toleranslar dahilinde kabul edilebilir sonuçlar elde edilir [155]. Bu tolerans değeri, kaynak öncesi işlemlerde bir artışa ve dolayısıyla üretim maliyetlerinde de bir artışa neden olur.

Lazer kaynağını daha geniş bir aralıkta yapmak mümkündür. Bununla birlikte, dolgu maddesi kullanmak gereklidir. Lazer kaynak sisteminde, tek pasoda geniş kaynak derinliği elde etmenin koşulu; hem yüksek güç hem de yüksek kaliteli ışın gerektirir. Lazer kaynak uygulamaları, küçük odaklama alanı veya uzun odaklama mesafesi için tasarlanmıştır. Bu nedenle, lazer ışınının birim uzunluğuna etkisi, küçük termal etkileşim bölgesi nedeniyle düşük olduğu için, bir başka deyişle, malzemeye aktarılan toplam ısı girdisi düşük olmakta, malzemedeki tasviye ve deformasyon sorunları çok daha az görülmekte olup, diğer kaynak yöntemlerinden daha iyidir. Her ne kadar yüksek güce ihtiyaç duyulduğu söylene de, ticari gelişim için 20 kW' lık bir CO₂ gazı lazer sisteminin, artık tek bir pasoda 6 mm kalınlığa kadar lazer kaynaklı birleştirme için kullanılabilmesi söylenebilmektedir. Lazer kaynak sisteminin gücünü artırarak, tek bir pasoda kaynaklanabilecek levha kalınlığını daha da artırmak mümkündür. Bununla birlikte, özellikle kalın saclarda, seri üretim uygulamalarında kaynak hızı, endüstrinin beklentilerinin oldukça altındadır. Ayrıca, içyapıda ve mekanik özelliklerde, değişim dar alanla sınırlı kalmakla beraber, çok dar bir kaynak dikişi elde edilebilmektedir [156].

BÖLÜM 5

DENEYSEL ÇALIŞMALAR

5.1. DENEYDE KULLANILAN MALZEME

Bu tez çalışmasında, endüstriyel alanda biyomalzeme olarak sıklıkla kullanılan Ti6Al4V alaşım sac malzeme deneylerde kullanılmak üzere ticari olarak temin edilmiştir.

5.1.1. Ana Malzemenin Kimyasal Bileşimi

Ti6Al4V alaşımı 500x500x1,6 mm ebatlarında sac malzeme olarak temin edilmiştir. Ticari olarak temin edilen Ti6Al4V alaşım malzemenin kimyasal bileşimi belirlenmiş ve Çizelge 5.1’de verilmiştir.

Çizelge 5.1. Ti6Al4V (Grade 5) ana malzeme kimyasal bileşimi (% ağırlık).

Malzeme	Ti	Al	V	Fe	Si	Sn	C
Ti6Al4V	89.94	5.921	4.00	0.04	0.039	0.03	0.03

Titanyum ve alaşımları yüksek dayanım/yoğunluk ile toklukları, iyi korozyon direncine sahip olmaları ve yüksek sıcaklıklarda özelliklerini koruyabilmesi gibi avantajları nedeniyle biyomedikal uygulamalarda yaygın olarak tercih edilmektedir.

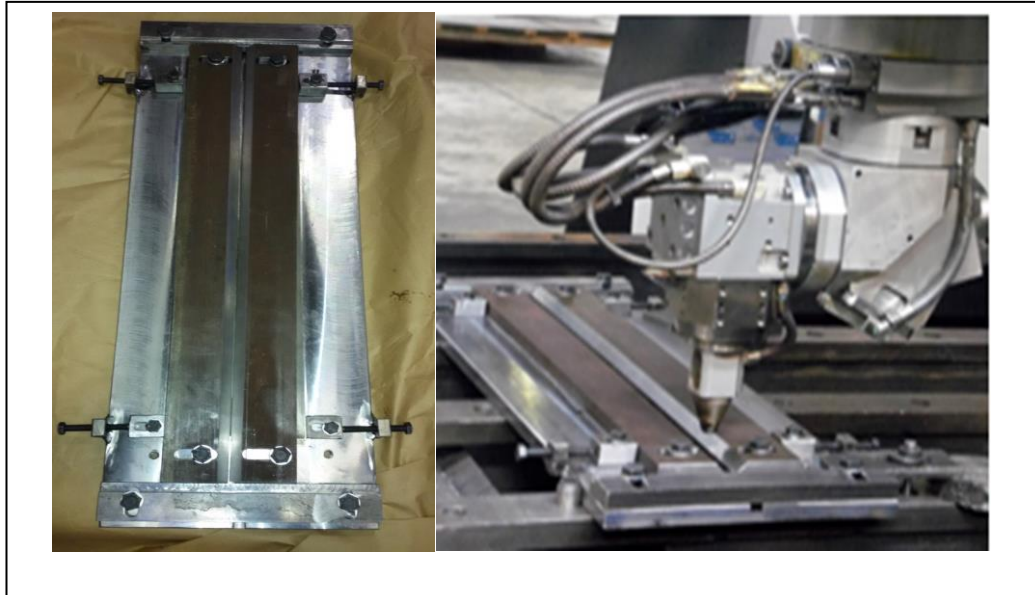
Tez çalışmasında kullanılan Ti6Al4V alaşım malzemenin mekanik özellikleri Çizelge 5.2’de verilmiştir.

Çizelge 5.2. Ti6Al4V alaşım malzemenin mekanik özellikleri.

Çekme Dayanımı (MPa)	Akma Dayanımı (MPa)	Uzama (%)
1000	880	6

5.2. KAYNAK YÖNTEMİ VE KAYNAK PARAMETRELERİ

Deneysel çalışmada, 500x500x1,6 mm ebatlarında standart ölçü uzunluğunda temin edilen Ti6Al4V sac levhadan lazer kaynaklı birleştirme için 70x500x1,6 mm ebatlarında olacak şekilde şeritler halinde tel erozyonla kesilerek hazırlanmıştır. Birleştirilecek numune yüzeyleri zımpara yardımıyla temizlenmiştir. 4kW gücünde Trumpf Lasercell 1005 marka CO₂ lazer kaynak makinesi ile numuneler önceden hazırlanan tutucu kalıba bağlanarak yatay pozisyonda alın altına ilave metal kullanılmadan Çizelge 5.3 'de belirtilen kaynak parametrelerinden yararlanılarak birleştirilmiştir. Şekil 5.12'de Ti6Al4V alaşım malzeme numune tutucu kalıp ve CO₂ lazer kaynak makinası gösterilmiştir.



Şekil 5.1. Ti6Al4V alaşım malzeme numune tutucu kalıp ve CO₂ lazer kaynak makinası.

Çizelge 5.3. Kaynak parametreleri.

Lazer Gücü (Watt)	Kaynak Hızı (cm/dak)	Koruyucu Gaz	Gaz Debisi (lt/dak)	Odak Mesafesi (mm)	Isı girdisi (kJ/mm)
3000	200	50% Ar+50%He	17,5	200	0.09
3000	250	50% Ar+50%He	17,5	200	0.072
3000	300	50% Ar+50%He	17,5	200	0.06

Çizelge 5.3' de ayrıca birleştirmelerin ısı girdileri de hesaplanarak verilmiştir. Çizelge 5.3' deki ısı girdisi değerleri incelendiğinde kaynak ilerleme hızı artışına bağlı olarak ısı girdisinin azaldığı görülmektedir. CO₂ lazer kaynağı ile farklı kaynak hızlarında birleştirilen numunelerin ilk olarak gözle muayeneleri yapılmış kaynak termal çevrimine bağlı olarak gözle görülür bir distorsiyon, nüfuziyet eksikliği, kaynak dikiş çatlakları vb. tespit edilmemiştir. Şekil 5.2'de CO₂ lazer kaynaklı Ti6Al4V birleştirmesi gösterilmektedir.



Şekil 5.2. CO₂ lazer kaynaklı Ti6Al4V birleştirmesi.

5.3. DENEY NUMUNELERİNİN NUMARALANDIRMA SİSTEMİ

Ti6Al4V ana malzeme ve lazer kaynaklı birleştirilen numunelerin ayırt edilebilmesi için bir numaralandırma sistemi oluşturulmuştur. Ti6Al4V ana malzeme çalışmada Ti6Al4V alaşım malzeme olarak kabul edilmiştir. 200 cm/dk kaynak ilerleme hızında birleştirilmiş Ti6Al4V alaşım malzeme çifti A numunesi olarak, 250 cm/dk kaynak hızında birleştirilmiş Ti6Al4V alaşım malzeme çifti B numunesi olarak ve 300 cm/dk kaynak hızında birleştirilmiş Ti6Al4V alaşım malzeme çifti ise C numunesi olarak

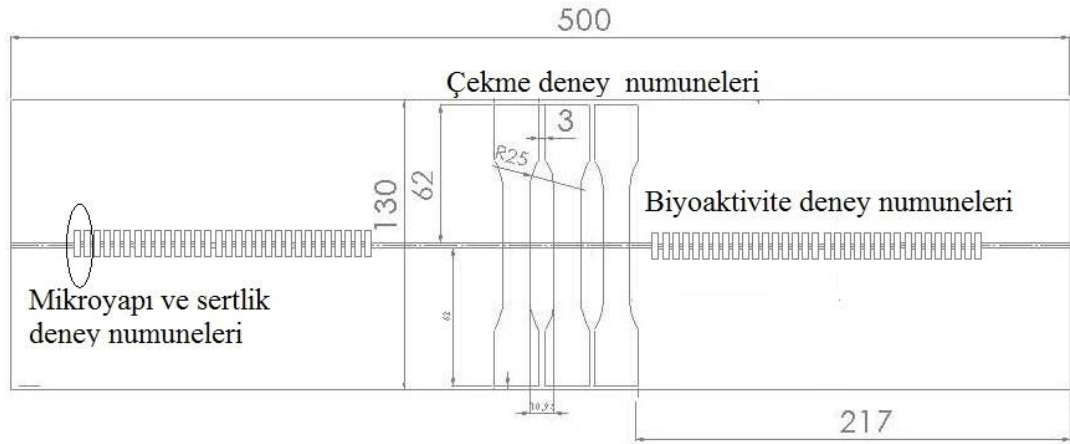
adlandırılmıştır. Çizelge 5.4’ de Ti6Al4V alaşım malzeme deney numunelerinin numaralandırma sistemi verilmiştir.

Çizelge 5.4. Ti6Al4V alaşım malzeme deney numunelerinin numaralandırma sistemi.

Deney numune grupları	Numaralandırma sistemi
Ti6Al4V Ana Malzeme	Ti6Al4V
200cm/dk kaynak hızında birleştirilen Ti6Al4V-Ti6Al4V alaşım malzeme çifti	A
250cm/dk kaynak hızında birleştirilen Ti6Al4V-Ti6Al4V alaşım malzeme çifti	B
300cm/dk kaynak hızında birleştirilen Ti6Al4V-Ti6Al4V alaşım malzeme çifti	C

5.4. DENEY NUMUNELERİNİN HAZIRLANMASI

Ti6Al4V ana malzeme ve lazer kaynaklı birleştirmelerin mekanik özelliklerini, mikroyapı ve sertliklerinin yanısıra biyoaktivite özelliklerini belirlemek için; Ti6Al4V ana malzeme ve lazer kaynaklı birleştirmelerden tel erozyon ile deney numuneleri çıkartılmıştır. Lazer kaynaklı plakalardan kesilen numune ölçüleri ve geometrileri şematik olarak Şekil 5.3’ de gösterilmiştir. Her bir deney parametresi için Ti6Al4V ana malzeme ve lazer kaynaklı birleştirmelerden üç adet çekme deney numunesi hazırlanmıştır. Bir adet mikroyapı ve sertlik numunesi olacak şekilde kesilerek geri kalan kısım ise biyoaktivite testleri için kullanılmıştır.



Şekil 5.3. Ti6Al4V alaşım malzeme deney numunelerinin hazırlanması.

5.5. TAHRİBATSIZ MUAYENE İNCELEMELERİ

Çalışmada CO₂ lazer kaynağı ile birleştirilen Ti6Al4V numunelerin tahribatlı deneyleri öncesi, tahribatsız muayene yöntemlerinden sıvı penetrant uygulaması ve radyografik muayenesi gerçekleştirilmiştir.

5.5.1. Sıvı Penetrant Muayene ve Radyografik Muayene Deneyleri

Temin edilen Ti6Al4V alaşım malzeme farklı kaynak hızlarında birleştirilmiştir. Kaynaklı birleştirmede süreksizlik olup olmadığını (gaz boşluğu, çatlak vb.) kontrol etmek için Gazi Üniversitesi laboratuvarında Ti6Al4V alaşım malzeme deney numunesinin radyografik ve sıvı penetrant muayenesi yapılmıştır.

Sıvı penetrant muayenesinde Ti6Al4V alaşım (sac) malzemenin yüzeyi; sıvı penetrantın kolayca girmesini sağlamak için zımparalama yapılarak temizlenmiştir. Su ve alkolle temizleme işlemi tamamlandıktan sonra sac malzeme kurutulmuştur. Böylece engelleyici özellikteki yağ, gres, su veya diğer kirleticilerden arındırılmıştır. Yüzey iyice temizlendikten ve kurutulduktan sonra, penetrant sıvısı malzeme yüzeyine 15cm mesafeden püskürtme suretiyle uygulanmıştır. Sıvı penetrantın malzemeye nüfuz edebilmesi için 30 dakika beklenmiştir. Aşırı penetrantın yüzeyden temizlenmesi için temiz bir bez ile yüzey dikkatlice silinmiştir. Fazla penetrantı, numune yüzeyinden çıkarırken, numunenin kusurlu bölgelerinden mümkün olan ölçüde az miktarda çıkarılmaya özen gösterilmiştir. Daha sonra su ile durulanmıştır. Kusur ve çatlakları numune yüzeyinde görüntüleyebilmek ve kusurlar ile çatlaklar içindeki penetrantı yüzeye çekebilmek için numune yüzeyine püskürtme yapılarak geliştirici (developer) bir katman uygulanmıştır. Geliştiricinin, kusurlar içindeki penetrantın yüzeye çekilebilmesine izin vermek için 20 dakikalık bir süre numune beklemeye bırakılmıştır. Muayene, kusur ve çatlakları tespit etmek için uygun aydınlatma altında gerçekleştirilmiştir. Yüzeydeki geliştiriciyi parça yüzeyinden temizleyerek sıvı penetrant muayene işlemi sonlandırılmıştır.

Ti6Al4V alaşım (sac) malzemenin deney numunesine sıvı penetrant muayenesi yapılması ardından içyapıdaki hasarların tespiti amacıyla radyografik muayenesi

gerçekleştirilmiştir. Ti6Al4V alaşım (sac) malzemenin deney numunesinin radyografik muayenesi GemX-G200 model X-ray portablegenerator cihazıyla, 80kV enerji, 1200 μ A akım şiddeti, 10sn pozlama süresinde, X ışınının cihaza olan uzaklığı 40 cm olacak şekilde gerçekleştirilmiştir.

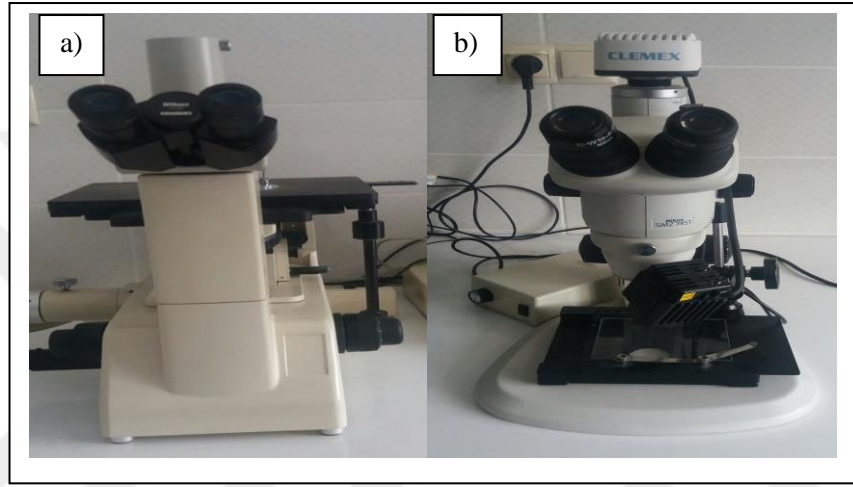
5.6. MAKRO VE MİKROYAPI İNCELEMELERİ

Metalografi numunelerine, kaynaklı birleştirmelerin kaynak metali, ITAB ile ana metal bölgelerini kapsayacak şekilde, kaynak yönünün dikine diskaton ile kesilip, soğuk reçineyle kalıba alma işlemi uygulanmıştır. Deney numuneleri, klasik metalografik numune hazırlama metodları (200-2000 grit kum zımpara ile zımparalanarak ardından 6 μ m ve 1 μ m elmas pasta ile keçe yardımı ile parlatılmıştır) uygulanmak suretiyle hazırlanmıştır. Ti6Al4V ana malzeme ve lazer kaynaklı Ti6Al4V (A,B ve C) numunelerinin metalografik görüntülerini almak için Metkon Forcipol, 2V Grinder-Polisher markalı zımparalama ve parlatma cihazı kullanılmıştır. Şekil 5.4' de deney numunelerinin metalografik olarak hazırlığında kullanılan zımparalama ve parlatma cihazı gösterilmiştir. Parlatılmış numune yüzeyleri alkol ile temizlenmiş ardından saf su ile durulanmıştır. Daha sonra numuneler, dağlayıcı olarak 50ml H₂O + 6ml HNO₃ + 25ml HF çözeltisi kullanılarak 25sn süreyle dağlanmıştır.



Şekil 5.4. Deneyde kullanılan zımparalama ve parlatma cihazı.

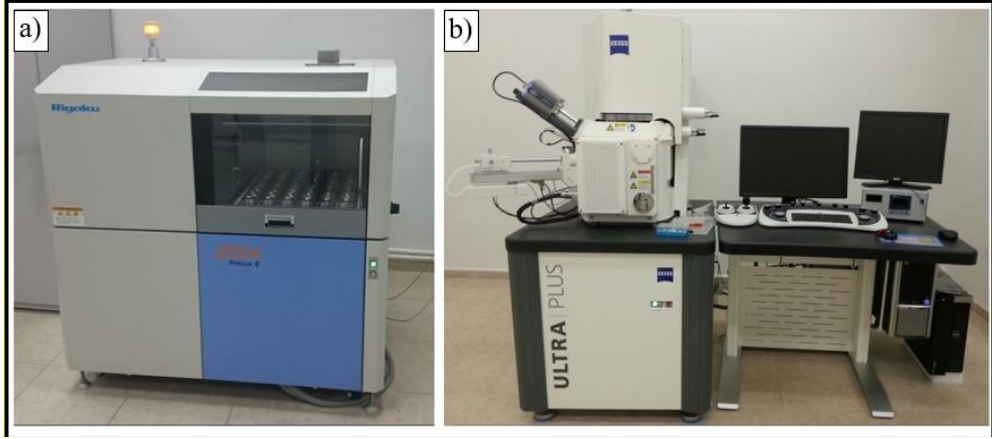
Dağlanmış deney numunelerinin mikroyapı incelemeleri Karabük Üniversitesi Teknoloji Fakültesi bünyesindeki 50X-1000X büyütme kapasitesine sahip NikonEpiphot 200 markalı optik mikroskop yardımıyla gerçekleştirilmiştir. Kaynaklı deney numunelerinin kaynak bölgesi profillerinin belirlenmesi ve makro incelemeleri de NikonSmz 745T marka optik stereo mikroskop ile gerçekleştirilmiştir. Deneylerde kullanılan mikroyapı ve makroyapı görüntülemeleri için kullanılan cihazların resimleri Şekil 5.5 a ve b' de gösterilmiştir.



Şekil 5.5. Deneylerde kullanılan, a) Optik mikroskop, b) Stereo mikroskop.

Taramalı elektron mikroskobu (SEM) incelemeleri, Karabük Üniversitesi Demir Çelik Enstitüsünde bulunan ZEISS ULTRA PLUS marka SEM cihazından yararlanılarak gerçekleştirilmiştir. Numunelerin Elektron Dağılım Spektroskopisi (EDS) ve Elementel Haritalama (Mapping) analizleri için ise, SEM cihazına bağlı EDS analizi kullanılmıştır. Çalışmada ayrıca çekme test numunelerinin kırılma yüzeylerinin incelenmesi için de Taramalı Elektron Mikroskobu (SEM) ve EDS ünitesinden yararlanılmıştır.

Deneyde kullanılan Ti6Al4V ana malzemeye, X-Işını floresans (XRF) ile kimyasal kompozisyon belirleme analizi, Karabük Üniversitesi Demir Çelik Enstitüsünde bulunan RIGAKU ZSX Primus II marka cihaz ile gerçekleştirilmiştir. Şekil 5.6 a ve b' de sırasıyla deneylerde kullanılan XRF ve SEM cihazları gösterilmiştir.



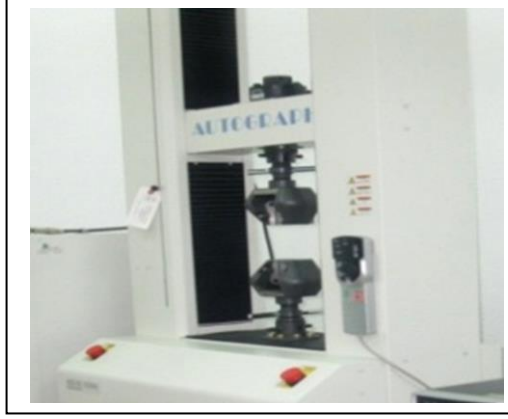
Şekil 5.6. Deneylerde kullanılan, a) XRF ve b) SEM cihazları.

5.7. ÇEKME DENEYİ VE UYGULANIŞI

Ti6Al4V ana malzeme mekanik özelliklerinin belirlenmesi için hazırlanan çekme deney numuneleri TS EN ISO 6892-1 standardına göre hazırlanmıştır. Lazer kaynaklı Ti6Al4V (A, B ve C) numunelerinin mekanik özelliklerinin belirlenmesi amacıyla, çekme testi deney numuneleri ise TS EN ISO 4136 standardına uygun boyutlarda tel erozyonla kesilerek çıkartılmıştır. Çekme sırasında meydana gelebilecek olan salınım değerlerini minimuma indirmek için her bir kaynak parametresi için 3'er adet numune test edilmiştir. Çekme testi için hazırlanan çekme deney numunesi Şekil 5.7'de gösterilmiştir. Çekme testleri Şekil 5.8'de gösterilen Karabük Üniversitesi Teknoloji Fakültesi bünyesinde bulunan 50kN kapasiteye sahip SHIMAZDU markalı çekme test cihazında 2mm/dk çekme hızında gerçekleştirilmiştir.



Şekil 5.7. Çekme deney numunesi.



Şekil 5.8. Deneyde kullanılan çekme testi cihazı.

5.8. SERTLİK ÖLÇÜMÜ

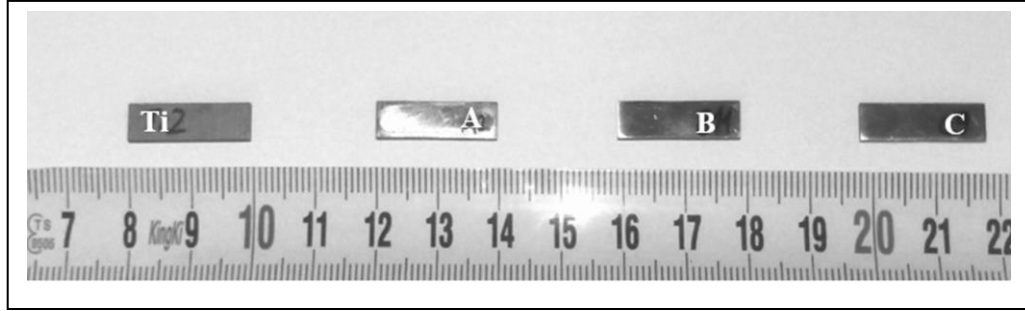
Ti6Al4V ana malzeme ve lazer kaynaklı Ti6Al4V (A, B ve C) numunelerinin sertlik ölçümleri SHIMADZU markalı Vickers mikro sertlik ölçüm cihazıyla 500g yük kullanılarak gerçekleştirilmiştir. Sertlik ölçümü elmas piramit batıcı uca 20 saniye süreyle klasik metalografik yöntemlerle hazırlanan lazer kaynaklı numune kesiti üzerinden kaynak metali, ITAB ile ana malzemeyi kapsayacak biçimde aynı hat üzerinde gerçekleştirilmiştir. Şekil 5.9 'de deneyde kullanılan sertlik ölçüm cihazı gösterilmiştir.



Şekil 5.9. Deneyde kullanılan sertlik ölçüm cihazı.

5.9. BİYOAKTİVİTE DENEYİ VE UYGULANIŞI

Biyoaktivite özelliklerinin belirlenmesi için, Ti6Al4V ana malzeme ve lazer kaynaklı Ti6Al4V (A, B ve C) numuneleri 20x5x1,6 mm ebatlarında tel erozyon kesim yöntemi ile çıkarılmıştır. Deneysel çalışmada, Ti6Al4V ana malzeme ve lazer kaynaklı Ti6Al4V (A, B ve C) numuneleri, 37°C’ de, 1 gün, 7 gün, 14 gün, 21 ve 28 gün süreyle yapay vücut sıvısında (SBF) bekletilerek biyoaktivite testleri gerçekleştirilmiştir. Her bir bekletme süresi için 3’er adet deney numunesi hazırlanmıştır. A, B ve C numunelerinden 15’er adet ve 15 adet Ti6Al4V ana malzeme olmak üzere, toplam 60 adet biyoaktivite deney numunesi hazırlanmıştır. Şekil 5.10’ da biyoaktivite deney numuneleri gösterilmektedir.



Şekil 5.10. Biyoaktivite deney numuneleri (Ti: Ti6Al4V Ana malzeme, A: 200cm/dk, B: 250cm/dk, C: 300cm/dk kaynak hızında birleştirilen numune).

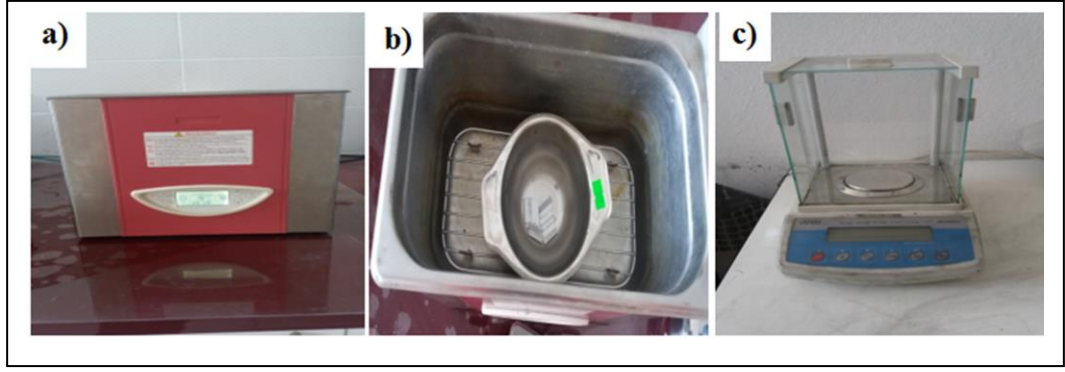
5.9.1. Deney Numunelerinin Biyoaktivite Testleri İçin Yüzey Modifikasyonu

Biyoaktivite testleri öncesi numune yüzeylerine mekanik ve alkali yüzey modifikasyon yöntemleri uygulanmıştır. Öncelikle numune yüzeylerine sırasıyla 120, 240, 400 ve 600 grit zımpara kâğıdı ile zımparalama işlemi yapılarak numunelere mekanik yüzey modifikasyon işlemi uygulanmıştır. Ön deneysel çalışmalar neticesinde numune yüzeylerinde yalnızca mekanik işlemler ile yüzey modifikasyonu gerçekleştirilmesi sonrasında numune yüzeylerine hidroksiapatit tutunmasının zorlaştığı ve yavaşladığı dolayısı ile az miktarda hidroksiapatit tutunması gerçekleştiği görülmüştür.

Bu nedenle numunelere mekanik işleme ek olarak alkali yüzey modifikasyon işlemine gidilmiştir. Yüzeyde nano boyutta tübular yapılar oluşturmak amacıyla uygulanacak alkali yüzey modifikasyonu öncesi implant yüzeyleri mekanik ve kimyasal olarak temizlenmiştir. Bu amaçla öncelikle sıvı deterjan-su karışımı içerisinde 8 dak. , aseton ve saf suda 5'er dak. bekletilen implantlar (Ti6Al4V ana malzeme ve lazer kaynaklı Ti6Al4V(A, B ve C) numuneleri) daha sonra % 100 lük aseton çözeltisinin bulunduğu ultrasonik su banyosunda 35 dakika ve % 100 saf su çözeltisinin bulunduğu ultrasonik su banyosunda 35 dakika temizlenmiştir.

Temizlenen numuneler 40°C' deki etüv fırın içerisinde 1 saat kurutulduktan sonra, yüzeyindeki inaktif oksit tabakasını uzaklaştırmak amacıyla 1 M NaOH içeren saf su çözeltisinde 24 saat süreyle 40°C sıcaklıkta etüv fırında bekletilmişlerdir. Böylece numune yüzeylerine alkali işlem ile yüzey modifikasyonu gerçekleştirilerek numune yüzeyleri hidroksiapatit (HA) kaplama için gözenekli hale getirilmiştir. Numunelere alkali işlem uygulanmasıyla, hidroksiapatitin daha hızlı oluşturabileceği kaba bir yüzey oluşturulmaktadır [157]. SBF solüsyonunun içine daldırılma öncesinde ve her SBF içerisinde bekleme süresi sonrasında deney numuneleri ağırlık ölçümleri 0.0001g hassasiyetli terazi ile gerçekleştirilmiştir. Ağırlık ölçümleri, her bir deney koşulu için 3'er adet numuneden alınan ölçümlerin ortalaması alınarak hesaplanmıştır.

Şekil 5.11 a, b ve c' de sırasıyla deneylerde kullanılan ultrasonik temizleme cihazı, ultrasonik banyoda temizlenen numune görüntüleri ve ağırlık ölçümlerinde kullanılan hassas terazi gösterilmiştir. Deneysel çalışmada kullanılan Karabük Üniversitesi Teknoloji Fakültesi laboratuvarlarında bulunan Mikrotest TT104 markalı etüv fırın Şekil 5.12'de gösterilmiştir.



Şekil 5.11. Deneysel çalışmada kullanılan, a) Ultrasonik temizleme cihazı, b) Ultrasonik banyoda temizlenen numune görüntüsü ve c) Hassas terazi.



Şekil 5.12. Deneysel çalışmada kullanılan etüv fırın.

5.9.2. Yapay Vücut Sıvısı (SBF-Simulated Body Fluid) Hazırlanması

Bu çalışmada Kokubo [158] tarafından geliştirilen yapay vücut sıvısı solüsyonu kullanılmıştır. Ti6Al4V ana malzeme ve lazer kaynaklı Ti6Al4V (A, B ve C) deney numunelerinin *in vitro* olarak (laboratuar ortamında), biyoaktivite (canlı kemik dokusuna bağlanabilme, yüzeyde apatit oluşturabilme yeteneği) özelliklerini ve biyokorozyon özelliklerini incelemek için yapay vücut sıvısı (SBF) içerisinde farklı sürelerde bekletilmişlerdir. Solüsyonun hazırlanmasında kullanılan her yardımcı araç ve gereç önceden sterilize edilmiştir. Çözelti hazırlanırken, ortam sıcaklığının ölçüsü yaklaşık 37°C' de tutulmuştur. SBF kimyasalları Merck markalıdır. Her biri belirli bir sıraya göre eklenerek ve insan kan plazmasına yakın pH 7,4' e ayarlanmıştır.

Kimyasallar Çizelge 5.5’ deki sıraya göre tek tek hassas terazide tartılarak eklenmiştir. Çalışmada çekirdeklenmeyi hızlandırmak amacı ile normal konsantrasyonundan 1,5 kat yoğunlukta hazırlanan (1,5×SBF) sıvı kullanılmıştır. Yapay vücut sıvısı (SBF) hazırlığı için kullanılan kimyasallar ve miktarları Çizelge 5.5’ de verilmiştir.

Çizelge 5.5. 1000 ml SBF hazırlama işleminde kullanılan kimyasallar ve miktarları.

Sıra	Malzeme	Miktar
1	NaCl	8.035 g
2	NaHCO ₃	0.355 g
3	KCl	0.225 g
4	K ₂ HPO ₄ . 3H ₂ O	0.231 g
5	MgCl ₂ . 6H ₂ O	0.311 g
6	1.0M-HCl	39 ml
7	CaCl ₂	0.292 g
8	Na ₂ SO ₄	0.072 g
9	Tris (Hydroxymethyl)	6.118 g
10	1.0M-HCl	0–5 ml

5.9.3. Deney Numunelerinin Yapay Vücut Sıvısı İçerisinde Bekletilmesi

Ti6Al4V ana malzeme ve lazer kaynaklı Ti6Al4V (A, B ve C) numuneleri 37°C’ de etüv fırında, 1 gün, 7 gün, 14 gün, 21 ve 28 gün süresince yapay vücut sıvısı (Simulated Body Fluid, SBF) içerisinde bekletilmiştir. 37°C’ de etüv fırında, yapay vücut sıvısında bekletilen numunelerin, 2 günde bir vücut sıvıları, iyon konsantrasyonunu sağlamak için değiştirilmiştir. Numuneler ağzı kapalı cam kaplar içerisine konulan yapay vücut sıvısında bekletilmiştir. Şekil 5.13 ’de etüv fırın içerisinde bekletilen deney numuneleri gösterilmiştir.



Şekil 5.13. Biyoaktivite deney numunelerinin etüv fırın içerisinde bekletilmesi.

5.9.4. Yapay Vücut Sıvısı İçerisinde Bekletilen Deney Numunelerinin Ağırlık Artışı Hesabı

Ti6Al4V ana malzeme ve lazer kaynaklı Ti6Al4V (A, B ve C) numunelerinin SBF içerisinde 1 gün, 7 gün, 14 gün, 21 ve 28 gün bekletilmelerine bağlı olarak ağırlık artışı değişimleri belirlenmiştir. Her bekletme periyodu sonrası SBF sıvısı içinden çıkarılan deney numuneleri, saf suyla yıkanması sonrasında kurutularak, ağırlık değişimleri hassas terazi yardımı ile tartılarak değerlendirilmiştir. Ağırlık artışı her bir deney numunesi için SBF içerisinde bekletme öncesi ve bekletme süresi sonrasındaki ağırlık farkı alınarak hesaplanmıştır.

5.9.5. Yapay Vücut Sıvısı İçerisinde Bekletilen Deney Numunelerinin Yüzeyindeki Hidroksiapatit Tabakasının İncelenmesi

SBF içinde bekletilmiş olan Ti6Al4V ana malzeme ve lazer kaynaklı Ti6Al4V (A, B ve C) numunelerinin yüzey morfolojileri ve yüzeyde oluşan HA (Hydroxyapatite) yapısı 1 gün, 7 gün, 14 gün, 21 ve 28 gün bekletilen numuneler için Zeiss Ultra PLUS marka taramalı elektron mikroskobu (SEM) ile incelenmiştir. Vücut sıvısı içerisinde bekletilerek yüzeylerinde hidroksiapatit kaplanan numunelerin yüzey karakterizasyon işlemleri EDS analizi ve elementel haritalama yöntemi yardımıyla gerçekleştirilmiştir. Yüzeylerde oluşan hidroksiapatitlerin boyut analizleri İmageJ

programı ile ölçülmüştür. Tane boyutu analizi için her bir numuneden 20 adet ölçüm gerçekleştirilerek ortalama hidroksiapatit tane boyutu hesaplanmıştır.

5.9.6. Yapay Vücut Sıvısı İçerisinde Bekletilen Deney Numunelerinin X-Işını Kırınım Analizi (XRD)

SBF içinde 28 gün bekleme sonrasında Ti6Al4V ana malzeme ve lazer kaynaklı Ti6Al4V (A, B ve C) numunelerinin XRD analizi gerçekleştirilmiştir. Ayrıca SBF içerisinde bekletme öncesi Ti6Al4V ana malzeme XRD analizi de gerçekleştirilmiştir. Böylece, kaplama öncesi ve sonrası yüzeyde oluşan yapıların XRD paternleri mukayese edilerek, SBF içerisinde bekletme sonrası yüzeyde oluşacak hidroksiapatit piklerinin, yani $Ca_{10}(PO_4)_6(OH)_2$ yapısının oluşumunun analiz edilmesi amaçlanmıştır. X ışını kırınım (XRD) analizi, Karabük Üniversitesi Demir Çelik Enstitüsünde Şekil 5.14’de gösterilen RIGAKU marka, Ultima IV modeli olan X-ışını difraktometresi ile yapılmıştır.



Şekil 5.14. Biyoaktivite deneylerinde kullanılan XRD cihazı.

5.9.7. Yapay Vücut Sıvısı İçerisinde Bekletilen Deney Numunelerinin Ağırlık Kaybı ve Ağırlık Kaybına Bağlı Biyokorozyon Özelliklerinin İncelenmesi

Deney numunelerinin yüzeylerinde biriken korozyon ürünlerini gidermek için ASTM G1-03-E’de verilen kimyasal temizleme solüsyonu olarak 100 ml nitrik asit (HNO_3), 900 ml saf su çözeltisi kullanılmıştır [159]. Çözelti banyosu içerisinde $60^\circ C$

sıcaklıkta 20 dk. süre ile tutulan numuneler daha sonra saf su ile durulandıktan sonra etüv fırında 50°C sıcaklıkta 20 dk. kurutulmuştur. Ağırlık kayıpları ölçülmeden önce yüzeylerindeki hidroksiapatit kaplama tamamen kaldırılmıştır [159,160]. Yapay vücut sıvısı içinde 1 gün, 7 gün, 14 gün, 21 ve 28 gün bekletilen Ti6Al4V ana malzeme ve lazer kaynaklı Ti6Al4V (A,B ve C) deney numunelerinin ağırlık kaybına bağlı korozyon hızları belirlenmiştir. Bunun için SBF içerisinde bekletme süresine bağlı olarak oluşan ağırlık kaybı hesaplamaları aşağıdaki bağıntıdan faydalanılarak gerçekleştirilmiştir:

$$\text{Ağırlık kaybı} = (\text{SBF daldırma öncesi ağırlık} - \text{yüzey temizlendikten sonra ağırlık}) / \text{yüzey alanı} \quad (5.1)$$

Ağırlık kaybı miktarlarından faydalanılarak korozyon hızları hesaplanmıştır. Deney numunelerinin korozyon hızlarının hesaplaması ASTM G1 standardında verilen aşağıdaki formülden faydalanılarak gerçekleştirilmiştir:

$$\text{Korozyon hızı (mm / y)} = (K \times W) / (A \times T \times D) \quad (5.2)$$

Bu bağıntıda;

K: Sabit değer (K değeri, mm/y cinsinden hesaplamalar için 8.76×10^4 alınır),

W: Ağırlık kaybı (g),

A: Yüzey alanı (cm^2),

T: Deney süresi (saat),

D: malzemenin yoğunluğu (g/cm^3) olarak hesaplanmıştır.

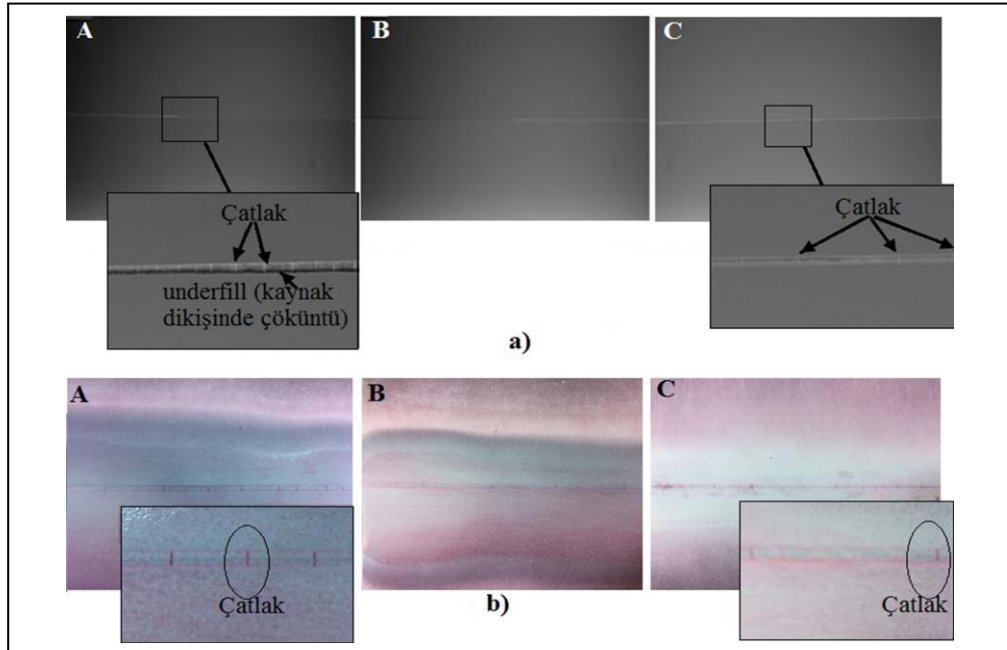
BÖLÜM 6

DENEYSEL SONUÇLAR VE TARTIŞMA

6.1. TAHRİBATSIZ MUAYENE İNCELEME SONUÇLARI VE İRDELENMESİ

6.1.1. Sıvı Penetrant Muayene, Radyografik Muayene Sonuçları ve İrdelenmesi

Kaynaklı birleştirme sonunda, kaynak dikişlerinde muhtemel bir kaynak hatası ve süreksizlik (gözenek, gaz boşluğu, çatlak vb.) olup olmadığını tespit etmek için deney numuneleri öncelikli olarak tahribatsız muayene yöntemlerinden sıvı penetrant muayene ve radyografik muayeneye tabi tutulmuştur. Tahribatsız muayene deneyleri sonucu elde edilmiş radyolojik filmler Şekil 6.1 a'da ve sıvı penetrant deney sonrası numune yüzey resimleri ise Şekil 6.1 b'de gösterilmektedir.



Şekil 6.1. Lazer kaynaklı Ti6Al4V (A, B ve C) numunelerinin, a) Radyografik muayene görüntüsü, b) Sıvı penetrant muayene görüntüsü.

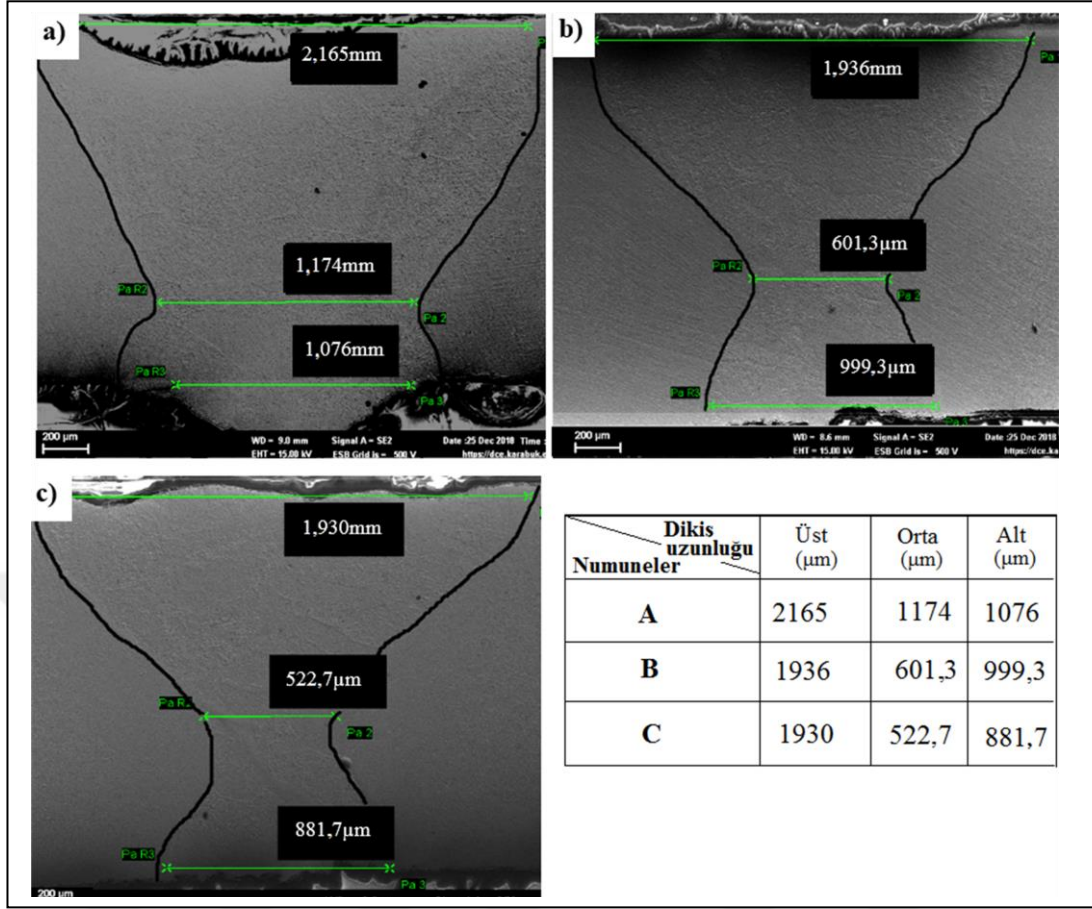
Şekil 6.1. a ve b incelendiğinde, farklı kaynak hızlarında birleştirilmiş tüm lazer kaynak yöntemiyle birleştirilen numuneler için kaynak dikişinde, dikişe dik çatlaklar gözlenmiştir. En dikkat çeken nokta, kaynak dikişine enlemesine oluşan bu çatlak miktarının artan kaynak ilerleme hızıyla, diğer bir deyişle azalan ısı girdisi ile [200 cm/dk'dan (A numunesi), 300 cm/dk (C numunesi) kaynak hızına doğru] azalmasıdır. Isı girdisi artışı ile doğrusal olarak kaynak bölgesinde çatlama miktarının arttığı rapor edilmektedir [161]. Ti6Al4V alaşım malzeme bir alfa-beta alaşımıdır. Özellikle yüksek enerjili kaynak uygulamalarında (GTA ve GMA kaynaklarında) alfa-beta titanyum alaşımlarının hem ITAB hem de kaynak metalinde katılma çatlakları oluştuğu bildirilmiştir [162]. İlâveten, bazı araştırmacılar kaynak dikişindeki çatlakların β 'dan α 'ya dönüşüm sıcaklığının bitiminde oluştuğunu iddia etmektedir [162,163]. Bu çatlamanın kaynağının β fazından α fazına dönüşüm sırasında oluşan süneklik kaybı ile ilişkili olduğunu öne sürmektedirler [161-163].

Şekil 6.1. a' daki beyaz çizgi kaynak dikişlerini temsil etmektedir. Kaynak dikişinde oluşan karanlık bölge, numunelerin kaynak dikişinde underfill (kaynak dikişinde çöküntü) oluşumunu göstermektedir. Bu underfill oluşumu, Şekil 6.1 (a) 'da gösterilen A ve B numunelerine kıyasla, C numunesinde daha da azalmıştır. Buda kaynak hızının artmasıyla, yani ısı girdisinin azalmasıyla kaynak dikişinde underfill oluşumlarının azaldığını göstermektedir. Lazer kaynaklı birleştirilen titanyum alaşımları ile ilgili en sık karşılaşılan sorunlardan biri de, kaynak bölgesinde düşük çöküntü (underfill) ve gözeneklilik oluşumudur [164-166].

6.2. MAKRO VE MİKROYAPI İNCELEMELERİ SONUÇLARI

6.2.1. Makroyapı İncelemeleri Sonuçları

CO₂ lazer ışını sürekli dalga moduyla, yüksek enerji yoğunluklu ve düşük ısı girdisine sahip bir uygulama sürecidir. Bu sebeple kaynak dikişlerinde soğuma çok hızlı olmakta ve yüksek nüfuziyet/genişlik oranları elde edilmektedir. Şekil 6.2 a, b ve c'de sırasıyla lazer kaynaklı Ti6Al4V (A, B ve C) numunelerinin kaynak dikişleri SEM makro görüntüleri ve kaynak dikiş boyutları (birleştirmelerinin üst, orta ve alt bölgeleri) gösterilmektedir.



Şekil 6.2. Lazer kaynaklı Ti6Al4V numunelerinin SEM makro görüntüleri ve kaynak dikiş boyutları, a) A numunesi, b) B numunesi ve c) C numunesi.

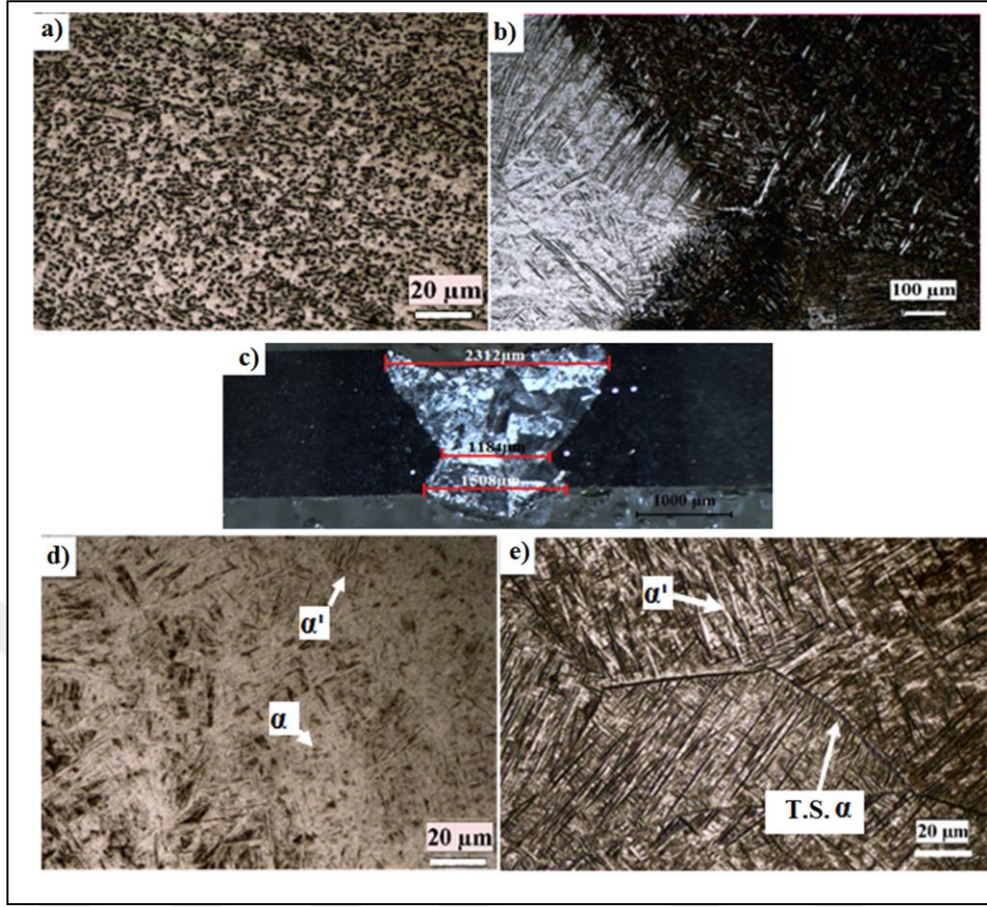
Kaynak sırasında, kaynak havuzunda meydana gelen sıvı akışı ve taşınımlı ısı geçişi sonucunda ergime bölgesinin son şekli ve kaynak nüfuziyeti oluşturulmaktadır [140,167]. Şekil 6.2 (a), (b) ve (c) 'de görüldüğü gibi, lazer kaynaklı birleştirilen numunelerin makro görüntüsü kaynak dikişlerinde tam nüfuziyetin sağlandığını göstermektedir. Kaynak dikişi şekli, artan kaynak hızı için daha geniş kadeh şeklinden, daha dar kadeh şekline değişmiştir. Kaynak dikiş boyutları incelendiğinde, kaynak dikişi üst, alt ve orta kısımlarındaki maksimum genişlik 200 cm/dk en düşük kaynak hızı ile birleştirilen A numunesinden elde edildiği görülmektedir. Aynı zamanda, Şekil 6.2 (a)'da görüldüğü gibi, en düşük kaynak hızı ile birleştirilen numunedan maksimum nüfuziyet elde edilmiştir. Kaynak hızı arttıkça nüfuziyet derinlikleri azalmıştır. Kaynak hızı 200 cm/dk'dan, 300 cm/dk' ya değiştiğinde, temel olarak ısı enerjisi değeri de 0,09' dan 0,06 kJ/mm' ye düşmektedir. Kaynak hızı arttıkça, ısı girdisi azalmasına bağlı olarak, nüfuziyet azalmaktadır [27,168].

Şekil 6.2'deki dikiş boyutlarından görüldüğü gibi kaynak dikişi genişlikleri 200 cm/dk. kaynak ilerleme hızı ile birleştirilen A numunesi kaynak metali orta bölgesi için 1174µm olarak ölçülürken, bu mesafe 250cm/dk. kaynak ilerleme hızı ile birleştirilen B numunesi için 601,3 µm olarak ölçülmüştür. Bu mesafe 300 cm/dk. kaynak ilerleme hızı ile birleştirilen C numunesi için ise 522,7µm olarak ölçülmüştür. Kaynak ilerleme hızının 200 cm/dk.'dan, 250 cm/dk.'ya artmasına bağlı olarak kaynak dikişinde bir daralma meydana gelmiştir. 300 cm/dk. kaynak ilerleme hızı ile birleştirilen numune için ise daralmanın daha da arttığı görülmektedir.

Bu sonuca göre, kaynak dikişinin boyutlarında, artan kaynak ilerleme hızı ile birlikte önemli bir daralma olduğu söylenebilir. Kaynak hızı artışına bağlı olarak ısı girdisi azalması ile daha az miktarda metalin erimiş olmasıyla ilişkili olarak kaynak dikişinin daraldığı düşünülmektedir. Benzer şekilde, Wang vd. [168], azalan enerji miktarıyla, erimekte olan ana malzeme miktarının ısı girişinin azalmasıyla azaldığını ve kaynak dikişinin genişliğini azalttığını bildirmiştir.

6.2.2. Optik Mikroskop ile Mikroyapı İncelemeleri Sonuçları

Şekil 6.3, Şekil 6.4 ve Şekil 6.5 'de sırasıyla lazer kaynaklı Ti6Al4V (A, B ve C) numunelerinin optik mikroskopla alınmış mikroyapıları gösterilmiştir.

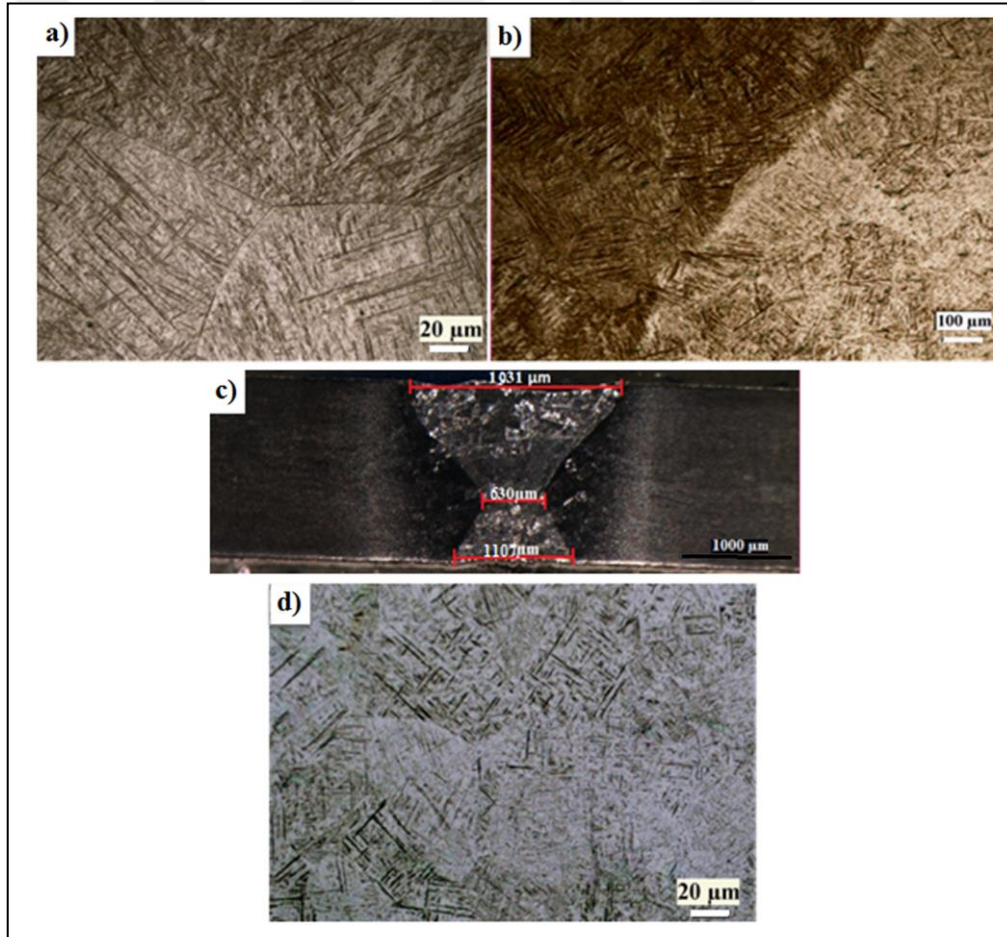


Şekil 6.3. Lazer kaynaklı A numunesinin (200 cm/dk kaynak hızında birleştirilmiş Ti6Al4V numunesi) mikro yapısı, a) Ana malzeme, b) Kaynak metali/ITAB geçiş, c) Birleştirme makro görüntü, d) ITAB, e) Kaynak metali.

Şekil 6.3 a' da görüldüğü gibi, Ti6Al4V ana malzeme koyu renkli β fazı ve açık renkli α matriksten oluşan tipik bir α - β alaşım yapısından meydana gelmiştir. Şekil 6.3 b ve e'de gösterilen kaynak metalinin mikroyapısı, katılma sırasında oluşan kaba kolonsal birincil β taneleri içerisinde, α' martenzit ve tane sınırı α (T.S. α) fazından oluştuğu görülmektedir. A numunesi kaynak metalinin kaba taneli kolonsal β fazı içerisinde sepet örgüsü şeklinde (basketweave) α' martenzit fazından oluştuğu görülmektedir. Nd: YAG lazer kaynaklı Ti6Al4V birleştirmelerin kaynak metalinde de benzer mikroyapılar gözlenmiştir [162]. Şekil 6.3 c'deki birleştirme makro görüntüsünden de kaynak metalinde oluşan kolonsal birincil β taneleri de net bir şekilde görülmektedir. Kaynak metali mikroyapısının çoğunlukla, β fazının difüzyonsuz transformasyonundan üretilen süper doymuş bir dengesiz altıgen α fazı olan α' martensitten oluştuğu rapor edilmektedir [171]. Şekil 6.3 c'den görüldüğü

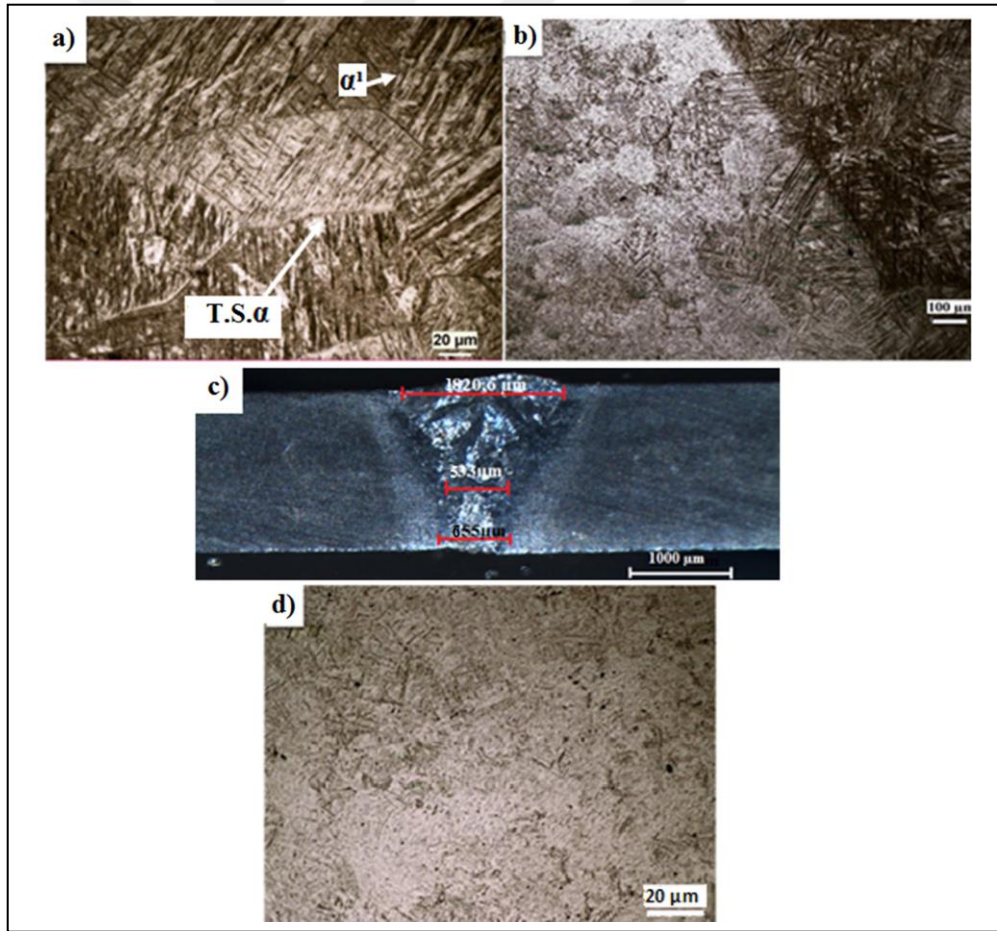
gibi ITAB mikroyapısı kaynak metalinin yakınındaki bölgede ağırlıklı olarak α' martenzit fazından meydana gelirken, az miktarda birincil α fazından oluşmaktadır. Wang vd[170], kaynak metalinden daha uzaklaştıkça, nispeten düşük bir soğutma oranı nedeniyle birincil α' fazında nispi bir artış olabileceğini bildirmişlerdir.

Kaynak sırasında ulaşılan sıcaklığa ve bu sıcaklıkta bekleme süresine bağlı olarak, ITAB'nin kaynak metaline yakın bölümü ağırlıklı olarak α' martenzit fazından meydana gelirken, ana malzemeye doğru gidildikçe az miktarda α' martenzit, taneler arası β ve ağırlıklı olarak birincil α fazından meydana geldiği belirlenmiştir. Ahn ve diğ. [172], fiber lazer kaynaklı Ti6Al4V titanyum alaşımının ITAB'ında da benzer yapısal metalurjik dönüşümün gerçekleştiğini rapor etmektedir.



Şekil 6.4. Lazer kaynaklı B numunesinin (250 cm/dk kaynak hızında birleştirilmiş Ti6Al4V) mikroyapısı, a) Kaynak metal, b) Kaynak metal/ITAB geçiş, c) Birleştirme makro görüntü, d) ITAB.

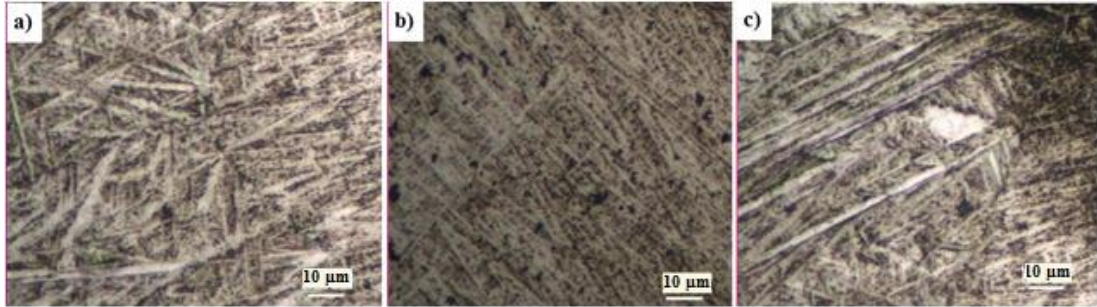
Şekil 6.4' a ve b den görüldüğü gibi, kaynak metalinin kaba taneli kolonsal β içerisinde asiküler α' martenzit fazından oluştuğu görülmektedir. Şekil 6.4 c' deki kaynak bölgesi makro görüntüsünden de kaynak metalinde oluşan kolonsal birincil β taneleri görülmektedir. B numunesi kaynak metalinin kolonsal birincil β içerisinde, (sepet örgüsü şeklinde) basketweave ve asiküler α' martenzit fazlarından, ağırlıklı olarak ise asiküler α' martenzit fazından oluştuğu görülmektedir. Kaynak metalinde meydana gelen kaba taneli kolonsal β yapısının, A numunesine göre mukayese edildiğinde bir miktar daha ince taneli morfolojide meydana geldiği görülmektedir. Şekil 6.4' b ve d'den görüldüğü gibi, birleştirme ITAB'nin kaynak metaline yakın bölümünde ağırlıklı olarak α' martenzit fazından meydana gelirken, ana malzemeye doğru gidildikçe az miktarda α' martenzit, taneler arası β ve ağırlıklı olarak birincil α fazından meydana gelmektedir. Tane sınırlarında ise α fazının biriktiği görülmektedir.



Şekil 6.5. Lazer kaynaklı C numunesinin (300 cm/dk kaynak hızında birleştirilmiş Ti6Al4V) mikroyapısı, a) Kaynak metal, b) Kaynak metal/ITAB geçiş c) Birleştirme makro görüntü, d) ITAB.

Şekil 6.5 a'dan görüldüğü gibi; birleştirme kaynak metalinin birincil kaba taneli β içerisinde asiküler α' martenzit ve tane sınırlarında oluşan α fazından meydana geldiği görülmektedir. Şekil 6.3 b, c ve d' den de görüldüğü gibi ITAB'ın kaynak metaline yakın olan bölgesinde ağırlıklı olarak asiküler α' fazından meydana gelirken, ana malzemeye doğru gidildikçe az miktarda α' martenzit, taneler arası β ve ağırlıklı olarak birincil α fazından meydana gelmektedir. Şekil 6.5 c'deki kaynak bölgesi makro görüntüsü incelendiğinde lazer kaynaklı A ve B numunelerine kıyasla daha yüksek kaynak hızı (300cm/dk) ile birleştirilmiş C numunesi kaynak metalinde ve ITAB' da kolonsal β tane boyutlarının daha küçük boyutlarda meydana geldiği açıkça görülmektedir. Kaynak hızı arttıkça diğer bir ifadeyle kaynak ısı girdisi azaldıkça ITAB ve kaynak metali tane boyutları azaldığı görülmektedir. Genel olarak yüksek kaynak hızları, daha düşük ısı girdisine bağlı olarak daha dar bir ITAB oluşumuna ve birincil β tane boyutu incelmeye neden olmaktadır [173].

Lazer kaynaklı birleştirmelerin kaynak metali mikroyapısını daha detaylı incelemek ve birbirleriyle mukayese edebilmek amacıyla daha yüksek büyütme mikroyapı görüntüleri alınmıştır. Şekil 6.6' da lazer kaynaklı Ti6Al4V (A,B ve C) her üç numuneye ait kaynak metali mikroyapıları gösterilmiştir.



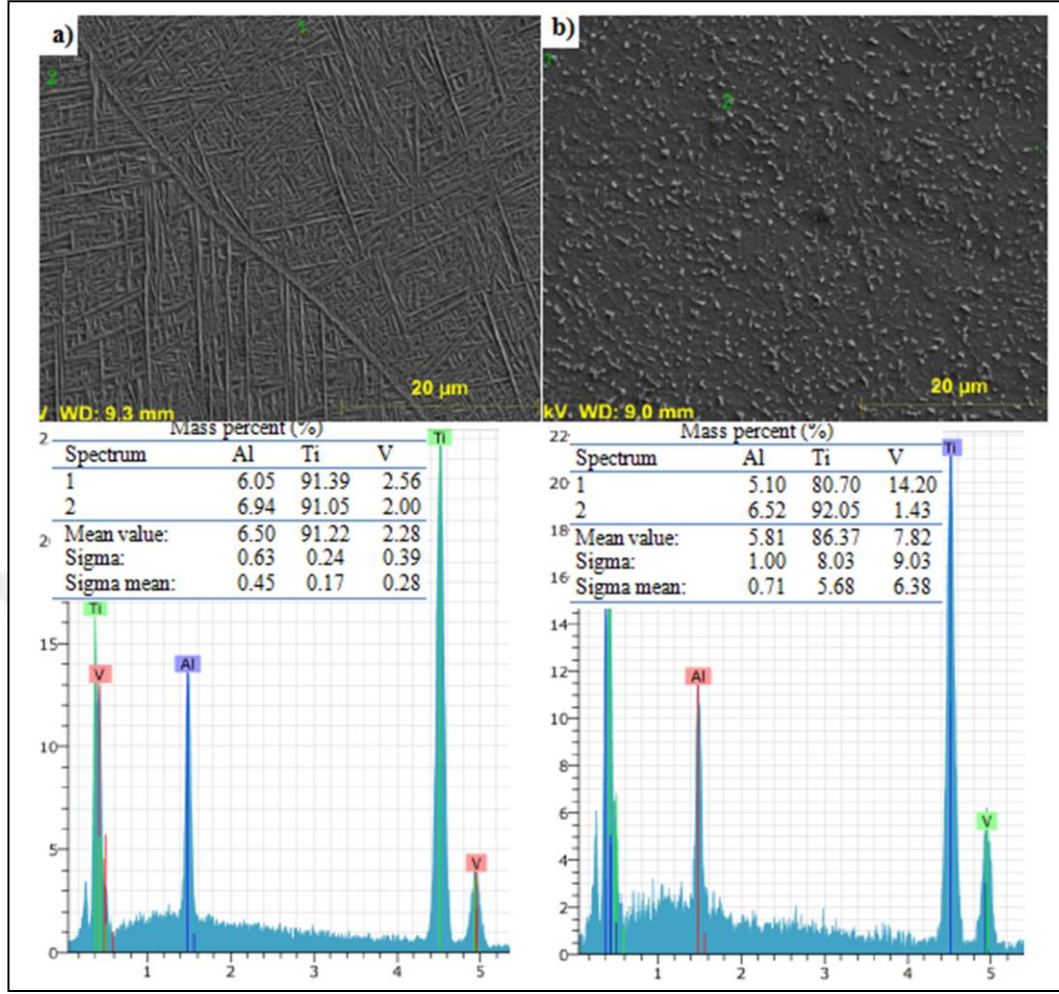
Şekil 6.6. Lazer kaynaklı Ti6Al4V numunelerin kaynak metali mikroyapı görüntüleri, a) A numunesi, b) B numunesi, c) C numunesi.

Şekil 6.6' dan görüldüğü gibi A numunesinin (200 cm/dk kaynak hızında birleştirilmiş) kaynak metali mikroyapısı, birincil kolonsal β taneleri içerisinde basketweave (sepet örgüsü şeklinde) α' martenzitten oluşmaktadır. Literatür çalışmalarında ana malzemenin lazer kaynağı ile, β geçiş sıcaklığının üzerinde ısıtılması, ardından hızlı soğuma nedeniyle, mikroyapısının β fazından, basketweave

yapısında α' martenzit fazına dönüşebileceğini rapor etmişlerdir [174]. B ve C numunesi kaynak metali mikroyapıları ise birincil β taneleri içerisinde, daha büyük asiküler α' martenzit içermektedir. Mikroyapı incelemeleri, kaynak metalindeki oluşan martenzit fazının daha yüksek kaynak hızlarında daha ince taneli birincil kolonsal β taneleri içerisinde daha kaba martenzit yapısında oluştuğunu göstermektedir. Lazer kaynak işleminde daha yüksek kaynak ilerleme hızlarına, diğer bir deyişle daha düşük ısı girdisine bağlı hızlı soğuma nedeniyle, daha ince taneli, kolonsal birincil β taneleri içerisinde daha yüksek martenzit hacim oranına sahip asiküler α' yapısını meydana geldiği görülmektedir.

6.2.3. Taramalı Elektron Mikroskop (SEM) ile Mikroyapı İncelemeleri

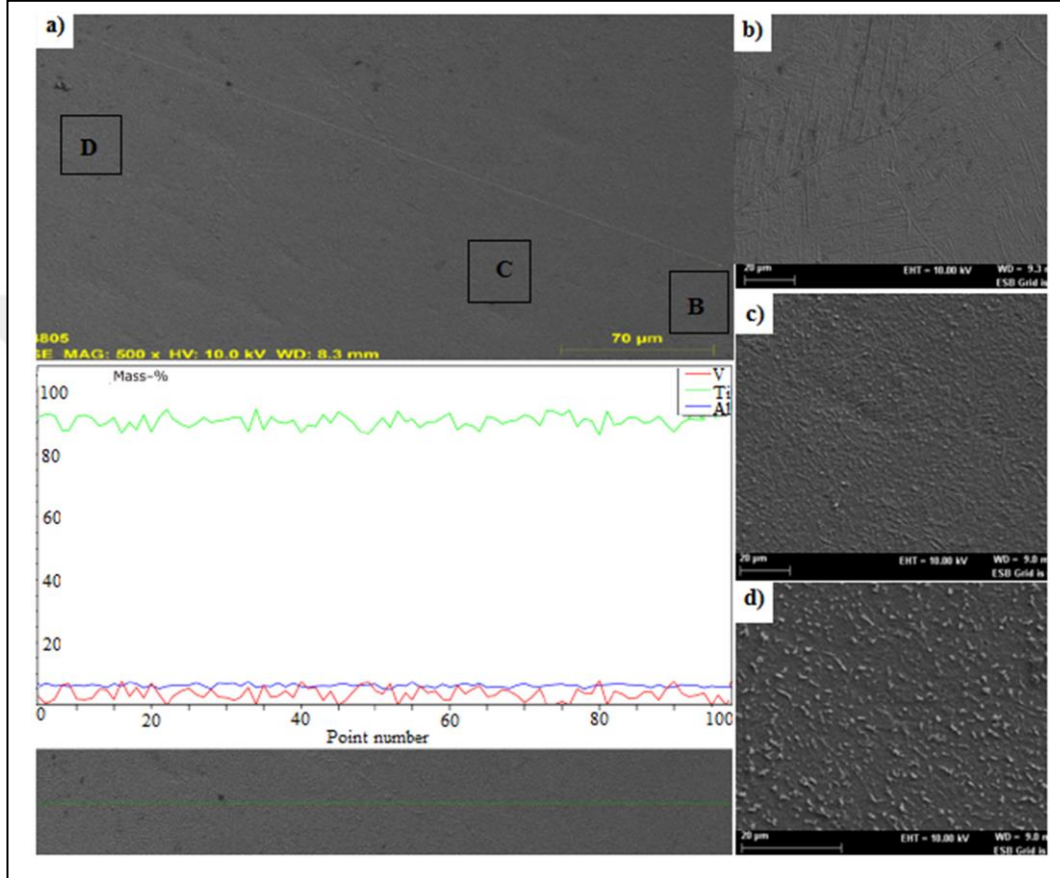
Şekil 6.7 a ve b'de sırasıyla (250 cm/dk kaynak hızı ile birleştirilmiş) lazer kaynaklı B numunesinin kaynak metalinden ve Ti6Al4V ana malzemedan alınan SEM görüntüleri ve bu görüntüler üzerinden alınan EDS analiz sonuçları gösterilmiştir.



Şekil 6.7. Lazer kaynaklı B numunesinin SEM görüntüleri ve EDS analizleri, a)Kaynak metali, b) Ti6Al4V ana malzeme (EDS analizi sonucu 1 ve 2 numaralı noktaların analizleri).

Şekil 6.7 a'daki lazer kaynaklı numune kaynak metali SEM görüntüsü incelendiğinde kaynak metali yapısının ağırlıklı olarak iğnesel asiküler α' martenzit yapısından meydana geldiği görülmektedir. Şekil 6.7 b'den ise Ti6Al4V ana malzeme mikroyapısının bir koyu renkli α matrisinden ve açık renkli β fazından meydana geldiği görülmektedir. Şekil 6.7 a ve b EDS analiz sonuçlarından ise kaynak metali ve Ti6Al4V ana malzeme yapısındaki elementlerin oranlarında belirgin bir değişim meydana gelmemekle birlikte daha küçük atom çaplı vanadyum miktarı, kaynak metalinde bir miktar daha az tespit edilmiştir. Kaynak metalinde herhangi bir element eksilmesi veya herhangi bir kaynak hatası (boşluk, gözenek, porozite vb.) meydana gelmediği görülmektedir.

Şekil 6.8 a, b, c ve d' de sırasıyla 300 cm/dk kaynak hızı ile birleştirilmiş lazer kaynaklı C numunesi SEM makro görüntüsü üzerinden, kaynak metalinden Ti6Al4V ana malzemeye doğru çizgisel EDS analizi alınarak analiz sonuçları ve kaynak metali, ITAB ve ana malzemeye SEM mikroyapıları gösterilmiştir.



Şekil 6.8. Lazer kaynaklı C numunesinin SEM görüntüleri ve çizgisel EDS analiz sonucu, a) Kaynak metalinden Ti6Al4V ana malzemeye kadar alınan SEM görüntüsü ve çizgisel EDS analiz grafiği, b) Kaynak metali, c) ITAB, d) Ti6Al4V ana malzeme.

Şekil 6.8 a'da lazer kaynaklı C numunesinin makro SEM görüntüsü üzerinden alınan çizgisel EDS analizine göre sırasıyla kaynak metali, ITAB ve Ti6Al4V ana malzeme içeriğinde elementel dağılımlarının homojen bir şekilde devam ettiği ve elementel konsantrasyonda belirgin bir farklılık olmadığı göze çarpmaktadır. Şekil 6.8 b' de kaynak metali mikroyapısının birincil β tanelerinin tane sınırları görülmekte ve tane içlerinde α' martenzit yapıları iğne şeklinde gözlenmektedir. Şekil 6.8 b ve c' den, ITAB' da ana malzemeye göre daha kaba taneli mikroyapının oluşumu göze

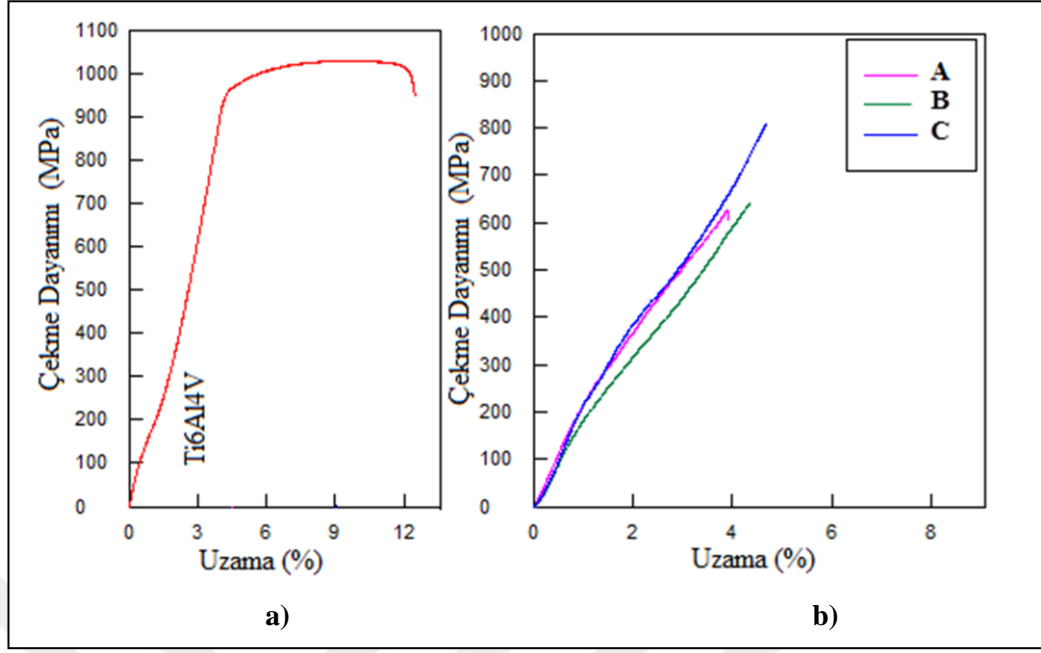
çarpmaktadır. Bu bulgulara dayanarak, kaynak hızının, birleştirmenin kimyasal bileşimi üzerinde herhangi bir etkisinin olmadığı söylenebilir. Daha yüksek kaynak hızlarında, kaynak metalinde daha ince taneli birincil β taneleri içerisinde, daha yüksek oranlarda α' martenzit oluşumu görülmektedir. Düşük kaynak hızı, diğer bir deyişle yüksek ısı girdisi, kaynak metalinde ve ITAB 'da tanelerin kabalaşmasına neden olur. Yapılan çalışmalarda, yüksek lazer gücünde veya yavaş kaynak hızlarında birleştirilen numunelerin kaynak bölgesinde tane irileşmesi meydana gelebileceği rapor edilmektedir. Ayrıca, Ti6Al4V numunelerinin kaynak metalinde, katılma sırasında β tanelerinin ısı akışı yönünde kolonsal bir şekilde büyüdüğü belirtilmiştir [174,175].

6.3. ÇEKME DENEY SONUÇLARI VE İRDELENMESİ

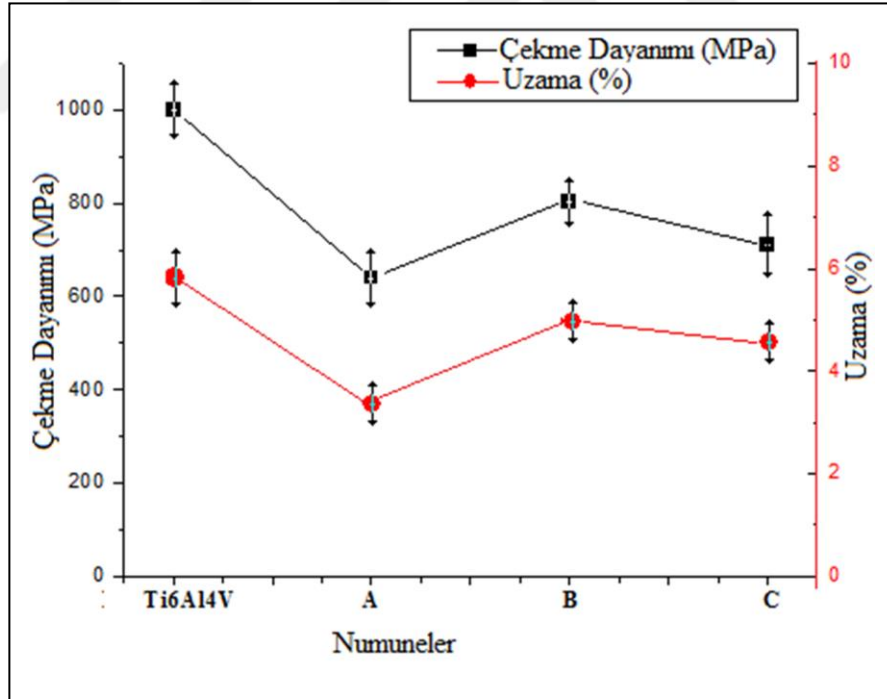
Çekme testi sonucunda, Ti6Al4V ana malzeme en yüksek, en düşük ve ortalama çekme dayanımı, akma dayanımı ve yüzde uzama miktarı ile lazer kaynaklı Ti6Al4V (A, B ve C) numunelerinin en yüksek, en düşük ve ortalama çekme dayanımları ve uzama miktarları, Çizelge 6.1'de verilmiş ve ortalama çekme-uzama eğrileri ve çekme grafikleri de Şekil 6.9 ve Şekil 6.10' da gösterilmiştir.

Çizelge 6.1. Ti6Al4V ana malzeme ve lazer kaynaklı Ti6Al4V (A, B ve C) numunelerinin çekme deney sonuçları.

Deney numunesi	Kaynak hızı (cm/dak)	Max. Çekme dayanımı (MPa)	Min. Çekme dayanımı (MPa)	Ort. Çekme dayanımı (MPa)	Ort. Akma dayanımı (MPa)	Ort. Uzama (%)
Ti6Al4V	-	1010	990	1000	880	6
A	200	643	639	640	-	3
B	250	818	800	809	-	5
C	300	721	699	710	-	4,5



Şekil 6.9. Deney numunelerinin çekme dayanımı-yüzde uzama eğrileri, a) Ti6Al4V ana malzeme, b) Lazer kaynaklı A, B ve C numuneleri.



Şekil 6.10. Ti6Al4V ana malzeme ve lazer kaynaklı Ti6Al4V (A,B ve C) numunelerinin çekme dayanımı ve yüzde uzama grafikleri.

Çizelge 6.1, Şekil 6.9 ve Şekil 6.10' dan görüldüğü gibi, Ti6Al4V ana malzeme çekme dayanımı 1000 MPa, akma dayanımı 880 MPa ve yüzde uzama miktarı ise %

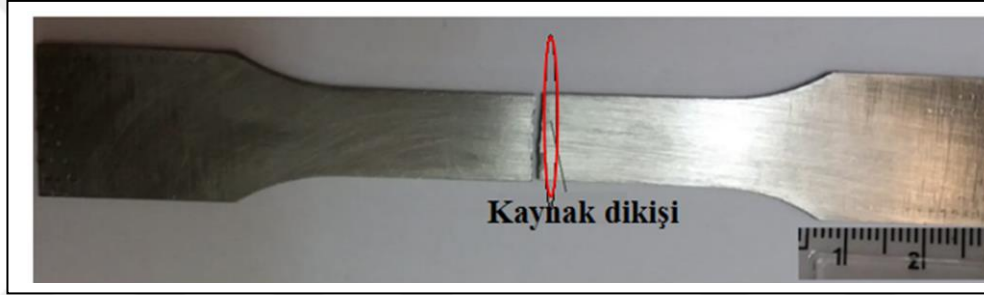
6 olarak belirlenmiştir. Şekil 6.9 b' deki lazer kaynaklı Ti6Al4V (A, B ve C) numunelerinin ortalama çekme-uzama eğrileri incelendiğinde lazer kaynaklı birleştirilen numunelerin her üçü de akma göstermeksizin gevrek bir şekilde kopmuştur. Tüm lazer kaynaklı birleştirilen numunelerin çekme dayanımları Ti6Al4V ana malzemeye kıyasla daha düşük tespit edilmiştir. Benzer şekilde, tüm lazer kaynaklı birleştirilen numunelerin yüzde uzama miktarları Ti6Al4V ana malzemeye kıyasla daha düşük olduğu belirlenmiştir. Literatür taramalarında rastalanan araştırmacılarda lazer kaynaklı titanyum alaşımlarının çekme dayanımının, titanyum alaşım ana malzemesinden daha düşük olduğunu rapor etmiştir [170]. Kaynak dikişinde oluşan çöküntüler (underfill), kaynak dikişinde oluşan mikroçatlaklar ve mikroyapısal dönüşümler kaynaklı bağlantıların mekanik dayanımını düşüren nedenlerdendir.

En düşük kaynak hızı olan 200 cm/dk ile birleştirilmiş A numunesinde, diğer lazer kaynaklı birleştirilen numunelere kıyasla daha düşük olan 640 MPa çekme dayanımı ve %3' lük uzama meydana gelmiştir. 300 cm/dk kaynak ilerleme hızı ile birleştirilen C numunesinin çekme dayanımı ve yüzde uzaması, sırasıyla 710 MPa ve %4,5 olarak belirlenmiştir. 250 cm/dk kaynak hızı ile birleştirilen B numunesinde ise maksimum çekme dayanımı olan 810MPa ve maksimum yüzde uzama değeri olan % 5' lik uzama elde edilmiştir. Daha yüksek kaynak hızıyla (250 cm/dk ve 300 cm/dk) birleştirilen numuneler veya diğer bir deyişle daha düşük ısı girdisi ile birleştirilen numunelere (düşük kaynak hızında birleştirilenlere) göre daha yüksek çekme dayanımı ve uzama gösterdiği görülmektedir. Daha yüksek kaynak hızı nedeniyle daha dar bir kaynak dikişi oluşumu ve mikroyapının daha ince taneli oluşumu, daha yüksek uzamanın yanı sıra daha yüksek dayanımın nedeni olabileceği düşünülmektedir.

Kaynak hızınının 250 cm/dk' dan, 300 cm/dk' ya yükselmesiyle çekme dayanımı ve uzama miktarı hafif bir azalma göstermektedir. Artan kaynak hızında, daha düşük ısı girdisinde, hızlı soğuma hızınının kaynak metalinin katılaşması sırasında daha yüksek sertliğe sahip iğnesel martenzit fazı hacim artışına bağlı olarak düşük sünekliliğe yol açtığı düşünülmektedir. Genel olarak, tüm lazer kaynaklı Ti6Al4V (A,B ve C)

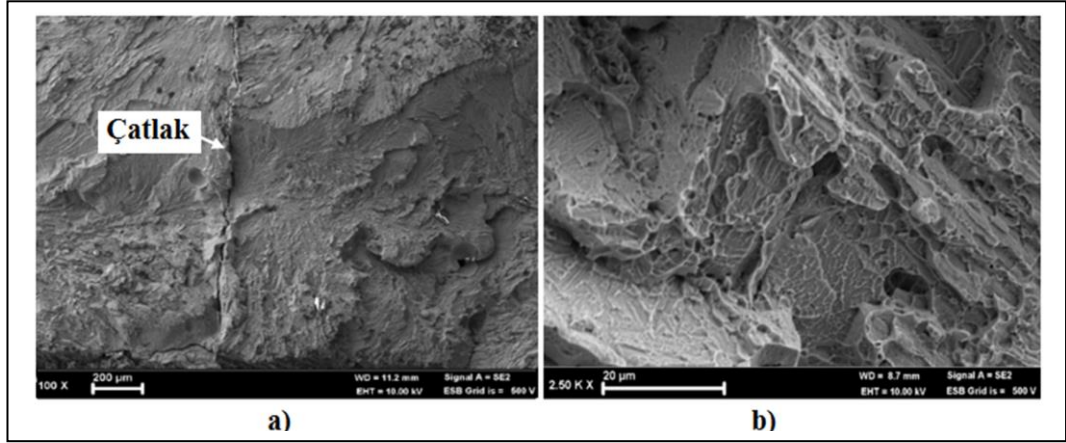
numuneleri çekme testi sonrası Şekil 6.11’de gösterildiği gibi kaynak dikişi bitiminden kopmuştur.

Lazer kaynağının ana metal üzerinde önemli bir etkisi vardır ve genellikle ısıdan etkilenen bölgede ve ergime bölgesinde malzeme mukavemetini azaltır. Benzer şekilde Mehrpouya ve ark. [176], lazer kaynaklı NiTi şekil hafızalı alaşımında kırılmanın kaynak bölgesinde meydana geldiğini belirtirken, ana malzeme dayanımının kaynak metalinden neredeyse iki kat daha fazla olduğunu belirtmiştir. Ayrıca, kaynakların daha yumuşak ITAB nedeniyle daha yüksek lazer gücünde başarısız olduğunu ve düşük lazer gücünde yetersiz bağlamanın bir arayüz hatasına neden olduğunu rapor etmişlerdir.



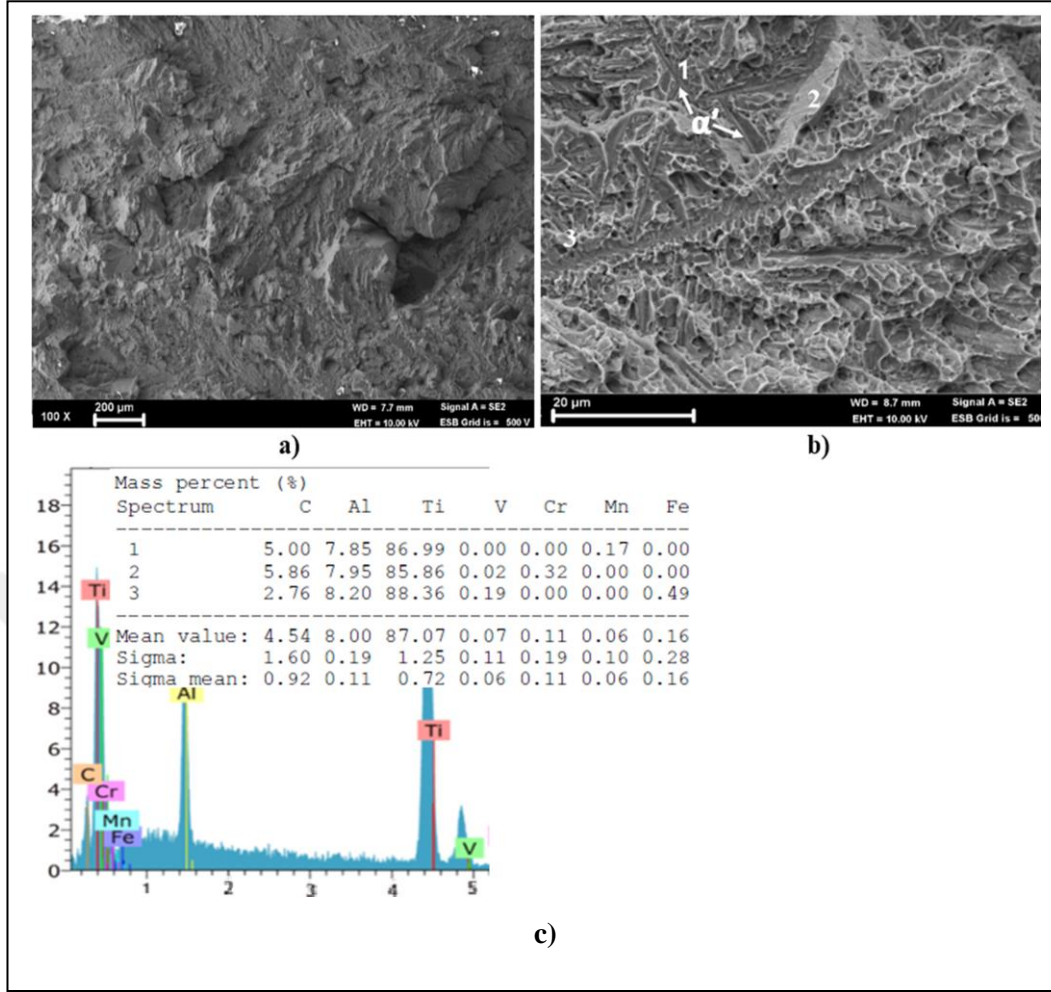
Şekil 6.11. Lazer kaynaklı Ti6Al4V numunelerin çekme deneyi sonrası kırılma görüntüsü.

Şekil 6.11’den görüldüğü gibi çekme testi sonrasında lazer kaynaklı birleştirilen numunelerin kopma bölgesinin kaynak dikişinin hemen bitiminden yani kaynak metali-ITAB arayüzünden meydana geldiği görülmüştür. Çekme testi sonrası lazer kaynaklı birleştirilen deney numunelerinin kırılma yüzeyleri SEM ile incelenmiştir. Lazer kaynaklı Ti6Al4V (A, B ve C) numunelerinin kırık yüzey görüntüleri, sırasıyla Şekil 6.12, Şekil 6.13 ve Şekil 6.14’ de gösterilmiştir. İlaveten, birleştirmelerin kırık yüzey SEM görüntüleri üzerinden EDS analizleri de alınarak sonuçlar incelenmiştir.



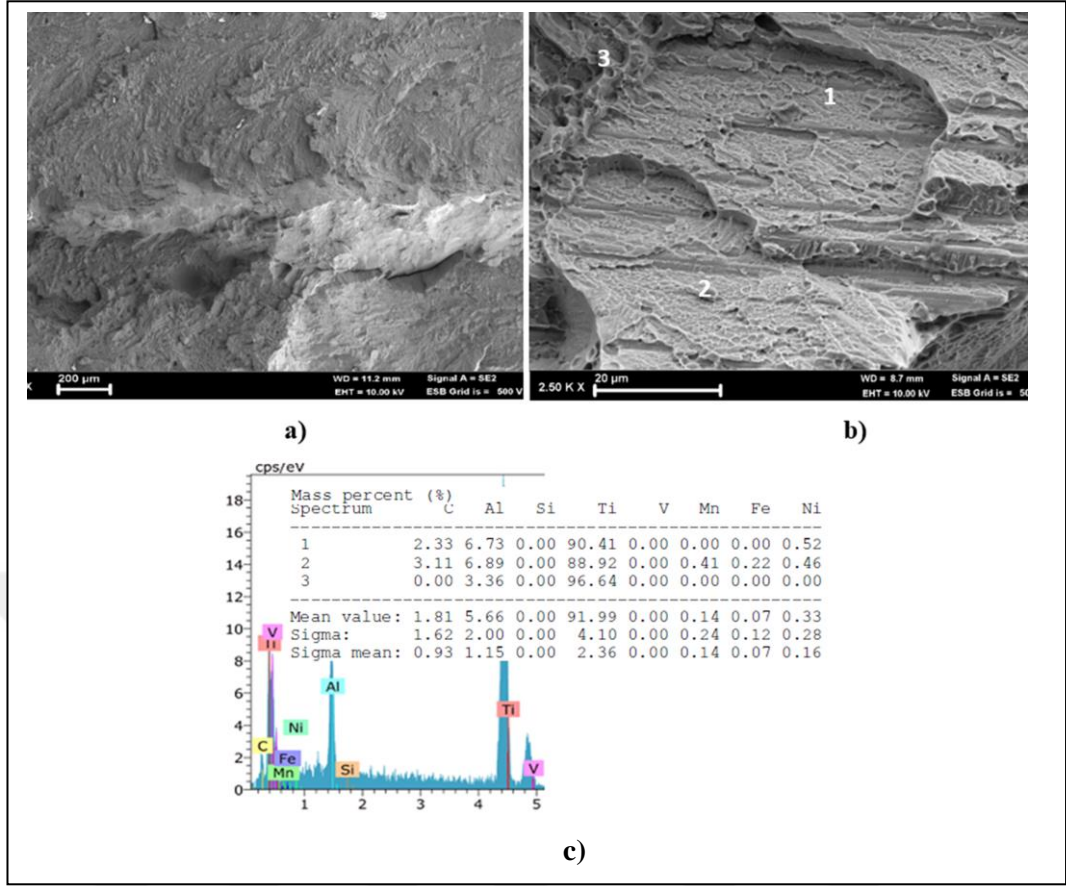
Şekil 6.12. Lazer kaynaklı A Numunesinin kırık yüzey SEM görüntüleri, a) Düşük büyütme, b) Yüksek büyütme.

Şekil 6.12'den görüldüğü gibi lazer kaynaklı A numunesi kırık yüzey SEM görüntüsünde yüzeyde düzlemsel mikro çatlak oluşumu gözlenmiştir. Bu mikro çatlaklar deney numunelerinin gevrek kırılma biçiminde kırıldığını göstermektedir. Özellikle Ti6Al4V alaşım malzeme gibi alfa-beta titanyum alaşımlarının lazer kaynaklarında hızlı bir katılaşma meydana gelmesi, kaynak metalinde ve ITAB 'da çatlak riskini artırabilir. Çatlaklar esas olarak yüksek gerilmeye maruz kalan kesme düzlemlerinde meydana gelir. Çatlakların hemen önünde büyük miktarda türemesi meydana gelir [177]. Çatlak oluşumunun kaynak mukavemetini düşürmesi beklenir. Kırılma yüzeyleri düşük büyütme SEM resimlerinden görüldüğü gibi, çekme testi sonrası numunede herhangi bir kesit daralması meydana gelmemesi ve yüksek büyütmedeki klivaj düzlemsel yapılar kırılmanın gevrek bir biçimde meydana geldiğini göstermektedir.



Şekil 6.13. Lazer kaynaklı B numunesinin kırık yüzey SEM görüntüleri, a) Düşük büyütme, b) Yüksek büyütme, c) 1, 2 ve 3 noktalarından alınan EDS analizi.

Şekil 6.13 a ve b' den görüldüğü gibi lazer kaynaklı B numunesi kırık yüzey SEM görüntüsünde yüzeyde klivaj düzlemsel yapıda olması gevrek kırılma biçimine işaret etmektedir. Ayrıca Şekil 6.13 b' de gösterilen kırık yüzey morfolojisinde α' martenzit faz oluşumları gözlenmiştir. Sert yapıda olan bu martenzit yapının da gevrek kırılmada etkin rol oynadığı düşünülmektedir. Şekil 6.13 c' deki EDS analiz sonuçları değerlendirildiğinde, lazer kaynaklı birleştirilen B numunesinin kaynak metalinde belirgin bir ana element kaybının olmadığı görülmektedir. Ayrıca kaynak metal yapısında herhangi bir çökelti, inklüzyon vs. oluşumu meydana gelmediği de görülmektedir.

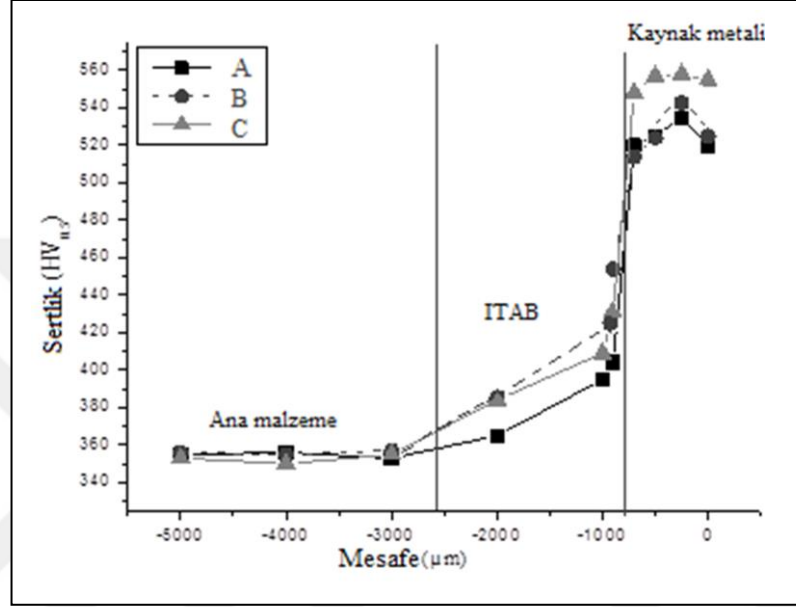


Şekil 6.14. Lazer kaynaklı C numunesinin kırık yüzey SEM görüntüleri, a) Düşük büyütme, b) Yüksek büyütme, c) 1, 2 ve 3 noktalarından alınan EDS analizi.

Şekil 6.14 a ve b' den görüldüğü gibi, en yüksek kaynak hızı olan 300 cm/dk kaynak hızında birleştirilmiş C numunesinde artan kaynak ilerleme hızına bağlı daha hızlı soğuma rejiminden dolayı kırılma yüzeyinin daha düzlemsel olduğu görülmüştür. Kesit daralmasının meydana gelmemesi kopmanın gevrek kırılma modeli ile oluştuğuna işaret etmektedir. Kaynak metalinin sertliğinin, daha düşük hızlarda birleştirilen lazer kaynaklı numune sertliklerinden azda olsa daha yüksek bulunması bu sonucu desteklemektedir. Kaynak metalinin kırılma yüzeyleri üzerinde yapılan EDS analizi, belirgin bir ana element kaybının oluşmamasıyla birlikte V elementi varlığı EDS grafiğinde pik vermesine rağmen net bir şekilde ölçülemediği görülmüştür.

6.4. SERTLİK ÖLÇÜM SONUÇLARI VE İRDELENMESİ

Farklı kaynak ilerleme hızlarında birleştirilen lazer kaynaklı Ti6Al4V (A, B ve C) numunelerinden alınan sırasıyla ana malzeme, ITAB ve kaynak metali sertlik ölçüm sonucu grafiksel olarak Şekil 6.15’de gösterilmiştir.



Şekil 6.15. Lazer kaynaklı Ti6Al4V (A, B ve C) numunelerinin sertlik grafikleri.

Şekil 6.15’ de görüldüğü gibi, Ti6Al4V ana malzeme sertliği ise ortalama 355 HV_{0.5} olarak belirlenmiştir. Yüksek ısı girdisiyle diğer bir ifadeyle, düşük kaynak ilerleme hızıyla (200 cm/dk) birleştirilen A numunesinin kaynak metali sertliği ortalama 522 HV_{0.5} olarak bulunmuştur. Sırasıyla daha yüksek kaynak hızları olan 250 cm/dk ve 300 cm/dk hızlarda birleştirilen B ve C numunelerinin ortalama kaynak metali sertlikleri ise 525 HV_{0.5} ve 557 HV_{0.5} olarak belirlenmiştir. Kaynak termal çevrimine bağlı olarak ilave metal kullanmadan gerçekleştirilen birleştirmelerde yapısal dönüşüm ürünü olan martenzit yapısından dolayı kaynak metali sertliğinin birbirine yakın olması gayet doğal bir sonuçtur. Kaynak metali kimyasal bileşime ve soğuma rejimine bağlı olarak asiküler α' martenzit yapısında olduğu için, bağlantıda en yüksek sertliğin kaynak metalinde olduğu rapor edilmiştir [170-171]. Birleştirmelerin sertliği ana malzemedен ITAB ve kaynak metaline doğru gidildikçe artış göstermektedir. Ancak en düşük kaynak ilerleme hızı olan 200 cm/dk hızda

birleştirilen numuneye kıyasla, daha yüksek ilerleme hızıyla birleştirilen numunelerin ITAB sertliği yaklaşık 50 HV_{0,5} kadar belirgin bir şekilde daha yüksek bulunmuştur. Bu sertlik artışında ITAB'nin daha ince taneli olmasının etkili olduğuna inanılmaktadır. Ana malzeme sertliği ise ortalama 355 HV_{0,5} olarak belirlenmiştir. Martenzit hacim oranı kaynak metalinden ana malzemeye doğru gidildikçe azalmakta ve martenzit fazı ITAB ana malzeme ara yüzeyinde kaybolduğu için, ITAB sertliği kaynak metalinden ana malzemeye gidildikçe azalma göstermektedir. Ayrıca ITAB' de tane irileşmesi sertliğin kaynak metaline göre daha düşük bulunmasının ana sorumlusu olduğu düşünülmektedir.

6.5. BİYOAKTİVİTE DENEY SONUÇLARI VE İRDELENMESİ

Çalışmada Ti6Al4V ana malzeme ve lazer kaynaklı birleştirmelerin biyoaktivite deneyleri gerçekleştirilmiştir. *In-vitro* olarak gerçekleştirilen biyoaktivite deneylerine bağlı olarak numunelerdeki ağırlık artışları, SEM, EDS, Elementel haritalama, XRD analiz sonuçları, ağırlık kayıpları ve ağırlık kaybına bağlı biyokorozyon davranışları aşağıda alt başlıklar halinde verilmiştir.

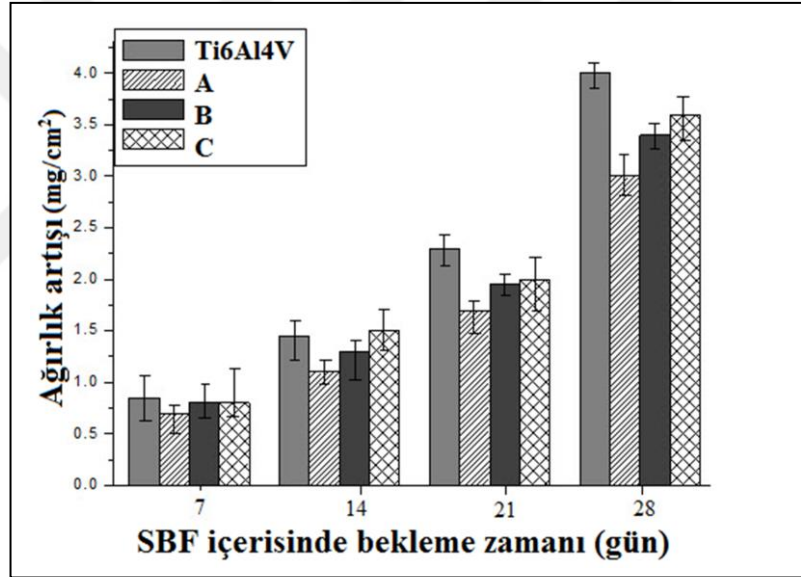
6.5.1. SBF İçerisinde Bekletilen Deney Numunelerinin Ağırlık Ölçüm Sonuçları

Bu çalışmada yapay vücut sıvısı (SBF) olarak Kokubo tarafından geliştirilen solüsyon kullanılmıştır [158,178]. Çözelti hazırlanırken kullanılacak gereçler önceden sterilize edilmiştir. SBF kimyasalları Merk marka olarak kullanılmış olup, çözeltiliye belirli bir sıraya göre eklenmiştir. Çözelti pH değeri insan kanı plazmasına yakın olacak şekilde 7.4 olarak pH metre ile ayarlanmıştır.

Ti6Al4V ana malzeme ve lazer kaynaklı Ti6Al4V (A, B ve C) numuneleri, 37°C'de, 1 gün, 7 gün, 14 gün, 21 ve 28 gün SBF içerisinde etüv fırında bekletilmiştir. Sıvıda bekletilen numunelerin 37°C'de, 2 günde bir vücut sıvıları değiştirilerek iyon konsantrasyonunun orjinalliği sağlanmıştır. Ti6Al4V ana malzeme ve lazer kaynaklı Ti6Al4V (A, B ve C) numunelerinin, SBF içerisinde 1 gün, 7 gün, 14 gün, 21 ve 28 gün bekletilmelerine bağlı olarak ağırlık artışı değişimleri belirlenmiştir. Her bekletme periyodu sonrası SBF içerisinden çıkarılan numuneler saf su ile

yıkandıktan sonra kurutulularak ağırlık değişimleri hassas terazi yardımı ile tartılarak değerlendirilmiştir.

SBF içerisinde bekleme süresine bağlı olarak numune yüzeyindeki hidroksiapatit ağırlık değişimi Şekil 6.16'da gösterilmiştir. SBF içerisinde bekletildikten sonra numune yüzeylerinin apatitle kaplanmasından sonraki ağırlık artışı değişim değerleri, $\text{Ağırlık artışı} = (\text{SBF içerisinde bekletildikten sonraki ağırlık} - \text{SBF bekletme öncesi ağırlık}) / \text{Numunenin yüzey alanı}$ denklemi kullanılarak hesaplama yapılmıştır. Her bir deney parametresi için 3'er adet numune kullanılarak, numunelerin ortalama ağırlık değişimi hesaplanmış, minimum ve maksimum ağırlık değişimleri ortalama veriler üzerinde gösterilmiştir.



Şekil 6.16. Ti6Al4V ana malzeme ve lazer kaynaklı Ti6Al4V (A, B ve C) numunelerinin ağırlık değişimi ölçüm sonucu.

Şekil 6.16 'dan görüldüğü gibi, Ti6Al4V ana malzeme ve lazer kaynaklı Ti6Al4V (A, B ve C) numunelerinin, SBF (vücut sıvısı) içerisinde bekleme sürelerine göre yüzeylerinde biriken hidroksiapatit katmanının arttığı net olarak görülmektedir. Sonuçlar, Ti6Al4V ana malzeme ağırlık artışının dolayısıyla hidroksiapatit katmanının kalınlığının lazer kaynaklı Ti6Al4V (A, B ve C) numunelerinden daha fazla olduğu yönündedir. Ti6Al4V alaşım malzemenin kaynak termal çevriminden etkilenerek vücut sıvısı içerisinde daha az hidroksiapatit minerali birikimine neden olduğu düşünülmektedir. Benzer şekilde, Köse ve Kaçar [160] kaynak termal

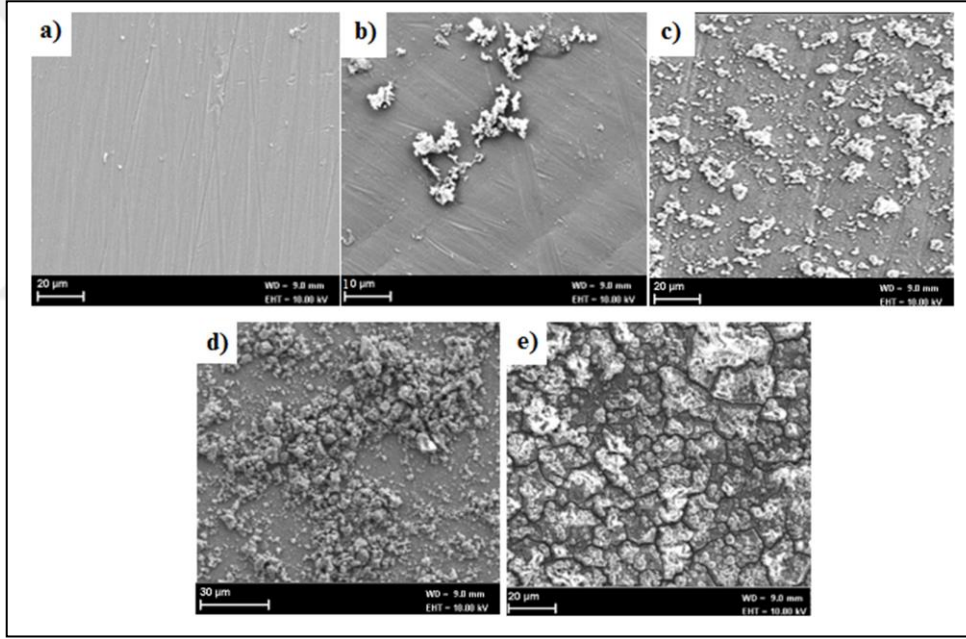
döngüsünün, lazer ışını kaynaklı AISI 316 birleştirmelerinin biyoaktivite özelliklerini olumsuz yönde etkilediğini bildirmiştir.

Şekil 6.16' daki lazer kaynaklı Ti6Al4V (A, B ve C) numunelerindeki hidroksiapatit ağırlık değişimleri incelendiğinde, lazer kaynaklı birleştirmelerden en yüksek kaynak ilerleme hızında (300 cm/dk) birleştirilen C numunesinde elde edilmiştir. Aynı zaman süresi boyunca SBF içerisinde tutulmalarına rağmen diğer kaynaklı birleştirmelere göre daha fazla ağırlık artışının, dolayısıyla daha fazla hidroksiapatit çekirdeklenmesinin ve gelişiminin meydana geldiği görülmüştür. Lazer kaynaklı Ti6Al4V (A,B ve C) numunelerin yapay vücut sıvısı içerisinde ilk 7 gün tutulmaları sonucu bu ağırlık artışı değeri, hemen hemen tüm numuneler için belirgin bir fark göstermemiştir. Lazer kaynaklı birleştirilen B ve C numuneleri için ağırlık artışı eşit değerlerde tespit edilmiştir. SBF içerisinde bekleme süresinin artmasıyla ve özellikle tüm yüzeyin tamamen kaplandığı 28. gün sonunda bu fark belirgin bir şekilde görülmekte ve kaynak ilerleme hızının artışına bağlı olarak hidroksiapatit miktarının arttığı görülmektedir.

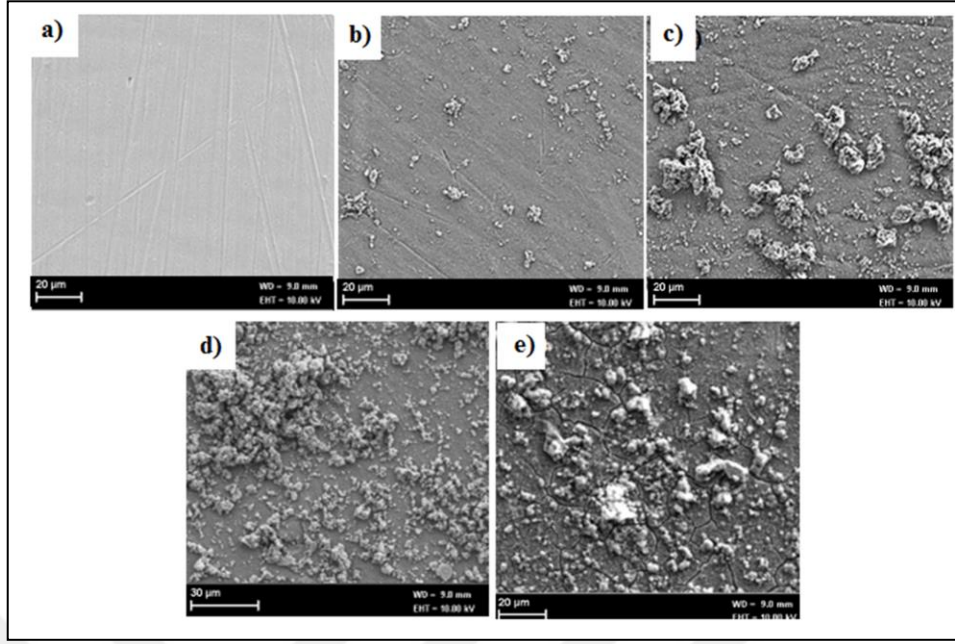
Ti6Al4V ana malzeme ile mukayese edildiğinde tüm lazer kaynaklı birleştirilen numunelerin yüzeylerindeki hidroksiapatit birikiminin daha düşük bulunması, kaynak dikişinin hidroksiapatitlerin çekirdeklenmesini ve birikimini zorlaştırdığı anlamına gelmektedir. Lazer kaynak hızı yukarıdaki makro ve mikroyapı inceleme bölümlerinde de belirtildiği gibi kaynak metali mikroyapısını, tane boyutunu değiştirmekte ve kaynak dikişi genişliğini etkilemektedir. Artan kaynak ilerleme hızına bağlı olarak kaynak dikişi genişliğinin azalması, bu bölgede çekirdeklenen hidroksiapatit tutunmasındaki negatif etkiyi azalttığı, dolayısı ile kaynak hızı artışına bağlı olarak numune yüzeyindeki hidroksiapatit miktarının arttığı düşünülmektedir. Kaynak metali mikroyapısı dikkate alındığında ise artan kaynak ilerleme hızına bağlı olarak meydana gelen daha ince taneli yapı dolayısıyla, tane sınırlarında meydana gelen yüksek enerji değişiminin daha fazla hidroksiapatit çekirdeklenmesine ve tutunmasına neden olabileceği de düşünülmektedir.

6.5.2. SBF İçerisinde Bekletilen Deney Numunelerinin SEM İncelemesi

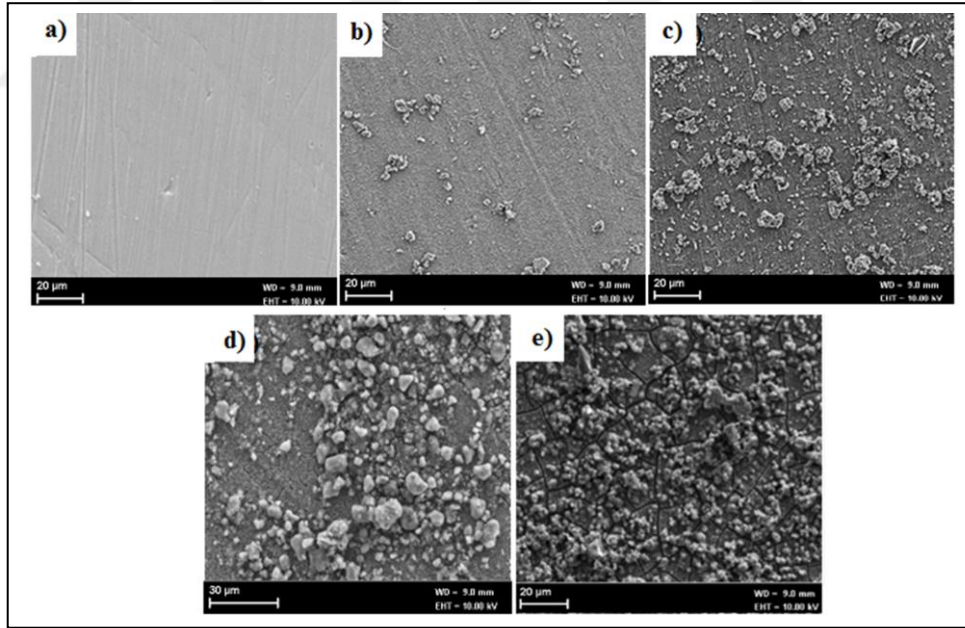
SBF sıvısı içerisinde 1 gün, 7 gün, 14 gün, 21 ve 28 gün bekletme süresine bağlı olarak Ti6Al4V ana malzeme ve lazer kaynaklı Ti6Al4V (A, B ve C) numunelerinin yüzeylerinde biriken hidroksiapatit morfolojisine bekleme süresinin etkisi belirlenmiştir. Bunun için ana malzeme ve lazer kaynaklı Ti6Al4V (A, B ve C) numunelerinin kaynak dikiş yüzeyleri SEM aracılığıyla incelenmiştir. SBF içerisinde bekleme süresine bağlı olarak Ti6Al4V ana malzeme ve lazer kaynaklı Ti6Al4V (A, B ve C) numunelerinin kaynak metal yüzeylerinden 1 gün, 7 gün , 14 gün , 21 ve 28 gün sonunda alınan SEM görüntüleri sırasıyla Şekil 6.17- Şekil 6.20'de gösterilmiştir.



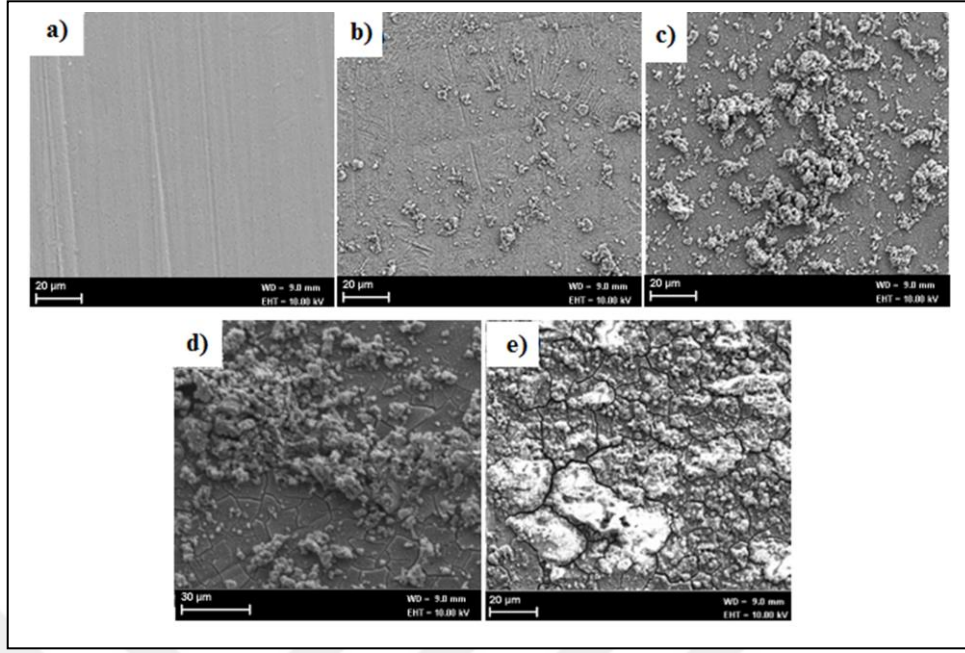
Şekil 6.17. SBF içerisinde bekletilen Ti6Al4V ana malzeme SEM görüntüleri a) 1 gün, b) 7 gün, c) 14 gün, d) 21 gün, e) 28 gün.



Şekil 6.18. SBF içerisinde bekletilen Ti6Al4V 200 cm/dk. lazer kaynak hızlı A numunesinin SEM görüntüleri a) 1 gün, b) 7 gün, c) 14 gün, d) 21 gün, e) 28 gün.



Şekil 6.19. SBF içerisinde bekletilen Ti6Al4V 250 cm/dk. lazer kaynak hızlı B numunesinin SEM görüntüleri a) 1 gün, b) 7 gün, c) 14 gün, d) 21 gün, e) 28 gün.



Şekil 6.20. SBF içerisinde bekletilen Ti6Al4V 300 cm/dk. lazer kaynak hızlı C numunesinin SEM görüntüleri a) 1 gün, b) 7 gün, c) 14 gün, d) 21 gün, e) 28 gün.

Şekil 6.17-Şekil 6.20 a'daki SEM görüntüleri incelendiğinde; Ti6Al4V ana malzeme ve lazer kaynaklı Ti6Al4V (A, B ve C) numuneleri için de 1. gün SBF içerisinde bekletilme sonucunda yüzeyde herhangi bir hidroksiapatit oluşumuna rastlanılmamakta bu sürenin, hidroksiapatit tutunması ve çekirdeklenmesi için yeterli gelmediği görülmektedir. Şekil 6.17-Şekil 6.20 b'deki SBF içerisinde 7. gün sonunda yüzeyde üzüm tanecikleri şeklinde hidroksiapatit (Hydroxyapatite- $\text{Ca}_{10}(\text{PO}_4)_6(\text{OH})_2$) çekirdeklenmeleri görülmektedir. Şekil 6.17-Şekil 6.20 c, d ve e'den görüldüğü gibi SBF içerisinde artan bekleme süresine bağlı olarak yüzeydeki hidroksiapatit birikimleri de artış göstermektedir. Bu durum aynı zamanda hidroksiapatit tabakasının kalınlık artışının da bir göstergesi olarak söylenebilir. 28. gün sonunda yüzeylerin tamamen hidroksiapatit tabakası ile kaplandığı görülmektedir.

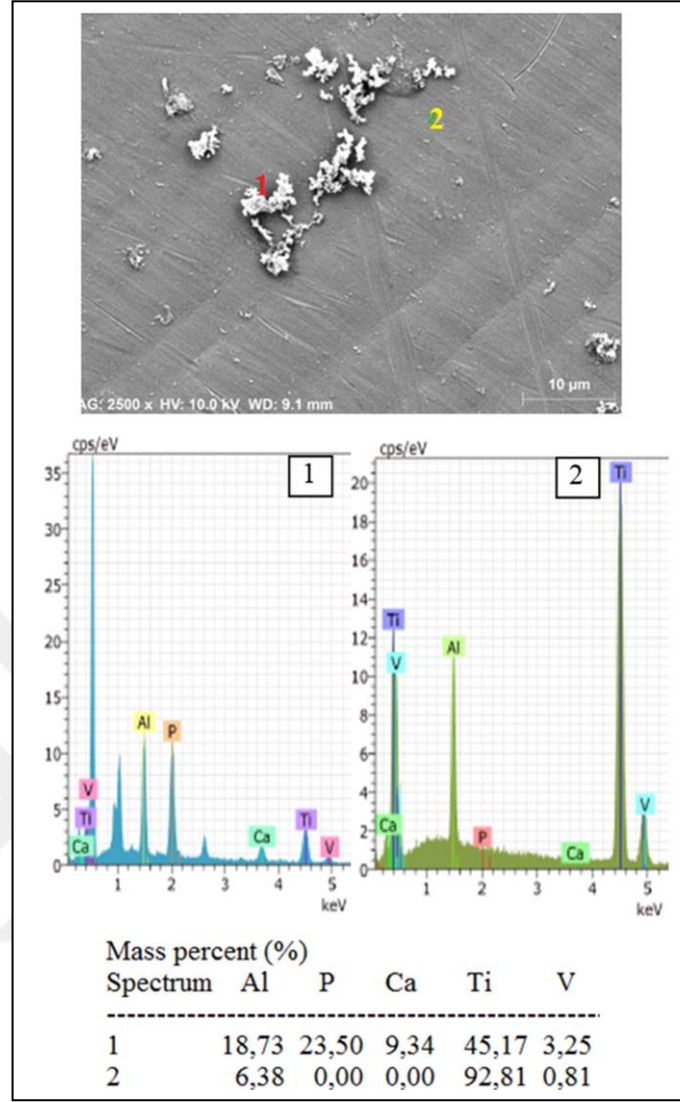
Lazer kaynaklı Ti6Al4V (A, B ve C) numunelerinin, farklı kaynak hızlarına bağlı farklı ısı girdisi ile birleştirilmeleri sebebiyle kaynak dikişi ve ITAB morfolojileri ve genişlikleri farklılık göstermektedir. Şekil 6.18-Şekil 6.20'deki SEM görüntülerinden görüldüğü gibi, bu durum lazer kaynaklı birleştirmelerin yüzeylerinde 1-28. gün arası meydana gelen hidroksiapatit tabakasında da farklılıklar oluşturmaktadır. Şekil

6.20e'den görüldüğü gibi lazer kaynaklı birleştirmeler içerisinde en fazla hidroksiapatit çekirdeklenmesinin C numunesinde meydana geldiği görülmektedir. Diğer yandan, Ti6Al4V ana malzeme ile mukayese edildiğinde, tüm lazer kaynaklı birleştirilen numunelerin kaynak dikiş yüzeylerinde meydana gelen hidroksiapatit çekirdeklenmesinin, Ti6Al4V ana malzeme üzerindekiinden daha az olduğu görülmektedir.

Yüzeyde oluşan hidroksiapatitlerin homojen bir dağılım sergilemediği ve irili ufaklı üzüm salkımı şeklinde, nano-gözenekli apatit formunda meydana geldiği, yer yer mikro çatlakların oluştuğu görülmektedir. Hidroksiapatitin ana elementlerini Ca ve P oluşturmaktadır. Benzer şekilde, titanyum implantlar üzerindeki Ca-P kaplamanın bekleme süresine bağlı olarak kalınlığının arttığı ve bazı çatlaklar sergilediği rapor edilmiştir [179-181]. Ti6Al4V ana malzeme ile SBF x 1,5 yoğunluktaki yapay vücut sıvısı içerisinde yapılan deneylerde ilk olarak yüzeyde heterojen bir Ca-P çekirdeklenmesi meydana geldiği belirtilmiştir. Bu durumu Ca-P çekirdeklenmeleri üzerinden ikincil bir Ca-P çekirdeklenmesi takip ettiğinin ve çekirdeklerin büyümesi şeklinde tüm yüzeyin kaplanmasının gerçekleştiği rapor edilmektedir [182-184].

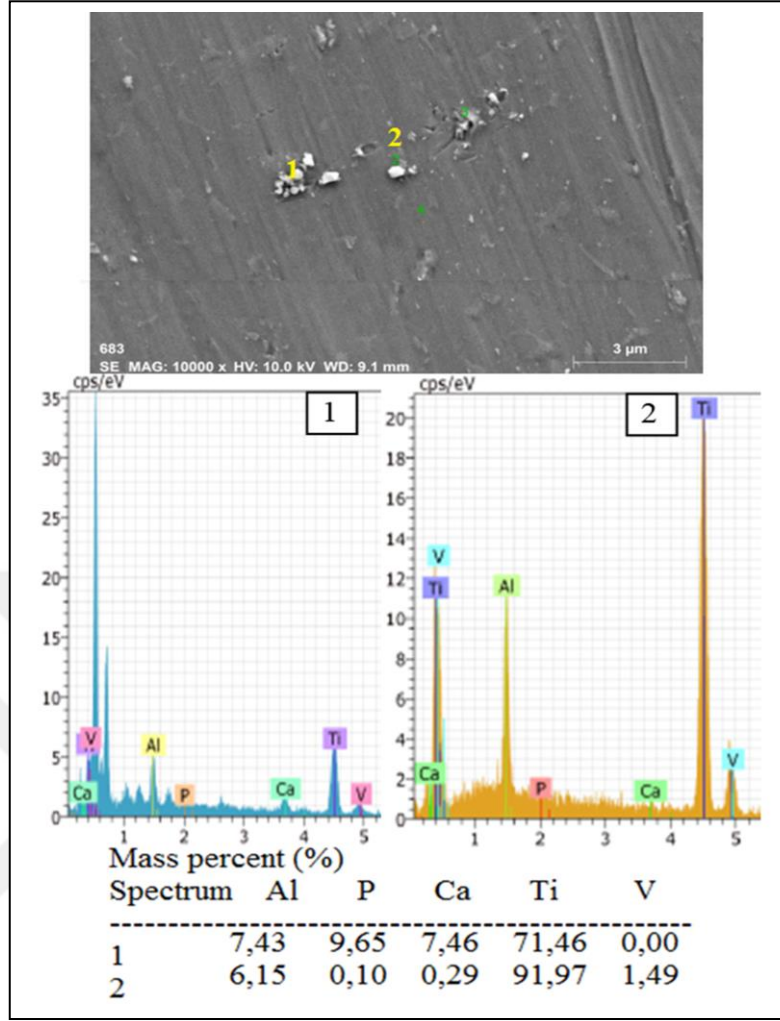
6.5.3. SBF İçerisinde Bekletilen Deney Numunelerinin EDS ve Mapping (Elementel Haritalama) İncelenmeleri

SBF içerisinde bekleme süresine bağlı olarak Ti6Al4V ana malzeme yüzeyinden ve lazer kaynaklı B numunesi kaynak metali yüzeyinden 7. gün sonunda alınan SEM görüntüsü ve EDS analiz sonucu sırasıyla Şekil 6.21- Şekil 6.22'de gösterilmiştir.



Şekil 6.21. SBF içerisinde 7 gün bekletilen Ti6Al4V ana malzemenin SEM görüntüsü ve EDS analizi.

Şekil 6.21 Ti6Al4V ana malzeme yüzeyinden 7. gün sonunda alınan SEM görüntüleri ve EDS analiz sonuçlarına bakıldığında, yüzeyde oluşan üzüm salkımı şeklindeki parlak beyaz yapı üzerinden alınan 1 numaralı EDS analizinde % 23,50 Ca ve % 9,34 P elementleri tespit edilmiştir. Ana malzeme yüzeyinden alınan 2 numaralı EDS analizinde ise bu elementlere rastlanmamakla birlikte, ana malzeme içerisinde bulunan elementler görüntülenmektedir. Ti6Al4V ana malzeme yüzeyinde belirlenen Ca ve P elementleri varlığı yüzeyde hidroksiapatit tabakasının oluşmaya başladığına işaret etmektedir.

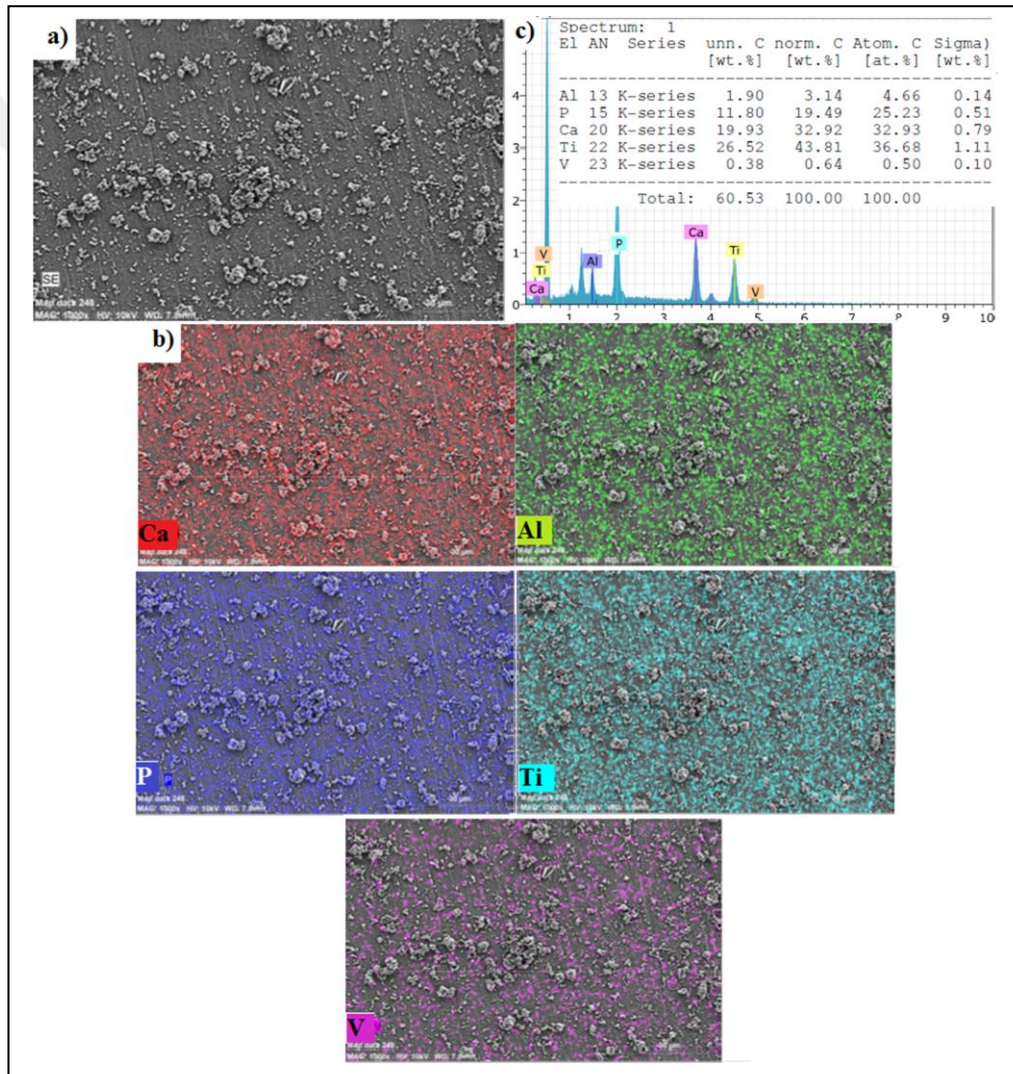


Şekil 6.22. SBF içerisinde 7 gün bekletilen lazer kaynaklı B numunesinin SEM görüntüsü ve EDS analizi.

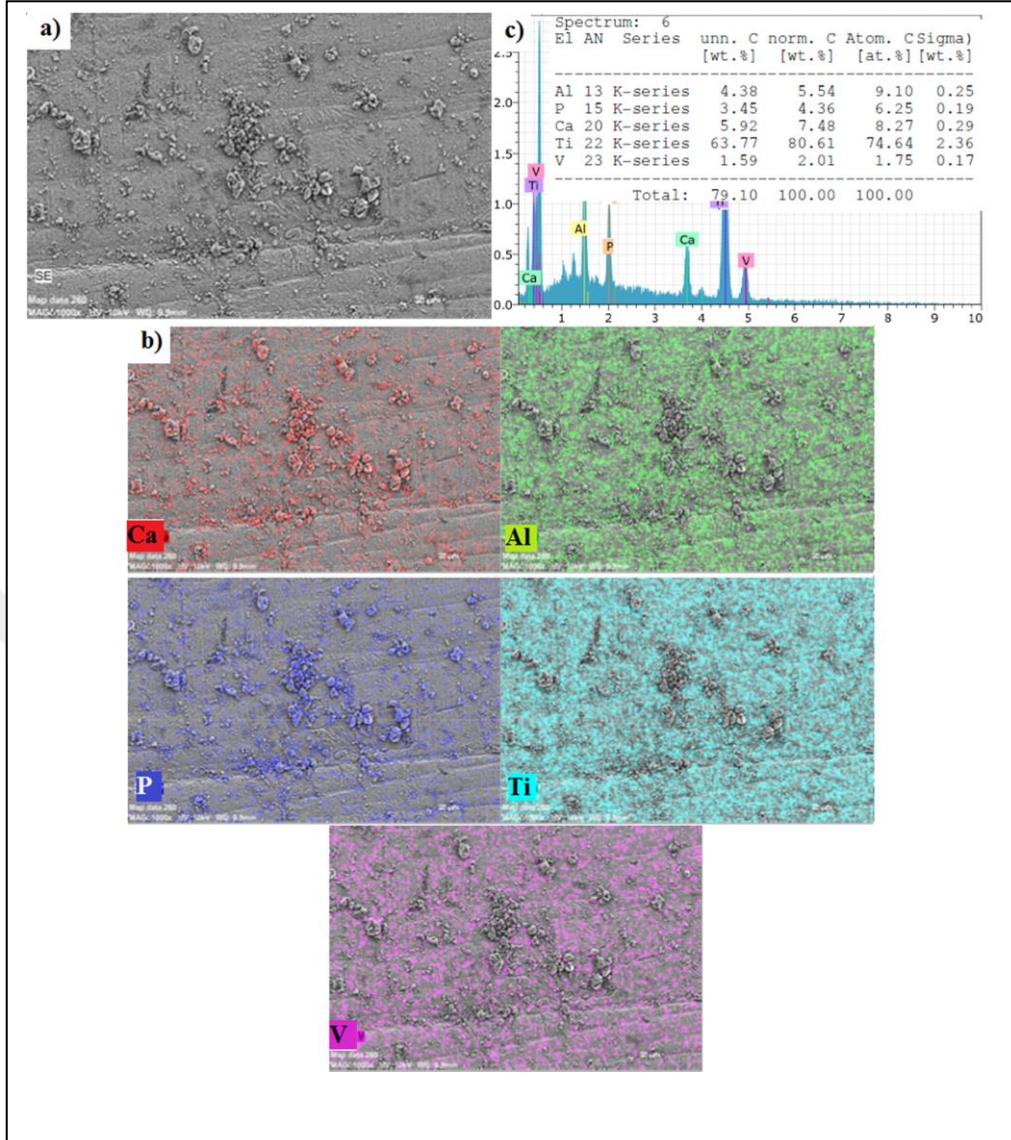
Şekil 6.22 lazer kaynaklı B numunesi kaynak dikişi yüzeyinden 7. gün sonunda alınan SEM görüntüleri ve EDS analiz sonuçlarına bakıldığında, yüzeyde oluşan ufak parlak beyaz yuvarlak yapılar üzerinden alınan 1 numaralı EDS analizinde % 7,46 Ca ve % 9,65 P elementleri tespit edilmiştir. Sırasıyla Şekil 6.21 Ti6Al4V ana malzeme ve Şekil 6.22 lazer kaynaklı B numunesi kaynak metal yüzeylerinden 7. gün sonunda alınan SEM görüntüleri ve EDS analiz sonuçlarında Ca ve P elementlerinin varlığı hidroksiapatit tabakasının oluşmaya başladığına işaret etmektedir. SEM görüntüsünde Ti6Al4V ana malzeme üzerinde oluşmaya başlayan hidroksiapatitlerin daha büyük hacimsel boyutlarda, üzüm salkımı şeklinde ve daha yoğun oluşumu göze çarparken, lazer kaynaklı B numunesinde apatitlerin daha küçük hacimsel boyutlarda ve heterojen bir dağılım sergilediği görülmektedir. EDS analiz

sonuçlarında apatitin kimyasal bileşimini oluşturan Ca ve P miktarları değerlendirildiğinde Ti6Al4V alaşım malzemenin yüzeyinde oluşan apatitin oranlarının daha yüksek olduğu dikkat çekmektedir.

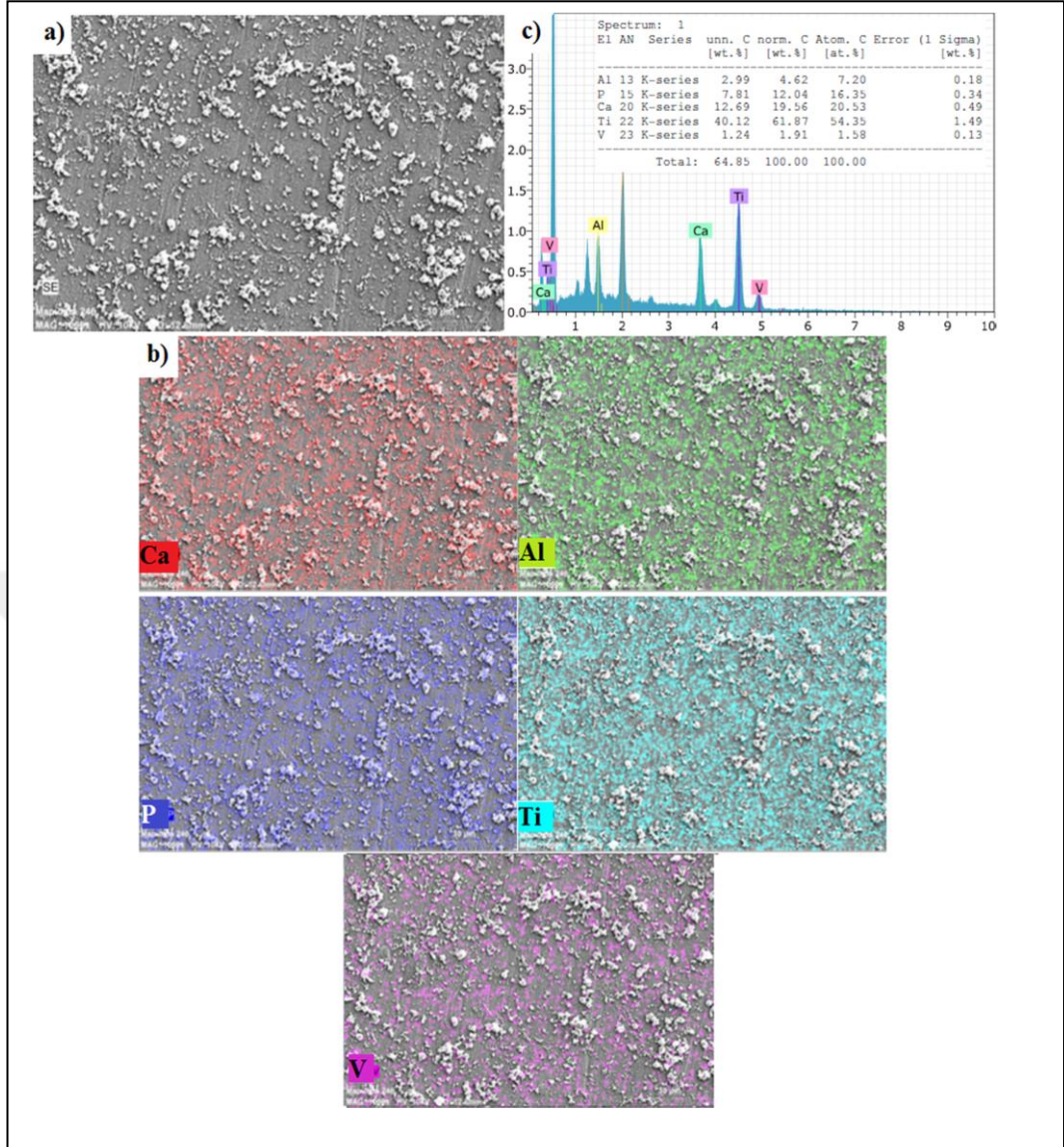
SBF içerisinde bekleme süresine bağlı olarak Ti6Al4V ana malzeme yüzeyinden ve lazer kaynaklı Ti6Al4V (A, B ve C) numunelerinin kaynak metali yüzeylerinden 14. gün sonunda alınan SEM görüntüsü üzerinden EDS analizi ve mapping (elementel haritalama) sonuçları sırasıyla Şekil 6.23- Şekil 6.26'da gösterilmiştir.



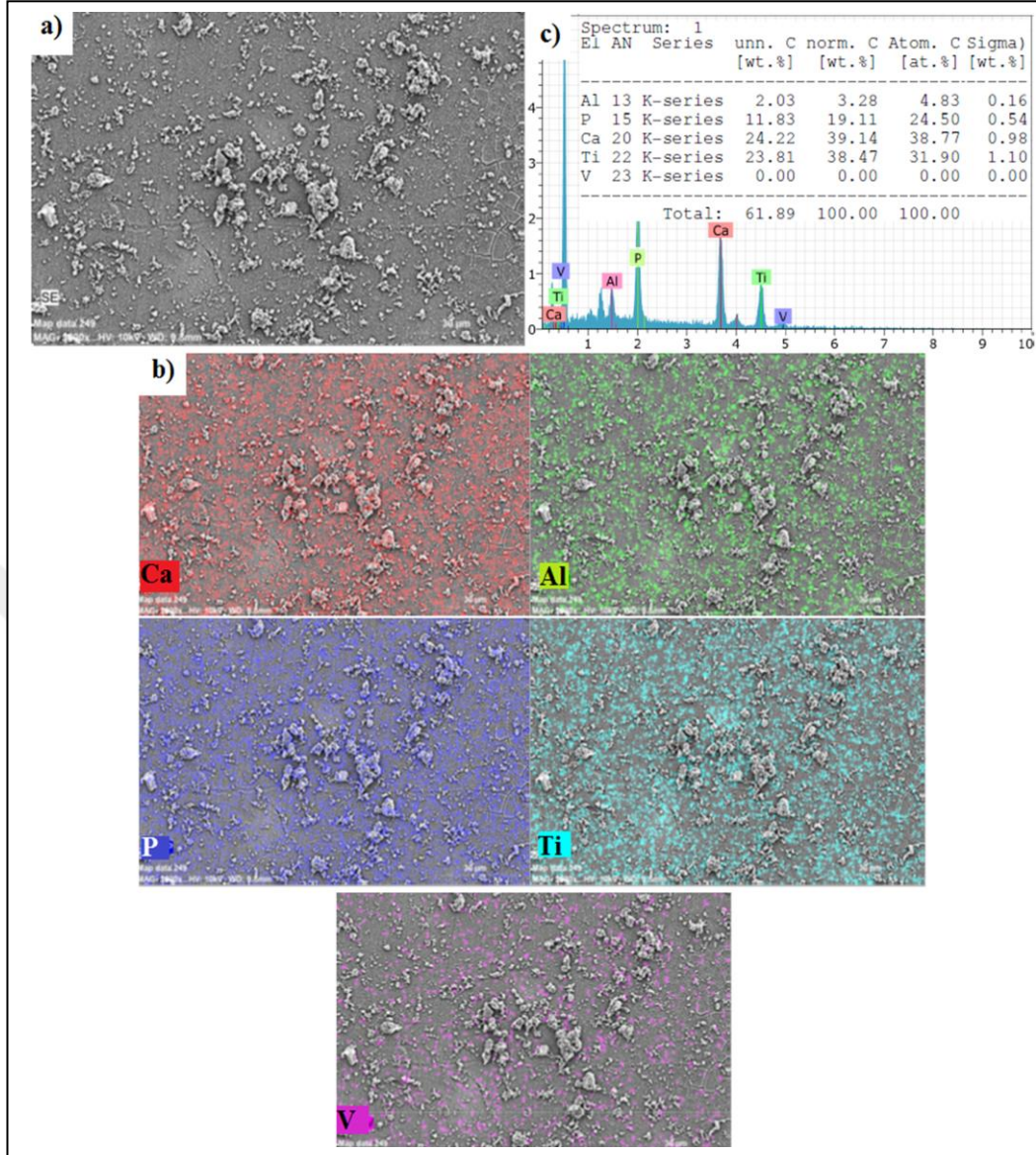
Şekil 6.23. SBF içerisinde 14 gün bekletilen Ti6Al4V ana malzeme, a) SEM görüntüsü, b) Elementel haritalama sonuçları ve c) EDS analizi.



Şekil 6.24. SBF içerisinde 14 gün bekletilen Ti6Al4V 200 cm/dk. lazer kaynak hızlı A numunesinin, a) SEM görüntüsü, b) Elementel haritalama sonuçları ve c) EDS analizi.



Şekil 6.25. SBF içerisinde 14 gün bekletilen Ti6Al4V 250 cm/dk. lazer kaynak hızlı B numunesinin, a) SEM görüntüsü, b) Elementel haritalama sonuçları ve c) EDS analizi.



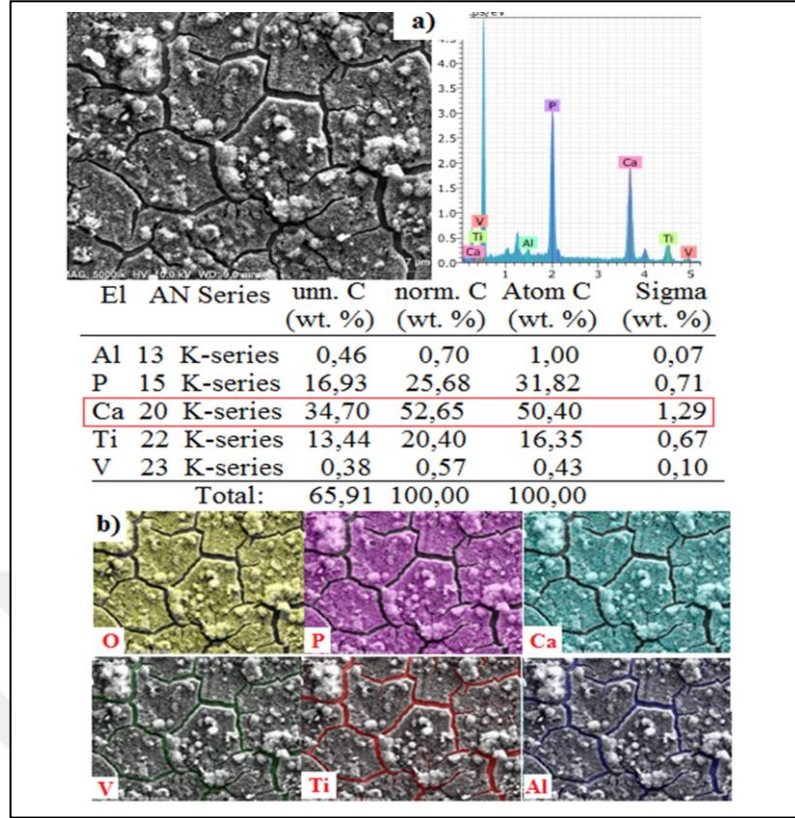
Şekil 6.26. SBF içerisinde 14 gün bekletilen Ti6Al4V 300 cm/dk. lazer kaynak hızlı C numunesinin, a) SEM görüntüsü, b) Elementel haritalama sonuçları ve c) EDS analizi.

Sırasıyla, Şekil 6.23'deki Ti6Al4V ana malzeme ve Şekil 6.24- Şekil 6.27'deki lazer kaynaklı Ti6Al4V (A, B ve C) numunelerinin kaynak metali yüzeylerinden 14. gün sonunda alınan SEM görüntüleri ve elementel haritalama analizleri verilmiştir. Elementel haritalama (mapping) ve EDS analiz sonuçları incelendiğinde; numune yüzeylerinde Ti6Al4V ana bileşiminde bulunan Ti, Al ve V elementleri varlığının yanı sıra Ca ve P elementlerinin varlığı da hidroksiapatit oluşumuna işaret etmektedir. EDS analiz sonuçlarında apatitin kimyasal bileşimini oluşturan Ca ve P miktarları değerlendirildiğinde; SBF içerisinde 14. gün bekletme sonunda yüzeyde bulunan Ca

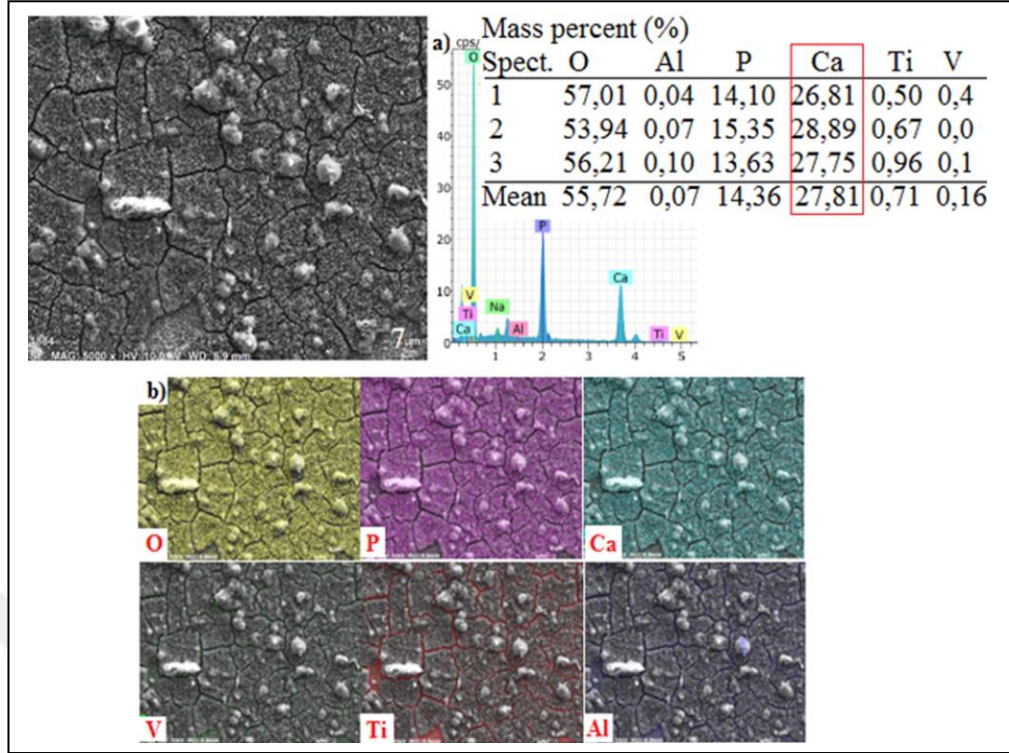
miktarı, Ti6Al4V ana malzemesi için % 32,92 olarak tespit edilmiştir. Ca miktarı lazer kaynaklı Ti6Al4V (A, B ve C) numuneleri için sırasıyla, % 7,48, % 19,56 ve % 39,14 olarak belirlenmiştir. P elementi ise Ti6Al4V ana malzemesi için % 19,49 olarak tespit edilirken lazer kaynaklı A, B ve C numuneleri için sırasıyla % 4,36, % 12,04 ve % 11,83 olarak belirlenmiştir. Sonuçlardan da görüldüğü gibi, yüzeyde oluşan ve hidroksiapatitin ana elementlerinden olan Ca ve P elementlerinin miktarları daha yüksek lazer kaynak hızlarında birleştirilen numunelerde daha fazla miktarlarda tespit edilmiştir. Sonuç olarak, kaynak hızı artışına bağlı olarak, kaynaklı numune yüzeyinde oluşan apatit oranlarının daha yüksek olduğu dikkat çekmektedir.

Benzer şekilde, B. Yılmaz ve ark. [185] çalışmalarında; titanyum alaşımı 1,5×SBF içerisinde 7.gün bekletilmesi sonucu Ca-P kristallerinin çekirdeklenmiş olduğu ve yeni kristallerin bu çekirdekler üzerinde büyümekte olduğunu belirtmişlerdir. Ayrıca, oluşan Ca-P tabakanın morfolojisinde bekleme süresi arttıkça önemli ölçüde bir değişiklik görülmemiştir. Ancak, Ca-P birikimi küçük parçacıklar şeklinde başlamış ve ilerleyen günlerde daha büyük yarım kürecikler halini almıştır. 1,5×SBF’de 14. günde yan yana büyük globüllerin oluşmuş olduğu, bu yapının 21. günde ise daha da büyüdüğü görülmüştür.

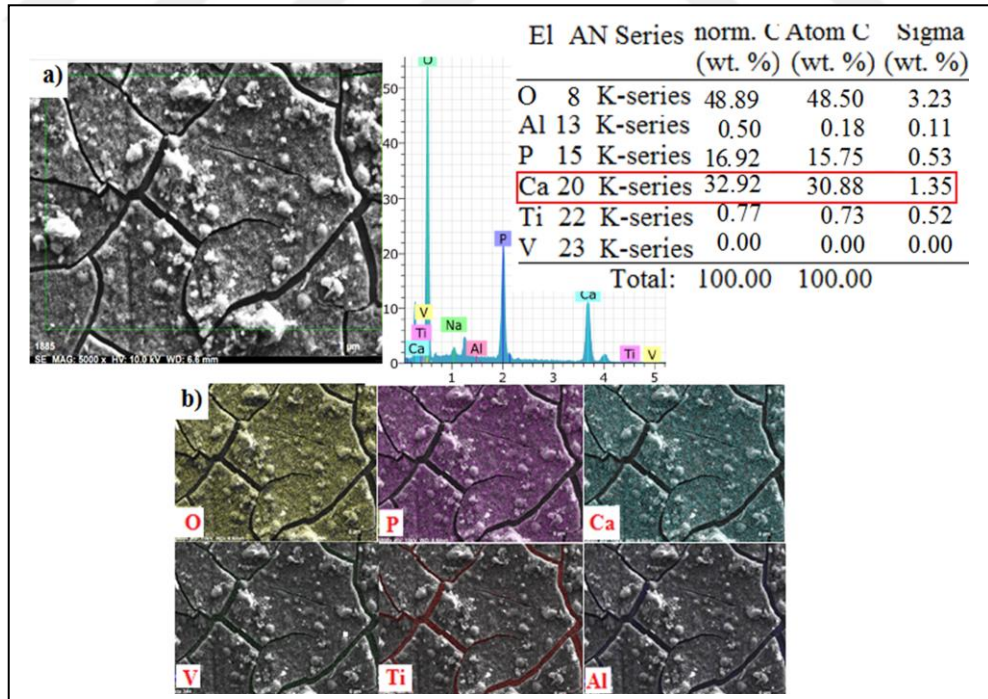
SBF içerisinde bekletilen numune yüzeyleri 28. günün sonunda tamamen hidroksiapatit mineralleriyle kaplanmıştır. 28 gün sonunda Ti6Al4V alaşımı ve lazer kaynaklı birleştirilen numunelerden alınan SEM görüntülerinin yanı sıra elementel haritalama analiz sonuçları sırasıyla Şekil 6.27 – Şekil 6.30’da gösterilmiştir.



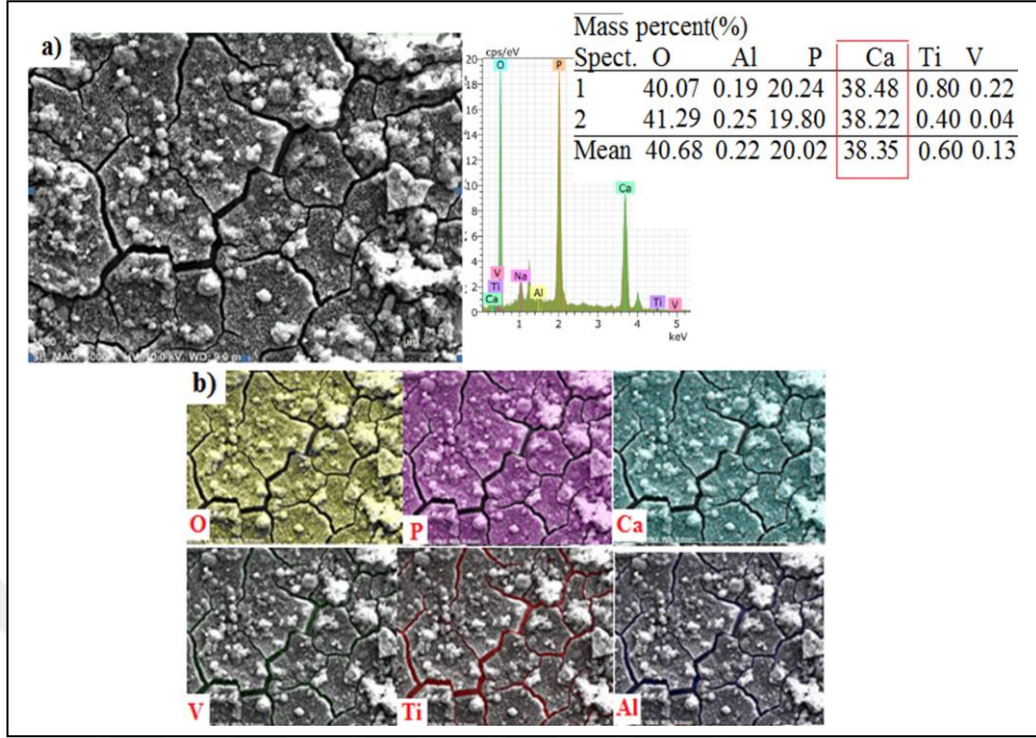
Şekil 6.27. SBF içerisinde 28 gün bekletilen Ti6Al4V ana malzeme, a) SEM görüntüsü üzerinden alınan EDS analizi, b) Elementel haritalama sonuçları.



Şekil 6.28. SBF içerisinde 28 gün bekletilen lazer kaynaklı A numunesi, a) SEM görüntüsü üzerinden alınan EDS analizi, b) Elementel haritalama sonuçları.



Şekil 6.29. SBF içerisinde 28 gün bekletilen lazer kaynaklı B numunesi, a) SEM görüntüsü üzerinden alınan EDS analizi, b) Elementel haritalama sonuçları.



Şekil 6.30. SBF içerisinde 28 gün bekletilen lazer kaynaklı C numunesi, a) SEM görüntüsü üzerinden alınan EDS analizi, b) Elementel haritalama sonuçları.

Şekil 6.27-Şekil 6.30 a'dan EDS analiz sonuçları değerlendirildiğinde; SBF içerisinde 28 gün bekletilen Ti6Al4V alaşımı ve lazer kaynaklı birleştirilen numunelerin kaynak metali yüzeylerinde oluşan hidroksiapatit kaplaması üzerinden yapılan analiz sonucu, artan bekletme süresine bağlı Ca ve P miktarlarında artış yönünde değişim gösterdiği belirlenmiştir. 28. gün sonunda alınan EDS analizleri değerlendirildiğinde; Ti6Al4V ana malzeme üzerinde oluşan Ca miktarı % 52,65 olarak belirlenirken, lazer kaynaklı Ti6Al4V (A, B ve C) numuneleri için sırasıyla Ca değeri % 27,81, % 32,92 ve % 38,35 olarak, artan kaynak hızı değişimine oranla artış göstermektedir. Ti6Al4V ana malzeme üzerinde oluşan P miktarı ise en yüksek ana malzemedan % 25,68 olarak belirlenirken, lazer kaynaklı Ti6Al4V (A, B ve C) numuneleri için sırasıyla P değerleri % 14,36, % 16,92 ve % 20,02 olarak, artan kaynak hızı değişimine bağlı olarak artış göstermektedir. Bu değerler, 14. gün sonucunda alınan Ca ve P miktarları değerlendirildiğinde bekletme süresinin uzamasıyla apatit katmanının artışı olarak düşünülebilir. Diğer bir ifadeyle; SBF içerisinde artan bekletme süresine bağlı olarak numune yüzeylerinde apatit gelişiminin hızlanması olarak değerlendirilebilir. Aynı zamanda artan kaynak hızına

bağlı olarak lazer kaynaklı birleştirilen numune yüzeylerinde apatit gelişiminin daha fazla olduğuna işaret etmektedir. Lazer kaynaklı Ti6Al4V (A, B ve C) numune yüzeyleri ile TiAl4V ana malzeme mukayese edildiğinde, Ti6Al4V ana malzemenin tüm kaynaklı numunelere kıyasla daha fazla hidroksiapatit oluşturduğu gözlenmiştir. Diğer bir ifadeyle; lazer kaynaklı birleştirilen tüm numunelerdeki Ca ve P elementlerinin miktarlarının, Ti6Al4V ana malzemesinden daha düşük olduğu bulunmuştur. Kaynak hızındaki artışın bir sonucu olarak Ca ve P oranlarının arttığı tespit edilmiştir. Daha önce mikroyapı incelemeleri kısmında da belirtildiği gibi Ti6Al4V alaşımına uygulanan lazer kaynak işlemi, $\alpha + \beta$ fazlarından oluşan Ti6Al4V ana malzeme mikroyapısının kaynak bölgesinde α' martenzit yapısına dönüştüğü belirlenmiştir. Bu nedenle, Ti6Al4V ana malzemeye kıyasla, lazer kaynaklı birleştirmelerin kaynak dikişindeki daha kolonsal β taneleri içerisindeki daha sert ve gevrek yapıdaki α' martenzit yapısının daha az hidroksiapatit çekirdeklenmesine neden olduğu düşünülmektedir.

Şekil 6.27- Şekil 6.30 b' deki, elementel haritalama analiz sonuçlarında görüldüğü üzere; numune yüzeyinde Ca, O ve P elementlerinin tamamen dağılım göstermesi yüzeyde hidroksiapatit (HA), $\text{Ca}_{10}(\text{PO}_4)_6(\text{OH})_2$, kaplamanın meydana geldiğini göstermektedirler. SEM görüntülerinde hidroksiapatit katmanının nano boyutta tübular kristalik yapı şeklinde ve yer yer küresel formlarda numune yüzeyini tamamen kapladığı görülmektedir. Kaplanan tabakada meydana gelen mikro çatlaklardan ise Ti6Al4V alaşımı bileşimindeki elementlerin varlığı da haritalama analiz sonuçlarında göze çarpmaktadır. Gua vd. [186], yaptıkları çalışmada, Ti6Al4V numune yüzeyindeki HA kaplamalarında da benzer bulgular gözlemiş ve oluşan çatlakların, kaplama yüzeyi ve SBF arasındaki difüzyon ve reaksiyondan kaynaklandığını bildirmiştir.

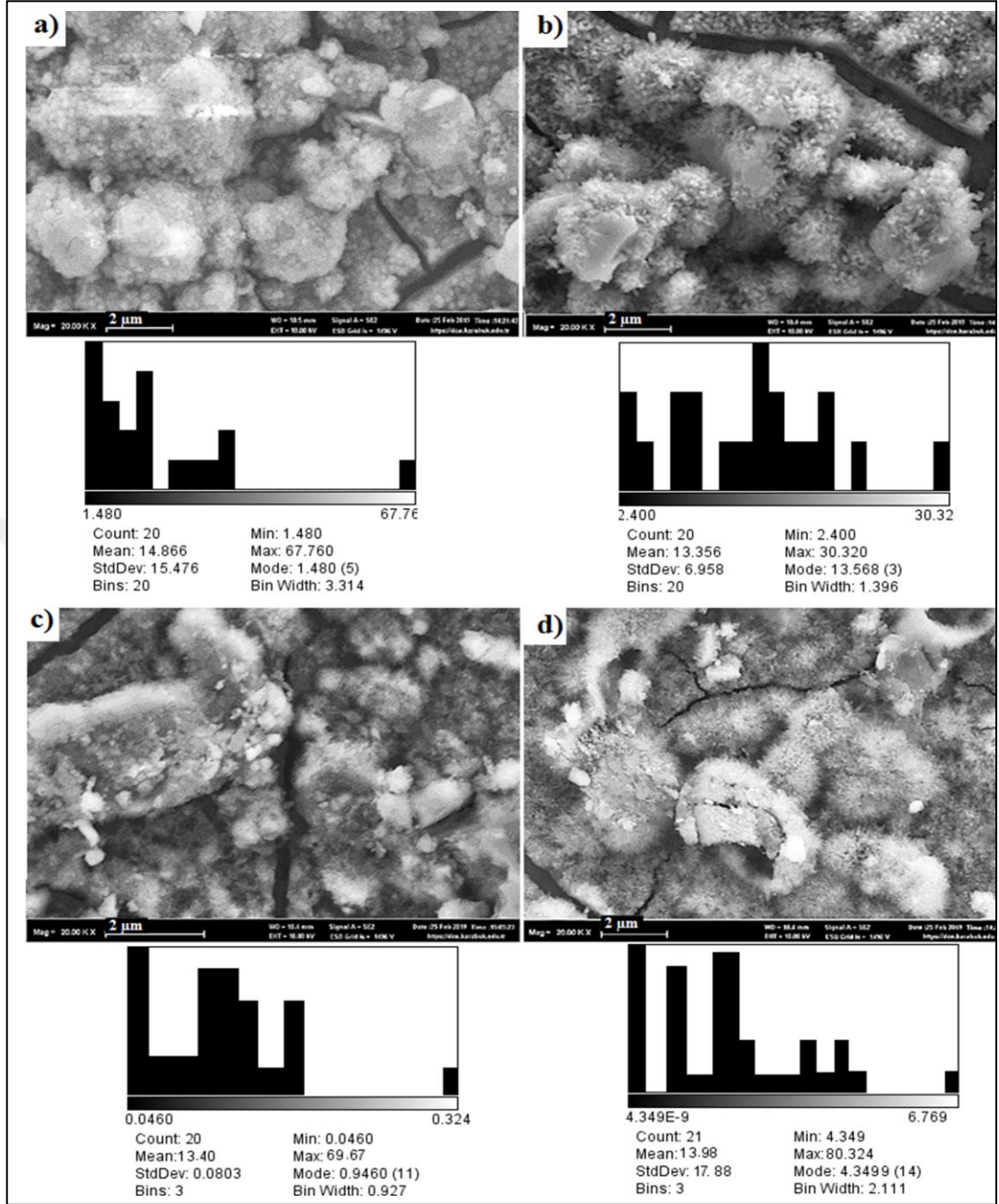
Ti6Al4V ana malzeme numune yüzeyinde, 28 gün bekletilme sonrasında Ca/P oranı yaklaşık olarak 2,05 iken, sırasıyla lazer kaynaklı Ti6Al4V (A, B ve C) numunelerinin Ca/P oranı yaklaşık olarak 1.93, 1,94 ve 1,92 olarak hesaplanmıştır. Apatit oluşumunun başladığı ilk zamanlarda numunelerin üzerinden yapılan EDS analizlerinde bu oranlar kaynaklı numunelerde daha az bulunmuştur (yaklaşık olarak 0.4-0.8).

Bilindiği gibi hidroksiapatit kaplanmış implantlar, kemik dokusuyla kısa sürede güçlü bağlar oluşturarak, daha kısa sürede iyileşmenin gerçekleşmesine olanak sağlamaktadır. Saf hidroksiapatit kompozisyonunda ağırlıkça % 39,68 Ca ve % 18,45 P bulunmaktadır. Buna göre ağırlıkça Ca/P oranı 2,151'dir (bu durumda molar oranı 1,67'ye eşit olacaktır). Teorik olarak hidroksiapatit yapısının stokiyometrik Ca/P değeri 1,67 dir [187]. Ancak, doymuş çözelti içerisinde farklı türde Ca/P oranları oluşabilmektedir.

SBF içerisinde 28 gün bekletilen numunelerin özellikle kaynak dikişlerinin üzerinde gelişen hidroksiapatit yapısı EDS ile karakterize edildiğinde; apatit bünyesinde bulunan biyoaktif Ca ve P iyonlarının (Ca/P) hidroksiapatitin stokiyometrik değeri olan 1.67' nin üstündeki değerlerde tespit edilmiştir. Ca/P molar oranlarına sahip hiçbir kararlı kalsiyum fosfat bileşiği bilinmediğinden, bu bileşenlerin numune yüzeyinde iyonlar halinde bulunduğu farz edilebilir [188].

6.5.4. SBF İçerisinde Bekletilen Deney Numunelerinin Yüzeyinde Oluşan Hidroksiapatit Tane Boyutu Ölçümü

Ti6Al4V ana malzeme ve lazer kaynaklı Ti6Al4V (A, B ve C) numunelerinin tamamı 28. gün sonunda hidroksiapatit tabakası ile kaplanmıştır. Oluşan hidroksiapatit boyutlarının irili ufaklı ve dağılımının heterojen bir biçimde meydana geldiği SEM incelemelerinden görülmektedir. Bu nedenle, SBF içerisinde bekletilen numune yüzeyleri 28. günün sonunda yüksek büyütme SEM görüntüleri üzerinden hidroksiapatit tane boyutu ölçümü gerçekleştirilmiştir. Farklı boyutlardaki hidroksiapatit oluşumlarından 20 adet (numunelerin 1/3'ü) tane boyut ölçümü gerçekleştirilerek ortalama tane boyutu hesaplanmıştır. 28 gün sonunda Ti6Al4V ana malzeme ve lazer kaynaklı Ti6Al4V (A, B ve C) numunelerinden alınan yüksek büyütme SEM görüntüleri üzerinden alınan hidroksiapatit boyut analiz sonuçları sırasıyla Şekil 6.31 a, b, c ve d'de gösterilmiştir.



Şekil 6.31. SBF içerisinde 28 gün bekletilen, a) Ti6Al4V ana malzeme, b) Lazer kaynaklı A numunesi, b) Lazer kaynaklı B numunesi, c) Lazer kaynaklı C numunesi hidroksiapatit tane boyutu ölçümü.

Şekil 6.31 a, b, c ve d incelendiğinde; sırasıyla Ti6Al4V ana malzeme ve lazer kaynaklı Ti6Al4V (A, B ve C) numunelerinin kaynak bölgesinden alınan yakın büyütmelelerdeki SEM görüntülerinde yüzeyde meydana gelen irili ufaklı üzüm salkımı şeklinde gözenekli yapıda hidroksiapatit tabakası ve kılcal çatlaklar net bir şekilde görülmektedir. Ti6Al4V alaşım malzeme yüzeyleri üzerindeki gözenekli

nano yapılar, implant malzemelerinde önemli bir rol oynar. Çünkü bu tür yapılar vücut sıvılarının yüzeye nüfuziyetini artırır ve yüzey üzerinde, yeni kemik dokusu büyümesini kolaylaştırır [189]. Gözenekli bir nano yapının, fizyolojik ortamda, daha yüksek yüzey enerjisi ve daha büyük yüzey alanı nedeniyle implant yüzeyine kemik bağlanma yeteneklerini artırabileceği rapor edilmiştir [188,190].

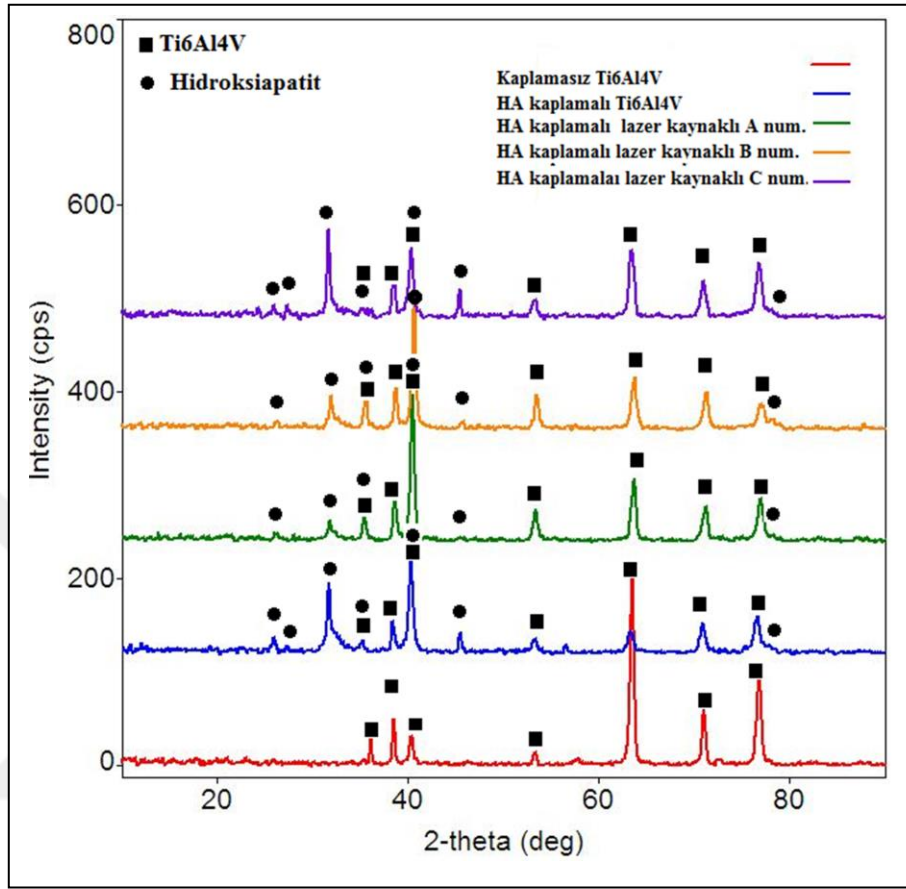
Şekil 6.31 a-d' den alınan hidroksiapatit tane boyutu ölçüm sonuçlarına göre; Ti6Al4V ana malzeme yüzeyinde meydana gelen apatit tane boyutu ortalama 14,9µm olarak ölçülmüştür. Lazer kaynaklı Ti6Al4V (A, B ve C) numuneleri kaynak bölgesinde meydana gelen apatit tane boyutu sırasıyla ortalama 13,35µm, 13,40µm ve 13,98µm olduğu belirlenmiştir. Bu sonuç, Ti6Al4V ana malzeme yüzeyinde meydana gelen hidroksiapatit tanelerinin, lazer kaynakla birleştirilen numunelere kıyasla daha iri boyutta oluştuğuna işaret etmektedir. Ayrıca, artan kaynak hızına bağlı olarak lazer kaynaklı Ti6Al4V (A, B ve C) numune yüzeylerinde meydana gelen hidroksiapatit partikül boyutunun da artış gösterdiği belirlenmiştir.

Saha ve ark. [191] azalan ısı girdisi ile kaynak dikiş genişliğinin azaldığını, erimiş olan ana malzeme miktarının ısı girdisinin azalan değeriyle azaldığını bildirmiştir. Kaynak hızı arttıkça ısı girdisi azalır ve daha hızlı soğutma oranları daha ince tanelerin oluşmasına ve daha ince dikiş genişliğine neden olur. İmplant yüzeylerinde hidroksiapatit çekirdeklenmesini etkileyen önemli parametrelerden biri de yüzey enerjisidir [192-195]. Genel olarak, tane sınırları yüksek bir enerji seviyesine sahiptir. Daha ince tane yapısı “daha yüksek enerji durumuna” sahip olduğu için hidroksiapatitin çekirdeklenme miktarının numune yüzeylerinde arttığı düşünülmektedir. Bu nedenle, daha yüksek kaynak hızlarında birleştirilen numunelerin daha ince tane yapısına sahip olması daha yüksek miktarda ve boyutta hidroksiapatit partikülleri oluşumuna neden olduğu düşünülmektedir.

6.5.5. SBF İçerisinde Bekletilen Deney Numunelerinin XRD Analiz Sonuçları

28. gün sonunda tüm yüzeyi hidroksiapatit ile kaplanan Ti6Al4V ana malzeme ve lazer kaynaklı Ti6Al4V (A, B ve C) numunelerinden ve hidroksiapatit kaplama

öncesi ticari olarak temin edilen Ti6Al4V ana malzemedan XRD analizleri alınmış ve sonuçlar Şekil 6.32’de gösterilmiştir.



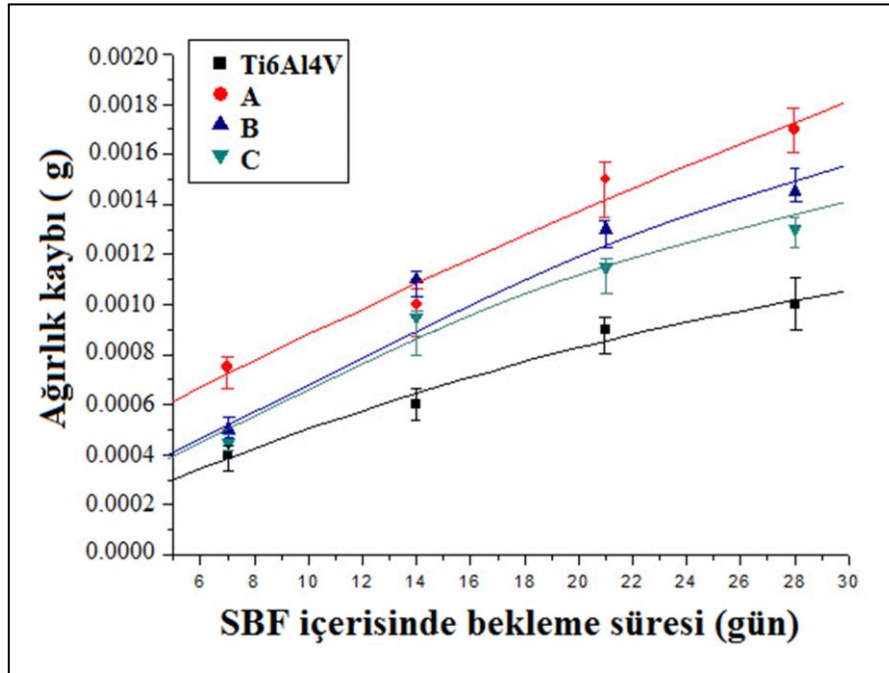
Şekil 6.32. SBF içerisinde bekletme öncesi ticari olarak temin edilen Ti6Al4V ana malzeme ve SBF içerisinde 28 gün bekletilen Ti6Al4V ana malzeme ile lazer kaynaklı Ti6Al4V (A, B ve C) numuneleri XRD analiz sonuçları.

Şekil 6.32’den görüldüğü gibi SBF içerisinde bekletme öncesinde ticari olarak temin edilen Ti6Al4V alaşım malzeme XRD grafikleri, SBF içerisinde 28 gün bekletme sonrasında oluşan (kaplama öncesinde olmayan) numune yüzeyinde hidroksiapatit (HA) oluşumuna ait $Ca_{10}(PO_4)_6(OH)_2$ piklerini vermektedir. SBF içerisinde bekletilmiş Ti6Al4V ana malzeme ve lazer kaynaklı birleştirilen numune yüzeylerinden her ne kadar HA pikleri alınsa da yüzey kaplamasının altından aynı zamanda az da olsa Ti6Al4V ana malzemeye ait pikler de görülmektedir. Kaplama işleminden sonra XRD analizinde Ti6Al4V piklerinin varlığı, X-ışınlarının kaplanmış tabakanın altına nüfuz etmesinin bir sonucu olabilir.

Ti6Al4V ana malzeme ve lazer kaynaklı Ti6Al4V (A, B ve C) numuneleri için, SBF içerisinde 28 gün bekletilme sonrası, en yüksek hidroksiapatitin pikleri 2θ civarında 30–35 °'de ortaya çıkmıştır. SBF de bekletilen Ti6Al4V ana malzeme ve lazer kaynaklı birleştirilen A, B ve C numunelerinin XRD analizlerinden görüldüğü gibi; en yüksek hidroksiapatit piki Ti6Al4V ana malzemede tespit edilmiştir. Lazer kaynaklı Ti6Al4V (A, B ve C) numuneleri için XRD analizleri incelendiğinde, artan kaynak hızı ile hidroksiapatit piklerinde belirgin bir artış gözlenmektedir. Hidroksiapatite karşılık gelen pikler, daha yüksek lazer kaynak hızıyla birleştirilen numuneler için, daha düşük lazer kaynak hızıyla birleştirilen numunelerden daha yüksektir. Bu durumdan anlaşıldığı üzere XRD analiz sonuçları, EDS ve SEM analizini doğrular niteliktedir ve paralellik göstermektedir.

6.5.6. SBF İçerisinde Bekletilen Deney Numunelerinin Ağırlık Kaybı Sonuçları

Şekil 6.33'de Ti6Al4V ana malzeme ve lazer kaynaklı Ti6Al4V (A, B ve C) numunelerinin yüzeylerinde oluşan hidroksiapatitin temizlenmesine bağlı olarak ortaya çıkan ağırlık kayıpları grafiksel olarak gösterilmiştir.



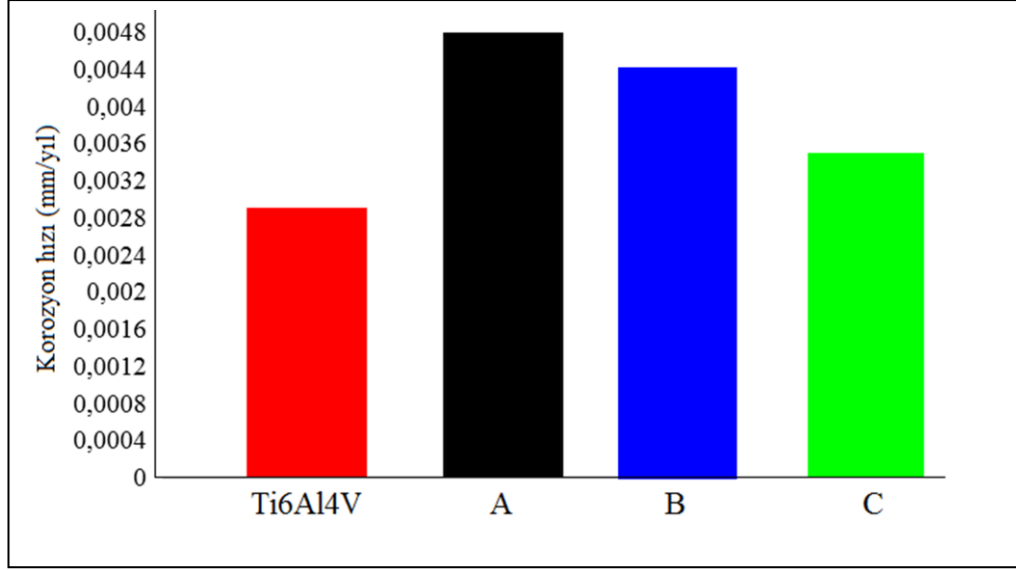
Şekil 6.33. SBF içerisinde 28 gün bekletilen Ti6Al4V ana malzeme ve lazer kaynaklı Ti6Al4V (A, B ve C) numuneleri ağırlık kaybı grafiği.

Şekil 6.33' deki grafikler incelendiğinde; SBF içerisinde artan tutma süresine bağlı olarak ağırlık kaybının arttığını göstermektedir. Ti6Al4V alaşım malzemenin lazer kaynağı sonrası kaynak metalinin ve ısı tesiri altındaki bölgenin (ITAB) kaynak ısı döngüsünden etkilendiği ve birincil kaba taneli β içerisinde α' martenzit fazına dönüştüğü bildirilmiştir [161-164]. Mikroyapıdaki bu dönüşüm, ITAB ve kaynak metalindeki tane büyüklüğündeki değişim ve malzemenin yüzey enerjisinin değişmesine neden olur. Ayrıca yüzey enerjisindeki değişimin bir sonucu olarak, HA tabakası yüzeyde gevşek bir şekilde ve daha ince bir yapı olarak meydana gelir. Bu durum, yüzeyde daha az HA tutunmasına ve yüzeyin daha fazla SBF sıvısına maruz kalmasının bir sonucu olarak yüzey aşınması nedeniyle daha fazla ağırlık kaybına neden olur. Hidroksiapatit kaplamaların biyolojik korozyonda gecikme yarattığı önceki çalışmalarda bildirilmiştir [189]. Narayanan vd [196], Ti6Al4V alaşım malzemesinin, SBF'ye daldırma işleminin ilk haftalarında, yüzeye gevşekçe tutulan apatit kaplamaların büyük miktarının SBF içerisinde çözüldüğünü ve Ti6Al4V alaşım malzeme yüzeyini terk ederek yüzeyi istenmeyen çevre sıvılarına maruz bıraktığını belirtmişlerdir.

En düşük lazer kaynak hızında birleştirilen A numunesinin, diğer lazer kaynaklı birleştirilen numunelere kıyasla en fazla ağırlık kaybına uğradığı görülmüştür. Lazer kaynak hızının artışına bağlı olarak numunelerdeki ağırlık kayıpları azalma göstermektedir. Buna göre, numunelerde meydana gelen ağırlık kayıplarının, kaynak hızındaki artışa bağlı olarak azaldığı tespit edilmiştir. Kaynak metali mikroyapısındaki dönüşüm, yüzeyin enerji bakımından düşük olmasına ve yüksek ısı girdisine göre korozyon açısından yarı kararlı olmasına neden olmuştur. Bu, yüzeyin daha kolay çözülmesine ve daha fazla ağırlık kaybına neden olmaktadır. Daha yüksek kaynak hızlarında ve dolayısıyla daha düşük ısı girdilerinde kaynak yapılan numuneler daha az ağırlık kaybı göstermektedir.

6.5.7. SBF İçerisinde Bekletilen Deney Numunelerinin Korozyon Hızı Sonuçları

Ti6Al4V ana malzeme ve lazer kaynaklı Ti6Al4V (A, B ve C) numunelerinin SBF içerisinde 28 gün bekletilmesi sonucu meydana gelen ağırlık kayıplarından korozyon hızı formülüne göre korozyon hızları hesaplanarak Şekil 6.34'de gösterilmiştir.



Şekil 6.34. SBF içerisinde 28 gün bekletilen Ti6Al4V ana malzeme ve lazer kaynaklı Ti6Al4V (A, B ve C) numunelerin korozyon hızı grafiği.

Şekil 6.34' den görüldüğü gibi lazer kaynaklı Ti6Al4V (A, B ve C) numunelerin korozyon hızlarının daha yüksek olması, kaynak metalinin dönüşmüş mikroyapısına bağlıdır. Kaynak sonrası yapının martenzitik α' fazına dönüştüğü daha önce de belirtilmiştir. Mikroyapıdaki dönüşmüş bu α' yapı solüsyon ortamında farklı elektrokimyasal aktivitelere yol açabilir. Dai vd [197], α -Ti ile karşılaştırıldığında, martenzitik α' fazının metastabil (yarı kararlı) olduğunu ve korozyon açısından “daha yüksek enerjiye” sahip olması sebebiyle α' fazı titanyumun daha kolay çözünmesine izin verdiğini rapor etmiştir. Kendiliğinden pasif film oluşturan metallerdeki oksit filmi, tane sınırlarında meydana gelir. Ti6Al4V ana malzemesinin, lazer kaynaklı Ti6Al4V (A, B ve C) numunelerinin kaynak bölgesinden daha ince taneli bir yapıya sahip olması ve daha düşük yüzey enerjisine sahip olması, yüzeyinde daha yoğun bir pasif tabakanın oluşmasına ve nispeten daha kararlı davranmasına yol açtığına inanılmaktadır. Bu durumda daha yüksek enerjili lazer kaynaklı birleştirmelerin korozyon hızlarının, Ti6Al4V ana malzemesine göre daha yüksek olmasına neden olduğu düşünülmektedir. Dolayısı ile lazer kaynak işleminin, Ti6Al4V alaşım malzemesinin biyokorozyon özelliklerini olumsuz etkilediği söylenebilir.

Lazer kaynaklı Ti6Al4V (A, B ve C) numunelerin korozyon oranının kaynak hızındaki artışla azaldığı gözlenmiştir. Kaynak hızı arttıkça ısı girdisi azalmış ve

daha hızlı soğutma oranları kaynak metalinin katılaşması sırasında daha düşük ısı girdisine bağlı olarak daha ince taneciklerin oluşmasına neden olmuştur [198]. Küçük tane boyutu daha fazla tane sınırı oluşturur, bunun sonucu olarak, küçük taneli mikroyapıdaki korozyon oranı kaba taneli mikroyapıya göre yavaşlamıştır [199]. Ayrıca, kaynak metali mikroyapısındaki dönüşüm, yüksek ısı girdisine göre yüzeyin enerji bakımından düşük olmasına ve korozyon açısından yarı kararlı olmasına neden olmuştur. Buna göre, daha yüksek kaynak hızında ve dolayısıyla daha düşük ısı girdisinde birleştirilen numuneler daha yüksek pasifliğe sahip bir film tabakası oluşturma potansiyeline sahip olduklarından korozyona karşı dirençlerinin daha yüksek olduğu düşünülmektedir. Bu nedenle, artan lazer kaynak hızının, lazer kaynaklı birleştirilen numunelerinin biyokorozyon davranışlarını iyileştirdiği söylenebilir.

BÖLÜM 7

GENEL SONUÇLAR

Bu çalışmada, biyomedikal alanda sıklıkla kullanılan Ti6Al4V alaşım malzemesinin farklı kaynak hızlarında CO₂ lazer kaynak işlemi ile başarılı bir şekilde birleştirilmesi gerçekleştirilmiştir. Birleştirme sonrası elde edilen lazer kaynaklı birleştirmelerin mikroyapı ve mekanik özelliklerinin araştırılmasının yanısıra kaynak termal çevriminin lazer kaynaklı Ti6Al4V (A, B ve C) numunelerinin biyoaktivite ve biyokorozyon davranışları üzerindeki etkileri incelenmiştir. Bu amaçla, Ti6Al4V ana malzeme ve lazer kaynaklı Ti6Al4V (A, B ve C) numuneleri *in-vitro* olarak test edilmek suretiyle, SBF içerisinde 1 gün, 7 gün, 14 gün, 21 ve 28 gün süreyle tutulmuş ve her bir bekleme süresi ardından biyoaktivite testleri gerçekleştirilmiştir. Lazer kaynaklı birleştirilen Ti6Al4V (A, B ve C) numunelerinin biyoaktivite ve biyokorozyon özellikleri, Ti6Al4V ana malzeme ile mukayese edilmiş ve lazer kaynak hızı değişiminin biyoaktivite ve biyokorozyon özellikleri değişimine etkisi incelenmiştir. Çalışmada elde edilen bulgular aşağıda özetlenmiştir.

- Farklı kaynak hızlarında birleştirilmiş lazer kaynaklı Ti6Al4V (A, B ve C) numunelerinin radyografik muayene ve sıvı penetrant muayeneleri sonucunda kaynak dikişine dik çatlaklar gözlenmiştir. Artan kaynak hızıyla, diğer bir deyişle azalan ısı girdisi ile çatlak sayısı ve underfill (kaynak dikişinde çöküntü) miktarının azaldığı tespit edilmiştir. Kaynak dikişinde oluşan çatlaklar, Ti6Al4V alaşım malzemenin, dönüşüm gösteren alfa-beta alaşımı olması sebebiyle, kaynak ısı girdisine bağlı kaynak dikişinde oluşan martenzitik α' dönüşümü sırasında oluşan süneklik kaybı ile ilişkili olduğu düşünülmektedir.
- Kaynak dikişi makro görüntü incelemelerinden dikiş şekli, artan kaynak hızı için daha geniş kadeh şeklinden, şarap kadehi şekline değişmiştir. Kaynak hızı

arttıkça nüfuziyet derinlikleri azalmıştır. Kaynak hızı 200 cm/dk'dan, 300 cm/dk'ya değiştiğinde, temel olarak ısı enerjisi değeri de 0,09 kJ/mm 'den, 0,06 kJ/mm'ye düşmektedir. Kaynak hızı arttıkça, ısı girdisi azalmasına bağlı olarak, nüfuziyet azalmaktadır. Buna göre, kaynak dikişinin boyutlarında, artan kaynak hızı ile birlikte önemli bir daralma olduğu söylenebilir. Kaynak hızı artışına bağlı olarak ve ısı girdisi azalması ile daha az miktarda metalin eriyerek kaynak dikişinin daraldığı düşünülmektedir.

- Ti6Al4V ana malzeme koyu renkli β fazı ve açık renkli α matristen oluşan tipik bir α - β alaşımı yapısından meydana gelmiştir. Lazer kaynaklı Ti6Al4V (A, B ve C) numunelerinin kaynak metal mikroyapısı, katılma sırasında oluşan kaba kolonsal birincil β taneleri içerisinde, α' martenzit ve tane sınırı α (T.S. α)' fazlarından oluştuğu görülmektedir. A numunesi kaynak metalinin kaba taneli kolonsal β içerisinde sepet örgüsü şeklinde (basket weave), α' martenzit fazından oluşurken B ve C numunesi kaynak metalinin daha uzun iğnesel asiküler α' martenzit fazından oluştuğu görülmektedir. ITAB mikroyapısı kaynak metalinin yakınındaki bölgede ağırlıklı olarak α' martenzitten meydana gelirken, az miktarda birincil α fazından oluşmakta olduğu, ana malzemeye doğru gidildikçe az miktarda α' martenzit, taneler arası β ve ağırlıklı olarak birincil α fazlarından meydana geldiği belirlenmiştir. Lazer kaynaklı Ti6Al4V A ve B numunelerine kıyasla daha yüksek kaynak hızı (300cm/dk) ile birleştirilmiş C numunesi kaynak metalinde ve ITAB'da kolonsal β tane boyutlarının daha küçük olduğu açıkça görülmektedir. Kaynak hızı arttıkça, diğer bir ifade ile kaynak ısı girdisi azaldıkça ITAB ve kaynak metal tane boyutları azaldığı görülmektedir. Genel olarak daha yüksek kaynak ilerleme hızlarına, diğer bir deyişle daha düşük ısı girdisine bağlı hızlı soğuma nedeniyle, daha küçük tane boyutlu kolonsal birincil β taneleri içerisinde daha yüksek martenzit hacim oranına sahip asiküler α' yapısını meydana geldiği görülmektedir.
- Ti6Al4V ana malzeme çekme dayanımı 1000 MPa, akma dayanımı 880 MPa ve yüzde uzama miktarı ise % 6 olarak belirlenmiştir. Tüm lazer kaynaklı numunelerin çekme dayanımları ve yüzde uzama miktarları Ti6Al4V ana

malzemeye kıyasla daha düşük bulunmuştur. Kaynak dikişinde oluşan çöküntüler (underfill), kaynak dikişinde oluşan mikroçatlaklar ve gevrek mikroyapısal dönüşümler kaynaklı birleştirmelerin, mekanik dayanımının düşmesine sebebiyet vermektedir. Farklı lazer kaynak hızlarında birleştirilen Ti6Al4V (A, B ve C) numunelerinin çekme dayanımları 640 MPa, 809 MPa ve 710 MPa olarak tespit edilmiş, yüzde uzama miktarları ise sırasıyla, % 3, % 5 ve % 4,5 olarak belirlenmiştir. Daha yüksek kaynak hızı nedeniyle daha dar bir kaynak dikişi oluşumu ve mikroyapının daha ince taneli oluşumu, daha yüksek uzamanın yanısıra daha yüksek dayanıma neden olmuştur. Kaynak hızınının 250 cm/dk'dan 300 cm/dk'ya yükselmesiyle çekme dayanımı ve uzama miktarı hafif bir azalma göstermektedir. Artan kaynak hızında, daha düşük ısı girdisinde, hızlı soğuma rejiminin kaynak metalinin katılaşması sırasında daha yüksek sertlikte iğnesel martenzit fazı hacim artışına bağlı olarak düşük sünekliliğe yol açtığı düşünülmektedir.

- Genel olarak, tüm lazer kaynaklı Ti6Al4V (A, B ve C) numunelerinin çekme testi sonrasında kopma bölgesinin kaynak dikişinin hemen bitiminden yani kaynak metal-iTAB arayüzünden meydana geldiği görülmüştür. Kırılma yüzeyleri düşük büyütme SEM resimlerinden görüldüğü gibi, çekme testi sonrası numunelerde herhangi bir kesit daralması meydana gelmemesi ve yüksek büyütmedeki klivaj düzlemsel yapılar kırılmanın gevrek bir biçimde meydana geldiğini göstermektedir. Kaynak metal ve hemen bitimindeki bölgede sert yapıda oluşan martenzit yapının da gevrek kırılmada etkin rol oynadığı düşünülmektedir. A numunesi kırık yüzey SEM görüntüsünde yüzeyde düzlemsel mikroçatlak oluşumu gözlenmiştir. Lazer kaynaklı tüm Ti6Al4V birleştirmelerinin kaynak metal i kırık yüzey yapısında herhangi bir çökelti, inklüzyon vs. oluşumu meydana gelmediği görülmektedir.
- Ti6Al4V ana malzeme sertliği ise ortalama 355 HV_{0.5} olarak belirlenmiştir. Yüksek ısı girdisiyle diğer bir ifadeyle, düşük kaynak ilerleme hızıyla (200 cm/dk) birleştirilen A numunesinin kaynak metal i sertliği ortalama 522 HV_{0.5} olarak bulunmuştur. Sırasıyla daha yüksek kaynak hızları olan 250 cm/dk ve 300 cm/dk hızlarda birleştirilen B ve C numunelerinin ortalama kaynak metal i

sertlikleri ise 525 HV_{0.5} ve 557 HV_{0.5} olarak belirlenmiştir. Kaynak termal çevrimine bağlı olarak ilave metal kullanmadan gerçekleştirilen birleştirmelerde yapısal dönüşüm ürünü olan martenzit yapısından dolayı kaynak metali sertliğinin birbirine yakın olması gayet doğal bir sonuçtur. Birleştirmelerin sertliği ana malzemedeki ITAB ve kaynak metaline doğru gidildikçe artış göstermektedir. Ancak en düşük kaynak ilerleme hızı olan 200 cm/dk hızda birleştirilen numuneye kıyasla, daha yüksek ilerleme hızıyla birleştirilen numunelerin ITAB sertliği yaklaşık 50 HV_{0.5} kadar belirgin bir şekilde daha yüksek bulunmuştur. Bu sertlik artışında ITAB'nin daha ince taneli olmasının etkili olduğuna inanılmaktadır.

- SBF sıvısı içerisinde 1 gün, 7 gün, 14 gün, 21 ve 28 gün bekletme süresine bağlı olarak Ti6Al4V ana malzeme ve lazer kaynaklı Ti6Al4V (A, B ve C) numunelerinin yüzeylerinde biriken hidroksiapatit ağırlık değişimleri incelendiğinde en fazla ağırlık artışının Ti6Al4V ana malzeme olduğu belirlenmiştir. Onu takiben, lazer kaynaklı birleştirmelerden en yüksek kaynak ilerleme hızında (300 cm/dk.) birleştirilen C numunesinde daha fazla ağırlık artışının, dolayısıyla daha fazla hidroksiapatit çekirdeklenmesinin ve gelişiminin meydana geldiği görülmüştür. SBF içerisinde bekleme süresinin artmasıyla ve özellikle tüm yüzeyin tamamen kaplandığı 28. gün sonunda bu fark belirgin bir şekilde görülmekte ve kaynak ilerleme hızının artışına bağlı olarak hidroksiapatit miktarının arttığı görülmektedir. Ti6Al4V ana malzeme ile mukayese edildiğinde tüm lazer kaynaklı birleştirilen numunelerin yüzeylerindeki hidroksiapatit birikiminin daha düşük bulunması, kaynak dikişinin hidroksiapatitlerin çekirdeklenmesini ve birikimini zorlaştırdığı anlamına gelmektedir. Artan lazer kaynak ilerleme hızına bağlı olarak kaynak dikişi genişliğinin azalması bu bölgede çekirdeklenen hidroksiapatit tutunmasındaki negatif etkiyi azalttığı, dolayısıyla kaynak hızı artışına bağlı olarak numune yüzeyindeki hidroksiapatit miktarının arttığı düşünülmektedir. Kaynak metali mikroyapısı dikkate alındığında ise artan kaynak ilerleme hızına bağlı olarak meydana gelen daha ince taneli yapı ve martenzit morfolojisi değişimi dolayısıyla, tane sınırlarında meydana gelen yüksek enerji

değişiminin daha fazla hidroksiapatit çekirdeklenmesine ve tutunmasına neden olabileceği de düşünülmektedir.

- SBF sıvısında bekletilen Ti6Al4V ana malzeme ve lazer kaynaklı Ti6Al4V (A, B ve C) numunelerinin yüzeylerinde SEM incelemeleri yapılması sonucunda, hidroksiapatit gelişiminin CO₂ lazer kaynaklı Ti6Al4V (A, B ve C) numunelere göre, Ti6Al4V ana malzeme yüzeylerinde daha iyi geliştiği belirlenmiştir. Bu sonuç, lazer kaynaklı numunelerin kaynak dikişi yüzeylerinde, Ti6Al4V ana malzeme yüzeylerine göre daha düşük biyoaktivite özelliğine sahip olduğunu göstermektedir.
- SBF içerisinde artan bekleme süresine bağlı olarak yüzeydeki hidroksiapatit birikimleri de artış göstermekte ve 28. gün sonunda numune yüzeylerinin tamamen HA kaplandığı görülmektedir. Lazer kaynaklı Ti6Al4V (A, B ve C) numuneleri içerisinde en fazla hidroksiapatit çekirdeklenmesinin C numunesinde meydana geldiği görülmektedir. Yüzeyde oluşan hidroksiapatitlerin homojen bir dağılım sergilemediği ve irili ufaklı üzüm salkımı şeklinde, nano-gözenekli apatit formunda meydana geldiği, yer yer mikro çatlakların meydana geldiği görülmektedir.
- EDS analiz sonuçları değerlendirildiğinde SBF içerisinde bekletilen Ti6Al4V ana malzeme ve lazer kaynaklı Ti6Al4V (A, B ve C) numunelerinin kaynak metali yüzeylerinde artan bekleme süresine bağlı Ca ve P miktarlarında artış belirlenmiştir. Hidroksiapatit kaplanmış Ti6Al4V ana malzeme numune yüzeyinden ve lazer kaynaklı Ti6Al4V (A, B ve C) numunelerinin yüzeyinin kaynak dikişi üzerinden alınan noktasal EDS analiz sonuçları kemiğin stokiometrik Ca/P oran değeri olan 1.67 oranının üstünde Ca/P oran değerine sahip olduğuna işaret etmektedir. EDS analiz sonuçlarından tespit edilen bu yüksek Ca/P değeri numunelerin, yüksek kristalliğe sahip hidroksiapatit ile başarıyla kaplandığını göstermektedir. Tüm lazer kaynaklı birleştirilen numunelerdeki Ca ve P elementlerinin miktarları, Ti6Al4V ana malzmeden daha düşük bulunmuştur. Kaynak termal işlemine bağlı olarak kaynak dikişindeki daha kaba kolonsal β taneleri içerisindeki daha sert ve gevrek

yapıdaki α' martenzit yapısının, ana malzemeki daha yüksek enerji durumuna sahip eş eksenli ve daha ince taneli α - β yapısına oranla daha az hidroksiapatit çekirdeklenmesine neden olduğu düşünülmektedir.

- Ti6Al4V ana malzeme yüzeyinde meydana gelen apatit tane boyutu ortama 14,9 μm olarak ölçülürken, lazer kaynaklı Ti6Al4V (A, B ve C) numuneleri kaynak bölgesinde meydana gelen apatit tane boyutu sırasıyla ortalama 13,35 μm , 13,40 μm ve 13,98 μm olduğu belirlenmiştir. Bu sonuç, Ti6Al4V ana malzeme yüzeyinde meydana gelen hidroksiapatit tanelerinin, lazer kaynaklı birleştirilen numunelere kıyasla daha iri boyutta oluştuğuna işaret etmektedir. Ayrıca, artan kaynak hızına bağlı olarak lazer kaynaklı birleştirilen numune yüzeylerinde meydana gelen hidroksiapatit parçacık boyutunun da artış gösterdiği belirlenmiştir. Kaynak hızı arttıkça ısı girdisi azalır ve daha hızlı soğutma oranları daha ince tanelerin oluşmasına ve daha ince dikiş genişliğine neden olur. Genel olarak, tane sınırları yüksek bir enerji seviyesine sahiptir. Daha ince tane yapısı “daha yüksek enerji durumuna” sahip olduğu için hidroksiapatitin çekirdeklenme miktarının numune yüzeylerinde arttığı düşünülmektedir. Bu nedenle, daha yüksek kaynak hızlarında birleştirilen numunelerin daha ince tane yapısına sahip olması daha yüksek miktarda ve boyutta hidroksiapatit partikülleri oluşumuna neden olduğu düşünülmektedir. Bu nedenle, artan lazer kaynak hızının, kaynakların biyouyumluluk davranışlarını iyileştirdiği tespit edilmiştir.
- Ti6Al4V ana malzeme ve lazer kaynaklı birleştirmeler için, SBF içerisinde 28 gün bekletilmesi sonrası, ağırlıklı olarak 2 θ civarında 30-35° de hidroksiapatit pikleri ortaya çıkmıştır. En yüksek hidroksiapatit piki Ti6Al4V ana malzemede tespit edilmiştir. Lazer kaynaklı birleştirilen Ti6Al4V (A, B ve C) numuneleri için XRD analizleri incelendiğinde, hidroksiapatite karşılık gelen pikler, daha yüksek kaynak hızıyla birleştirilen numuneler için, daha düşük kaynak hızıyla birleştirilen numunelerden daha yüksektir. Bu durumdan anlaşıldığı üzere XRD analiz sonuçları, EDS ve SEM analizini doğrular niteliktedir ve paralellik göstermektedir. Dolayısı ile lazer kaynak işleminin Ti6Al4V alaşım

malzemesinin hidroksiapatit çekirdeklenmesini zorlaştırdığı ve biyoaktivite özelliklerini olumsuz etkilediği söylenebilir.

- SBF sıvısı içerisinde 1 gün, 7 gün, 14 gün, 21 ve 28 gün bekletme sürelerinde bekletilen numunelerin yüzeylerindeki hidroksiapatit kaplaması kaldırılması sonucu ağırlık kayıpları hesaplanmıştır. Lazer kaynak hızının artışına bağlı olarak numunelerdeki ağırlık kayıpları azalma göstermektedir. Kaynak metali mikroyapısındaki dönüşüm, yüzeyin enerji bakımından düşük olmasına ve yüksek ısı girdisine göre korozyon açısından yarı kararlı olmasına neden olmuştur. Bu yüzeyin daha kolay çözülmesine ve daha fazla ağırlık kaybına neden olmaktadır. Daha yüksek kaynak hızlarında ve dolayısıyla daha düşük ısı girdilerinde kaynak yapılan numuneler daha az ağırlık kaybı göstermektedir.
- SBF sıvısı içerisinde 28 gün bekletme süresi sonrasında lazer kaynaklı numunelerin korozyon hızları, Ti6Al4V ana malzemedan daha yüksek belirlenmiştir. Lazer kaynaklı Ti6Al4V (A, B ve C) numunelerinin kaynak bölgesinden daha ince taneli bir yapıya ve daha düşük yüzey enerjisine sahip olması yüzeyinde daha yoğun bir pasif tabakanın oluşmasına ve nispeten daha kararlı davranmasına yol açtığına inanılmaktadır. Bu durumda daha yüksek enerjili lazer kaynaklı birleştirmelerin korozyon hızlarının, Ti6Al4V ana malzemeye göre daha yüksek olmasına neden olduğu düşünülmektedir. Dolayısı ile lazer kaynak işleminin Ti6Al4V alaşım malzemenin biyokorozyon özelliklerini olumsuz etkilediği söylenebilir.
- Lazer kaynaklı Ti6Al4V (A, B ve C) numunelerinin korozyon oranının kaynak hızındaki artışla azaldığı gözlenmiştir. Daha yüksek kaynak hızında ve dolayısıyla daha düşük ısı girdisinde birleştirilen numuneler daha yüksek pasifliğe sahip bir film tabakası oluşturma potansiyeline sahip olduklarından korozyona karşı dirençlerinin daha yüksek olduğu düşünülmektedir. Bu nedenle, artan lazer kaynak hızının, kaynakların biyokorozyon davranışlarını iyileştirdiği tespit edilmiştir.

KAYNAKLAR

1. Chen, W., Liu, Y., Courtney, H. S., Bettenga, M., Agrawal, C. M., Bumgardner, J. D., Ong, J. L., "In vitro anti-bacterial and biological properties of magnetronco-sputtered silver-containing hydroxyapatite coating", *Biomaterials*, 27, 5512–5517 (2006).
2. Dobzyniak, M., Fehring, T. K., Odum, S., " Total knee arthroplasty using cementless keels and cemented tibial trays: 10-year results", *Clin. Orthop. Relat. Res.*, 76–78 (2006).
3. Losina, E., Barrett, J., Mahomed, N. N., Baron, J. A., Katz, J. N., "Early failures of total hipreplacement: Effect of surgeonvolume", *Arthritis Rheum.*, 50, 1338–1343 (2004).
4. Altuncu, E., Ustel, F., "Medikal Kaplamalar ve Teknolojik Beklentiler", Metalurji Yüksek Mühendisi Metalurji Yüksek Mühendisi kaynağı (teknik yazı), *Türk mühendis ve mimar odaları birliği, Metalurji Mühendisleri Odası*, 65-69 (2012).
5. Harris , L. G., Meredith, D.O., Eschbach, L., " Staphylococcus aureus adhesion to standard micro-rough and electro-polished implant materials", *Journal of Materials*, 1151 – 1156 (2007).
6. Günyüz, M., Uğurlu, F., Çavuş, O., Baydoğan, M., Şener, C., Çimenoğlu, H., "Mikro ark oksidasyonu işlemi uygulanmış Ti6Al4V alaşımlarının in- vivobiyo uyumluluk özelliklerinin incelenmesi", *Mühendis ve Makine*, 51 (600): 10-15 (2010).
7. Güven, Ş. Y., "Biyoyumluluk ve Biyomalzemelerin Seçimi", *Süleyman Demirel Üniversitesi Mühendislik Bilimleri ve Tasarım Dergisi* 2, 3, *ÖS: BiyoMekanik*, 303-311 (2014).
8. Biehl, V., Breme, J., "Metallic biomaterials", *Mat.-wiss.u. Werkstofftech.*, 32, 137-141 (2001).
9. Yılmaz, Y., Avcı, B., Demirören, H., "Biyomalzeme Sektöründe Kullanılan Titanyum ve Alaşımları", *4 th International Symposium on Innovative Approaches in Engineering and Natural Sciences*, Samsun (2019).
10. Subaşı, M., Karataş, Ç., "Titanyum ve Titanyum Alaşımlarından Yapılan İmplantlar Üzerine İnceleme", *Politeknik Dergisi Journal of Polytechnic*, 15 (2): 87-103 (2012).

11. Niinomi, M., Hattori, T., Niwa, S., “Material Characteristics and Biocompatibility of Low Rigidity Titanium Alloys for Biomedical Applications”, Yaszemski, M. J., Trantolo, D. J., Lewandrowski, K., Hasirci, V., Altobelli, D. E., Wise, D. L., (Eds.), Marcel Dekker, *Biomaterials in Orthopedics* (2004).
12. Oshida, Y., Hashem, A., Nishihara, T., Yapchulay, M. V., “Fractal dimension analysis of mandibular bones: toward a morphological compatibility of implants”, *Journal Biomed. Mater. Eng.*, 4, 397–407 (2001).
13. Long, M., Rack, H. J., “Titanium alloys in total joint replacement - a materials science perspective”, *Biomaterials*, 18, 1621-1639 (1998).
14. Chuna, C. K., Leong, K. F., Lim, C. S., “Rapid Prototyping: Principles and Applications”, 2nd ed. World Scientific, Singapore, (2003)., *Titanyum ve Titanyum Alaşımlarından Yapılan İmplantlar Üzer / PoliteknikDergisi*, 15 (2)-101 (2012).
15. Niinomi, M., “Recent research and development in metallic materials for biomedical, dental and healthcare products Applications”, *Mater. Sci. Forum*, 539-543, 193-200 (2007).
16. Yaszemski, M. J., et al. (Eds.), “Biomaterials in Orthopedics”, *Marcel Dekker Inc.*, New York (2004).
17. Harrysson, O. L. A., Cormier, D. R., “Direct fabrication of custom orthopaedic implants using electron beam melting technology”, In: Gibson, I. (Ed.), *Advanced Manufacturing Technology for Medical Applications: Reverse Engineering, Software Conversion and Rapid Prototyping.*, John Wiley & Sons Ltd., London, 191-206 (2005).
18. Christensen, A., Lippincott, A., Kircher, R., “Qualification of electron beam melted (EBM) Ti-6Al- 4V ELI for orthopaedic applications”, Medical Modeling LLC, *Technical Report*, Golden, Colorado, USA (2007).
19. Niinomi, M., “Mechanical Properties of Biomedical Titanium Alloys”, *Mater Sci & Eng A*, A243, 231– 236 (1998).
20. Destefani, J., “Introduction to Titanium and Titanium Alloys”, *Metals Handbook ASM*, 2, 586-591 (1990).
21. Lampman, S., “Wrought Titanium and Titanium Alloys”, *Metal Handbook ASM.*, 2, 592-633 (1990).
22. Eylon, D., Froes, F. H., “Titanium P/M Products”, *Metal Handbook ASM, Tenth Edition*, 2, 647-660 (1990).

23. Ding, R., Guo, Z. X., Wilson, A., “Microstructural evolution of a Ti–6Al–4V alloy during thermo mechanical processing”, *Mater. Sci. Engng. A*, 327, 233-245 (2002).
24. Froes, F. H. et al., “The Technologies of titanium powder metallurgy”, Springer, *JOM*, November, 56, 46-48 (2004).
25. Williams, J. C., Leutjering, G., “The effect of slip length and slip character on the properties of titanium alloys”, Titanium 80, *Science and Technology*, 1, 671-681 (1980).
26. Williams, J. C., Chesnutt, J. C., Thompson, A. W., “The effects of microstructure on ductility and fracture toughness of alpha C beta titanium alloys”. *Microstructure, Fracture Toughness and Fatigue Crack Growth Rate in Titanium Alloys*, 255-271 (1987).
27. Çakır, A., ”İnsan vücudunda kullanılan metalik implantların dünü ve bugünü”, *8th International Metallurgy and Materials Congrees* (1995).
28. Bilçen, M., Kurt, M., ”Kırık kemik tedavilerinde kullanılan fiksatorlerin mekanik özellikleri ve üç değişik malzemeden yapılmış halk tipi fiksatorlerin mekanik testleri”, *Mühendis ve Makine*, 46 (543): 29-38 (2005).
29. İnternet: University of Aberden, “2006 Metallic Instrumentation”, “2004 Biomaterials-From Concept to Clinic”, [www.abdn.ac.uk/physics/px4007/2004/spinal3.h ti - 14k](http://www.abdn.ac.uk/physics/px4007/2004/spinal3.htm)
30. Oshida, Y., “Requirements for successful biofunctionalimplants”, *The 2nd Int Sym Advanced Biomaterials*, 5–10 (2000).
31. Oshida, Y., Hashem, A., Nishihara, T., Yapchulay, M. V., “Fractal dimension analysis of mandibular bones: toward a morphological compatibility of implants”, *Bio-medical Materials and Eng*, 4, 397–407 (1994).
32. Bagno, A., DiBello, C., ”Surface treatments and roughness properties of Ti based biomaterials”, *Journal of Materials Science: Materials in Medicine*, 15, 935-949 (2004).
33. Liu, X. et al., ”Surface modification of titanium, titanium alloys and related materials for biomedical applications”, *Materials Science and Engineering R: Reports*, 47, 49–121 (2004).
34. Massaro, C., Rotolo, P., DeRiccardis, F. et al., ”Comparative investigation of the surface properties of commercial titanium dental implants. Part I: chemical Composition”, *Journal of Materials Science: Materials in Medicine*, 13, 535-548 (2002).

35. Popat, K. C., Eltgroth, M., Latempa, T. J., Grimes, C. A., Desai, T. A., "Decreased Staphylococcus Epidermis Adhesion and Increased Osteo Blast Functionality On Antibiotic-Loaded Titania Nanotubes", *Biomaterials*, 28, 4880–4888 (2007).
36. Moioli, E. K., Clark, P. A., Xin, X. J., Lal, S., Mao, J. J., "Designing biomaterials for insitu periodontal tissue engineering", *Adv. Drug Deliv. Rev.*, 59, 308–324. [7] (2007).
37. Sanden, B., Olerud, C., Petren Mallmin, M., Larsson, S., "Hydroxyapatite coating improves fixation of pedicle screws A Clinical Study", *The Bone and Joint Journal*, 84B, 387–391 (2002).
38. Epinette, J. A., Manley, M. T., "*Fifteen Years of Clinical Experience with Hydroxyapatite Coatings in Joint Arthroplasty*", Springer, Paris; London (2004).
39. Nelissen, R. G., Valstar, E. R., Rozing, P. M., "The Effect of Hydroxyapatite on the Micromotion of Total Knee Prostheses. A Prospective, Randomized, Double-Blind Study", *J. Bone Joint Surg. Am.*, 80, 1665–1672, (1998).
40. Capello, W. N., DAntonio, J. A., Feinberg, J. R., Manley, M. T., "Hydroxyapatite-Coated Total Hip Femoral Components in Patients Less Than Fifty Years Old. Clinical and Radiographic Results after Five to Eight Years of Follow-up", *J. Bone Joint Surg. Am.*, 79A, 1023–1029 (1997).
41. Sun, L. M., Berndt, C. C., Gross, K. A., Kucuk, A., "Material Fundamentals and clinical performance of plasma- sprayed hydroxyapatite coatings: A review", *Journal of Biomedical Materials Research banner*, 58, 570–592 (2001).
42. Corces, A., "Metallicalloys", *Medicine Instant Access to the Minds of Medicine*, Section 1 of 11, (2004)., Gümüşderelioğlu, M., "Tıbbın Geleceği Biyomalzemeler", *Bilim ve Teknik Dergisi*, 2-4 (2002).
43. İnternet: Ankara.edu.tr. "Acikders", https://acikders.ankara.edu.tr/pluginfile.php/7202/mod_resource/content/0/12.%20Hafta.pdf (2019)
44. İnternet: "Biyomalzeme-vucutta-kullanilan-yapay-malzemeler", <https://www.bilgiustam.com/biyomalzeme-vucutta-kullanilan-yapay-malzemeler-2/> (2019).
45. İnternet: Erol Tandoğan, "Biyomalzemeler-giriş sekil 1.", <https://docplayer.biz.tr/user/107850940/Biyomalzemeler-girissekil1.html> (2019).
46. Elçin, M. Y., "Biyomalzemeler ve Biyoyapay Organ Teknolojileri", *KİM 458 Biyoteknolojinin Temelleri PDF*, acikders.ankara.edu.tr (2020).

47. Pasinli A., ‘‘Biyomedikal Uygulamalarda Kullanılan Biyomalzemeler’’, *Makine Teknolojileri Elektronik Dergisi*, 4: 25-34 (2004).
48. Gümüşderelioğlu, M., ‘‘Tıbbın Geleceği Biyomalzemeler’’, *Bilim ve Teknik Dergisi*, 2-4 (2002).
49. İnternet: Tübitak, ‘‘**Bilim ve Teknik Dergisi**’’, <http://www.bilimteknik.tubitak.gov.tr/system/files/biyomalzemeler.pdf>
50. Güven, ř., ‘‘Biyouyumluluk ve Biyomalzemelerin Seçimi’’, *Mühendislik Bilimleri ve Tasarım Dergisi*, 2(3): 303-311 (2014).
51. Gür, A. K., ‘‘şekil Hafıza Özelliğine Sahip Ni-Ti Alaşımının Biyouyumluluğu’’, *Fırat Üniv. Fen Bil. Enst. Yüksek Lisans Semineri*, Elazığ (2003).
52. Kuhn, T. L., ‘‘Biomaterials Introduction to Biomedical Engineering’’, *Third Edition, Elsevier Press* (2012).
53. Gür, A. K., Taşkın, M., ‘‘Metalik Biyomalzemeler ve Biyoyum’’ *Fırat Üniversitesi Doğu Araştırmaları Dergisi*, Elazığ (2004).
54. İnternet: Metal Dünyası, <http://www.metaldunyasi.com/tr/dergi.asp?id=611&dergi=buay> (2019).
55. Kahraman, N., ‘‘Metalik implant malzeme yüzeylelerinin biyo uyumlu polimerlerle kaplanarak biyo aktif hale getirilmesi’’, Yüksek Lisans Tezi, *Dokuz Eylül Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü*, İzmir (2012).
56. Ayhan, H., ‘‘Biyomalzemeler’’, Hacettepe Üniversitesi, *Bilim Teknik Dergisi*, 17 s. (2002).
57. Akdoğan, G., ‘‘Ti-6Al-4V Alaşımının Biyokorozyon ve Biyouyumluluk Özelliklerinin Araştırılması’’, *Gazi Üniversitesi*, Ankara, s. 4-58. (1998).
58. Ratner, B. D., Hoffman, A. S., Schoen F. J., Lemons J. E., ‘‘*Biomaterials Science: An Introduction to Materials in Medicine*’’, San Diego (1996).
59. Langer, R., Cima, L. G., Tamada, J. A. ve Wintermantel, E., ‘‘Futuredirections in biomaterials’’, *Biomaterials*, Vol. 11, 742 p. (1990).
60. Korsacılar, D., ‘‘Metalik İmplant Malzeme Yüzeylelerinin Elektropolimerizasyon Yöntemi İle Sentetik Hidrojel Polimerle Kaplanarak Biyouyumluluğuun Arttırılması’’, Yüksek Lisans Tezi, *Dokuz Eylül Üniversitesi, Fen Bilimleri Enstitüsü*, İzmir (2012).
61. Moioli, E. K., Clark, P. A., Xin, X. J., Lal, S., Mao, J. J., ‘‘Matrices and scaffolds for drug delivery in dental, oral and craniofacial tissue engineering’’ *Biotechnol Pro.*, 25 (6): 1539- 1560, (16) (2009).

62. Bilgen, Ö. F., Bilgen, S., Ermutlu, C., "Kalça protezlerinde malzeme ve tasarım özellikleri", *TOTBİD Dergisi*, 10 (2): 147-157 (2011).
63. Jonn, B. P., Young, K. K., "Unit:37 Metallic Biomaterials", *Biomedical Engineering Handbook* (2000).
64. Gökçek, E. I., "Ortopedik İmplant ve Protezlerin Tasarımı İçin Biyomalzemelerin Mekanik Özelliklerinin Araştırılması", Yüksek Lisans Tezi, *Zonguldak Karaelmas Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü*, Zonguldak (2006).
65. Williams, D. F., "Enzymic Hydrolysis of Polylactic Acid", Properties And Clinical Uses Of Cobalt-Cromium Alloys, Florida. (1982).
66. Hill, D., Wiley, J., "Desing Engineering Of Biomaterials For Medical Devices", *Biomaterials Science And Engineering Series*, Toronto. (1998).
67. Kıyıcı, İ. A., "Plazma Püskürtme Yöntemiyle Üretilen Hidroksiapatit-Cam Kompozit Kaplamaların Karakterizasyonu", Yüksek Lisans Tezi, *Marmara Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü*, İstanbul, Türkiye (2011).
68. Özkan, A., Şişik, N., Öztürk, U., "Kompozit Malzemelerin Ağız, Yüz, Çene Cerrahisinde Kullanımı ve Malzeme Uygunluklarının Belirlenmesi", *Düzce Üniversitesi Bilim ve Teknoloji Dergisi*, 4, 227-242 (2016).
69. İnternet: "Titanium Diş Protezi", <http://admet.com/blogposts/astm-f2516-tension-testing-of-nitinol-how-to-guide/> (2019).
70. Bulut, B., "Ticari İnert Cam Katkılı Hidroksiapatit-Alümina ve Hidroksiapatit-Zirkonya Kompozitlerinin Üretimi ve Karakterizasyonu", Yüksek Lisans Tezi, *İstanbul Teknik Üniversitesi, Fen Bilimleri Enstitüsü* (2014).
71. Arslandağ, İ., "Hidroksiapatitin Kontrollü İlaç Salımında Kullanımı", Yüksek Lisans Tezi, *Yıldız Teknik Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü*, İstanbul (2006).
72. Başar, H. M., "Organik Kökenli Doğal Adsorbanlarla Kontrollü İlaç Salınımı", Yüksek Lisans Tezi, *İstanbul Teknik Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü*, İstanbul (2006).
73. Çiftçioğlu, R., "The Preparation and Characterization of Hydroxyapatite Bioceramic Implant Material", Master Thesis, *İzmir Institute of Technology*, İzmir (2000).
74. Shi, D., "Introduction to Biomaterials", Editor, *Tsinghua University Press and World Scientific Publishing Co. Pte. Ltd, Beijing* (2006).

75. Guo, H., Khor, K. A., Boey, Y. C. And Miao, X., ‘‘Laminated and function ally graded hydroxyapatite/ yttria stabilized tetragonal zirconia composites fabricated by spark plasma sintering’’, *Biomaterials*, 24, 667-675 (2003).
76. Hench, L. L., ‘‘Bioceramics’’, *J. Am. Ceram. Soc.*, 81, 1705-1728 (1998).
77. Oktar, F. N., ‘‘Micro structure and mechanical properties of sintered enamel hydroxyapatite’’, *Ceramics International.*, 33, 1309-1314 (2007).
78. Erkmen, E. Z., ‘‘The effect of heat treatment on themorphology of D-Gun sprayed hydroxyapatite coatings, *J. Biomed. Mater. Res.*, A, 48, 861–868 (1999).
79. Taş, A. C., ‘‘Kalsiyum Fosfat Esaslı Biyoseramik Protez Malzemelerinin Üretimi’’, Yüksek Lisans Tezi, *ODTÜ Fen Bilimleri Enstitüsü*, Ankara (1999).
80. İnternet: ‘‘Biyomalzemeler Nedir? Nerelerde Kullanılır?’’, <http://www.durantuncel.com/tr/> (2019).
81. Güner, A. T., Meran, C., ‘‘Ortopedik İmplantlarda Kullanılan Biyomalzemeler’’, *Pamukkale Univ. Muh. Bilim Derg.*, 26 (1): 54-67 (2020).
82. Gürsoytrak, B., ‘‘İmplant Uygulamalarında Farklı Yüzey Özelliklerinin Osseointegrasyon Üzerine Etkisinin Rezonans Frekans Analizi İle Değerlendirilmesi’’, Doktora Tezi, *Selçuk Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü*, Konya (2013).
83. Altuncu, E. ve F. Üstel. "Medikal kaplamalar ve teknolojik beklentiler", *Türk Mimar ve Mühendis Odaları Birliği* 65-69 (2012).
84. Büyüksağış, A., ‘‘Biomimetik Yöntemle Hidroksiapatit (HA) Kaplama’’, *Makine Teknolojileri Elektronik Dergisi* (2009).
85. Wang, D., Chen, C., He, T. ve Lei, T., ‘‘Hydroxyapatite Coating on Ti6Al4V Alloyby aSol-Gel Method’’, *Journal of MaterialsScience:Materials in Medicine*, 19, 2281–2286 (2008).
86. Evis, Z., ‘‘Cu²⁺ Eklenmiş HidroksiapatitlerinYüksek Sıcaklıkta Sinterlenmesi ve İç Yapı İncelemesi’’, *Gazi Üniversitesi MühendislikMimarlık Fakültesi Dergisi*, 24 (4): 569–573 (2009).
87. You, C., Oh, S. ve Kim, S., ‘‘Influences of Heatin Condition and Substrate-Surface Roughness on the Characteristics of Sol-Gel-Derived Hydroxyapatite Coatings’’, *Journal of Sol-GelScienceandTechnology*, 21, 49–54 (2001).

101. Can, G., Ersoy, E., Aksu, L. M., “Diş Hekimliğinde Maddeler Bilgisi”, *Özyurt matbacılık*, 210-214 (2014).
102. Ivasyshyn, O. M, Aleksandrov, A. V., “Status of The Titanium Production, Research, and Applications in the CIS”, *Mater. Sci.*, 44(3): 311–327 (2008).
103. Cui, C., Hu, B. M., Zhao, L., Liu, S., “Titanium Alloy Production Technology, Market Prospects and Industry Development”, *Materials and Design*, 32, 1684–1691 (2011).
104. Liu, X., Chu, P. K., Ding, C., “Surface Modification of Titanium, Titanium Alloys, and Related Materials for Biomedical Applications”, *Materials Science and Engineering: R: Reports*, 47 (3–4): 49-121 (2004).
105. Özdemir, B., “Lazer ile Titanyum ve Magnezyum Alaşımlarının İşlenmesi ve Kaynağı”, Bitirme Tezi, *Kocaeli Üniversitesi, Mühendislik Fakültesi*, Kocaeli (2006).
106. William, F. S., Structure and Properties Of Engineering Alloys, *McGraw-Hill International Editions*, 433-487 (1993).
107. Boettcher, C., Bell, T., Dong, H., “Surface Engineering of Timet 550 With Oxygento Form A Rutile-Based, Wear Resistant Coating”, *Metallurgical and Materials Transactions A33*, 4, 1201-1211 (2002).
108. Stachowiak, G., Bachelor, A. W., Engineering Tribology, *Elsevier Butterworth Heinemann*, Oxford (2013).
109. İnternet: “Titanyum Alloys-Physical Properties”, <http://www.azom.com/Details.asp?ArticleID=1341> (2019).
110. Akyol, S., “Ti6Al4V Titanyum Alaşımının İşlenebilirliğinin Isıl İşlem Yardımıyla Artırılması, Yüksek Lisans Tezi, *İstanbul Teknik Üniversitesi, Fen Bilimleri Enstitüsü*, İstanbul, 223609 (2007).
111. Zeng, L., Bieler, T. R., “Effects of working, heat treatment, and aging on microstructural evolution and crystallographic texture of a', a", a" and Q phases in Ti-6Al-4V wire”, *Materials Science and Engineering*, A 392, 403-414 (2005).
112. Akagündüz, E., “Isıl işlem görmüş Ti6Al4V alaşımının yüzey özelliklerinin mikroyapı ve yüzey çizilme dayanımları açısından incelenmesi”, Yüksek Lisans Tezi, *Gebze Yüksek Teknoloji Enstitüsü, Mühendislik ve Fen Bilimleri Enstitüsü*, Kocaeli, 179147 (2008).
113. Ezugwu E. O., Wang Z. M., Titanium alloys and their machinability, *Journal of Materials Processing Technology*, 68, 262-274 (1997).

114. İçdem, C., ‘‘Saf Titanyum ve Ti6Al4V, Ti6Al7Nb Alaşımlarının Akışkan Yatak Ortamında Termal Oksidasyonu’’, Yüksek Lisans Tezi, **İstanbul Teknik Üniversitesi, Fen Bilimleri Enstitüsü**, İstanbul, 252003 (2007).
115. İnternet: ‘‘International Titanium Association’’, <http://www.titanium.org/> (2011).
116. Brunette D. M., Tengvall, P., Textor, M., Thomsen, M., Titanium in medicine, **Springer**, Germany (2001).
117. Uzun, İ. H., Bayındır, F., ‘‘Dental Uygulamalarda Titanyum ve Özellikleri’’ **Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi** (2010).
118. Yücel, Z., ‘‘Lazer ve kumlama yöntemleri ile Ti6Al4V alaşımında fonksiyonel yüzeylerin oluşturulması’’, Yüksek Lisans Tezi, **Kocaeli Üniversitesi, Fen Bilimleri Enstitüsü**, Kocaeli, 232710 (2008).
119. İnternet: ‘‘Diş hekimliğinde Titanyum Uygulamaları’’, <http://www.ido.org.tr/dergi.asp?Sayi=91> (2010).
120. Askeland, D. R., Phulé, P. P., Wright, W. J., Bhattacharya, D. K., The Science and Engineering of Materials, **Springer, VNR International**, USA (2003).
121. Van Noort, R., Introduction To Dental Materials. Edinburgh; New York: **Mosby**: 221-230 (2002).
122. Jackson, M. J., Waqar, A., Surface Engineered Surgical Tools and Medical Devices. New York: **Springer**, 533-576 (2007).
123. Bartın Üniversitesi, ‘‘Demir Dışı Metaller I Ders Notları’’, **Metallere Plastik Şekil Verme** (2008).
124. Niinomi, M., ‘‘Metallic Biomaterials’’, **Journal of ArtificialOrgans**, 11: 105-110 (2008).
125. Günyüz, M., Uğurlu, F., Baydoğan, M., ‘‘Mikro ark oksidasyon işlemi uygulanmış Tİ6AL4V alaşımlarının in-vivobiyouyumluluk özelliklerinin incelenmesi’’, **Engineer&the - search.ebscohost.com** (2010).
126. Silvast, W. T., ‘‘Laser Fundametals’’, Second Edition, **Cambridge University Press**, UK, 250-290 (2004).
127. Csele, M., ‘‘Fundamentals of Light Sources and Lasers’’, **Published by John Wiley&Sons**, US, 170-179 (2004).
128. Tokdemir, M., ‘‘Lazer Kaynağıyla Birleştirilmiş Demir Esaslı T/M Malzemelerin Kaynak Bölgesinin Mekanik Özellikleri’’, Doktora Tezi, **Celal Bayar Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü**, Manisa (2007).

129. Mcaleese, F. G., "The Laser Experimenter's Handbook", *TAB Books*, USA, 25-30 (1979).
130. Arcan, A., "Lazer Işını İle Metallerin Kesilmesine Etki Eden Parametrelerin İncelenmesi", Yüksek Lisans Tezi, *Dokuz Eylül Üniversitesi, Fen Bilimleri Enstitüsü*, İzmir (2011).
131. Karaaslan, A., "Lazer ile Malzeme İşlemleri", Birinci Basım, *Literatür Yayınları*, İstanbul, 80-90 (2009).
132. Püskülcü, G. ve Koçlular, F., "Lazer Kaynak Yöntemi ve Uygulamaları", *Mühendis ve Makine*, 50 (599): 1-3 (2009).
133. Özden, H. B. T. ve Çelik, S., "Sanayide Kullanılan Yüksek Güçlü Lazer Makineleri ve Lazer İmalat Yöntemleri", Yüksek Lisans Tezi, *Ege Üniversitesi Makine Mühendisliği Bölümü, Fen Bilimleri Enstitüsü*, İzmir (1998).
134. Koechner, W., Bass, M., "Solid-State Lasers", *Springer-Verlag*, New York, ABD (2003).
135. İnternet: "Lazer Çesitleri", <https://www.troteclaser.com/tr/teknikbilgi/faqs/lazer-cesitleri/> (2019).
136. Singh, C. S., Zeng, H., Guo, C., and Cai, W., "Lasers: Fundamentals, Types and Operations, Nanomaterials: Processing and Characterization with Lasers", First Edition, *Wiley-VCH Verlag GmbH & Co*, 810 (2012).
137. Durmuş, H., "CO₂ Lazer Kaynağıyla Birleştirilmiş Al. Matriksli Kompozitlerin Kaynak Bölgesinin Mekanik Özellikleri", Doktora Tezi, *Celal Bayar Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü*, Manisa, 40-90 (2006).
138. Kou, S., "Welding Metallurgy", Second Editon, *A John Wiley & Sons, INC.*, Publication, 7-200 (2003).
139. Çelen, S., "Paslanmaz Çeliklerin Lazer Kaynağında Kaynak Parametrelerinin Bağlantının Dayanım ve Korozyon Özelliklerine Etkisinin İncelenmesi", Yüksek Lisans Tezi, *Dokuz Eylül Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü*, İzmir (2006).
140. El-Batahgy, A. M., "Effect of Laser Welding Parameterson Fusion Zone SHAe and Solidification Structure of Austenitic Stainless Steels", *Materials Letters*, 32 (2-3): 155-163 (1997).
141. Weber, M. J., "Handbook of Laser", *University of California Berkeley, CRC Press*, 10-12 (2001).

142. İnternet: “Cnc-Lazer-Kesim”,
<https://www.emkcncmetal.com.tr%2Fhizmet-cnc-lazer-kesim-56.html>
(2019).
143. İnternet: “Lazer-Kesim”, <https://www.piranalazer.com%2Ftr%2Flazer-kesim%2Flazer> (2019).
144. Balasubramanian, K. R., Shanmugam, S., Buvanashakaran, G., and Sankaranayanasamy, K., “Numerical and Experimental Investigation of Laser Beam Welding of AISI 304 Stainless Steel Sheet”, *Advances and Production Engineering & Management*, 3 (2): 93-105 (2008).
145. Duley, W. W., “Laser Processing and Analysis of Materials”, *Plenum Press*, New York, 77-88 (1983).
146. Ruggiero, A., Tricarico, L., Olabi, A. G., Benyounis, K. Y., “Weld-Bead Profile and Costs Optimisation of the CO₂ Dissimilar Laser Welding Process of Low Carbon Steel and Austenitic Steel AISI 316”, *Optics & Laser Technology*, 43 (1): 82–90 (2011).
147. Koç, E., Dinçer, D., “Lazere Giriş ve Genel Bilgiler”, *Continuing Medical Education Turkderm*, 46, 2-6 (2012).
148. Çelik, B., “Nanosaniye Lazer Kullanarak Pvc Malzeme Üzerinde Mikro Ölçekli Deliklerin Optimum Parametrelerinin Taguchi Metodu İle Belirlenmesi”, Yüksek Lisans Tezi, *Kocaeli Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü*, Kocaeli (2011).
149. Chow, W. W., Koch, S. W., Semiconductor-Laser Fundamentals: physics of the gain materials, *Springer-Verlag*, Berlin-Almanya (1999).
150. Mahrle, A., and Schmidt, J., “The Influence of Fluid Flow Phenomena on the Laser Beam Welding Process”, *International Journal of Heat and Fluid Flow*, 23 (3): 288–297 (2002).
151. Kahraman, N., Gülenç, B., Modern Kaynak Teknolojisi, *EPA-MAT Basım Yayın Ltd. Şti, Genişletilmiş 3. Baskı*, 204-205-206 (2016).
152. Majumdar, D., and Manna, I., “Laser Processing of Materials”, *Sadhana*, 28 (3-4) (2003).
153. İnternet: “Welding of Titanium Alloys”,
<http://www.keytometals.com/Article28.ht> (2019).
154. Uzun, O. R., Durmuş, H., Meriç, C., “CO₂ Lazer Kaynağıyla Birleştirilmiş Ti64 Titanyum Alaşımının Optimum Kaynak Şartlarının Belirlenmesi”, *SMYO Teknik Bilimler Dergisi*, 1-10 (2006).

155. Li, Z., Gobbi, S. L., Norris, I., Zolotovskiy, S., Richter, K. H., ‘‘Laser Welding Techniques for Titanium Alloy Sheet, *Journal of Materials Processing Technology*, 65 (1-3): 203-208 (1997).
156. Yavuz, H., am, G., ‘‘Lazer – Ark Hibrit Kaynak Yöntemi’’, *Mühendis ve Makine Dergisi* (2005).
157. Katz, P. H., Neoh, K. G., Kang, E. T., Wang, W., ‘‘Surface Functionalization of Titanium with Hyaluronic Acid/Chitosan Polyelectrolyte Multilayers and RGD for Promoting Osteoblast Functions and Inhibiting Bacterial Adhesion’’, *Biomaterials*, 29, 1412–1421 (2008).
158. Kokubo, T., Takadama, H., ‘‘How Useful is SBF in Predicting in Vivo Bone Bioactivity?’’, *Biomaterials*, 27: 2907–2915 (2006).
159. ‘‘ASTM G1 Standard Practice for Preparing, Cleaning, and Evaluation Corrosion Test Specimens’’, *American Society for Testing and Materials* (1999).
160. Köse, C. and Kaçar, R., ‘‘In Vitro Bioactivity and Corrosion Properties of Laser Beam Welded Medical Grade AISI 316L Stainless Steel in Simulated Body Fluid’’, *Int. J. Electrochem. Sci.*, 11, 2762 – 2777 (2016).
161. Elmer, J. W., Palmer, T. A., Babu, S. S., Zhang, W., Debroy, T., ‘‘Phase Transformation Dynamics During Welding of Ti-6Al-4V’’, *Journal of Applied Physics*, 95, 8327 (2004).
162. Akman, E., Demir, A., Canel, T. and Sınmazçelik, T., ‘‘Laser Welding of Ti6Al4V Titanium Alloys’’, *J. Mater. Process. Technol.*, 209 (8): 3705–3713 (2009).
163. Yunlian, Q., Ju, D., Quan, H. and Z. Liying, Z., ‘‘Electron Beam Welding, Laser Beam Welding and Gas Tungsten Arc Welding of Titanium Sheet’’, *Materials Science and Engineering: A*, A280, (1): 177–181 (2000).
164. Caiazzo, F., Curcio, F., G. Daurelio, G. and Memola, F., Minutolo, C., ‘‘Ti6Al4V Sheets Lap and Butt Joints Carried Out by CO₂ Laser: Mechanical and Morphological Characterization’’, *Journal of Materials Process. Technol.*, 149, (1–3), 546–552 (2004).
165. Manivasagam, G., Dhinasekaran, D. and Rajamanickam, A., ‘‘Biomedical Implants: Corrosion and Its Prevention-a Review’’, *Recent Patents on Corrosion Science*, Bentham Open, 2, 54 (2010).
166. Chew, K. K., Zein, S. H. S., Ahmad, A. L., ‘‘Natural Science’’, 4, 184 (2012).

167. Yılmaz, R., Tümer, M., “The Effect of Shielding Gases on the Microstructure and Toughness of Stainless Steels Weldments by FCAW”, **63rd Annual Assembly & International Conference of the International Institute of Welding**, İstanbul (2010).
168. Üçok, İ., Kramer, L. S., Mehmet, N., Güngör, M. N., Wolfe, P., Dong, H., Troy, W., “Akışın Şekillendirilmiş Ti-6Al-4V Tüplerinin Mikroyapı ve Gerilme Özellikleri Üzerine Kaynağın Etkisi”, **Malzeme Bilimi ve Mühendisliği: A**, 410-411: 160-164 (2005).
169. Destefani, J., “Introduction to Titanium and Titanium Alloys”, **Metals Handbook ASM**, 2, 586-59 (1990).
170. Wang, S. H. H., Wei, M. D. D., Tsay, L. W. W., “Tensile Properties of LBW Weld sin Ti-6Al-4V Alloy at Evaluated Temperatures below 450 °C”, **Materials Letters**, 1815-1823 (2003).
171. Fan, Y. P., Shipway, H., Tansley, G. D., Xu, J., “The effect of heat treatment on mechanical properties of pulsed ND: YAG welded thin Ti6Al4V”, **Adv. Mater. Res.**, 189-193, 3672-3677 (2011).
172. Ahn, J., Chen, L., Davies, C. M., Dear, J. P., “Parametric optimisation and microstructural analysis on highpower Yb-fibre laser welding of Ti-6Al-4V”, **Optics and Lasers in Engineering**, 86, 156-171 (2016).
173. Hilton, J., Blackburn, P. C., “Welding of Ti6Al4V with fibre delivered laser beams”, in **Proceedings of ICALEO (Laser Institute of America)**, 887-895 (2007).
174. Köse, C., Karaca, E., “Ti6Al4V Alaşımının Fiber Lazer Kaynak Kabiliyeti”, **Technological Applied Science**, 12 (3): 140-152 (2017).
175. Casalino, G., Mortello, M., and Campanelli, S. L., “Ytterbium Fiber Laser Welding of Ti6Al4V Alloy”, **JManuf Process.**, 20, 250-256 (2015).
176. Mehrpouya, M., Gisario, A., Elahinia, M., “Laserwelding of NiTi shape memory alloy: a review”. **J. Manuf. Process.** 31, 162-186 (2018).
177. Fomin, F., Ventzke, V., Dorn, F., Levichev, N., Kashaev, N., “Effect of microstructure transformations on fatigue properties of laser beam welded Ti-6Al-4V but joints subjected to post weld heattreatment”, ed. by T. Tański **IntechOpen**, 111-141 (2017).
178. Chen, Z., Yan, X., Chang, Y., Xie, S., Ma, W., Zhao, G., Liao, H., Fang, H., Liu, M. And Cai, D., “Effect of polarization voltage on the surface componentization and biocompatibility of micro-arc oxidation modified selective laser melted Ti6Al4V”, **Materials Research Express**, 6, 086425 (2019).

179. Aydın, İ., Kirman, M., Gönenli, C., “Investigation of Mechanical Properties By Finite Elements Method of Hydroxyapatite Coating of Ti6Al4V Material Surface Using Aminoacetic Acid-Sodium”, *Advanced Researches & Engineering Congress*, (2017).
180. Barrere, F., Layrolle, S., Van Blitterswijk, C. A., De Groot, K., “Biomimetic Calcium Phosphate Coatings with Ti6Al4V: Octacalcium Phosphate with Mg and An Inhibition Crystal Growth Study 2+ and HCO 3-Bone”, 24, 107S-111S (1999).
181. Tengvall, P., Lundstrom, I., “Physico-Chemical Evaluation of Titanium as a Biomaterial”, *Clin Mater*, 9 (2): 115–134 (1992).
182. Healy, K. E., Ducheyne, P., “Hydration and Preferential Molecular Adsorption on Titanium in Vitro”, *Biomaterials*, 13 (8): 553–561 (1992).
183. Combes, C., Rey, C., Freche, M., “IR Study of XPS and Dicalcium Phosphate Dehydrate”, *Kolloidler Surf B: Biointerfaces*, 11, 15–27 (1998).
184. Habibovic, S., Barrere, F., Van Blitterswijk, C. A., DeGroot, K., Layrolle, S., “Biomimetic Hydroxyapatite Coating on Metal Implants”, *Journal of Am. Ceram. Soc.*, 85 (3): 517–522 (2002).
185. Yılmaz, B., Evis, Z., “Titanium Alaşımının Selenat Eklenmiş Hidroksiapatit ile Kaplanması”, *Afyon Kocatepe Üniversitesi Fen ve Mühendislik Bilimleri Dergisi*, 14: 335-339 (2014).
186. Gua, Y. W., Khora, K. A., Cheang, P., “In vitro studies of plasma-sprayed hydroxyapatite/Ti-6Al-4V composite coatings in simulated body fluid (SBF)”, *Biomaterials*, 24, 1603–1611 (2003).
187. Muralithran, G. ve Ramesh S., “The Effects of Sintering Temperature on the Properties of Hydroxyapatite”, *Ceramics International*, 26, 221-230 (2000).
188. Byrappa, K. and Ohachi, T., “Growth of Hydroxyapatite Crystals-Atsuo Ito and Kazuo Onuma”, *Crystal Growth Technology, Chapter 16, William Andrew Publishing*, NewYork (2006).
189. Arumugam, M. K., Hussein, M. A., Adesina, A. Y., and Al-Aqeeli, N., “In vitro corrosion and bioactivity performance of surface-treated Ti-20Nb-13Zr alloys for orthopedic applications”, *Coatings*, 9, 344 (2019).
190. Kumar, A. M., Hussein, M. A., Adesina, A. Y., Ramakrishna, S. and Al-Aqeeli, N., “Influence of surface treatment on PEDOT coatings: Surface and electrochemical corrosion aspects of newly developed Ti alloy”, *RSC Adv.*, 8, 19181–19195 (2018),

191. Saha, P., Datta, S., Raza, M. S. and Kumar Pratihari, D., “Effects of heat input on weld-bead geometry, surface chemical composition, corrosion behavior and thermal properties of fiber laser-welded nitinol shape memory alloy”, *Journal of Materials Engineering and Performance*, 28, 2754–2763 (2019).
192. Oshida, Y., Hashem, A., Nishihara, T. And Yapchulay, M. V., “Fractal dimension analysis of mandibular bones: Toward a Morphological Compatibility of Implants”, *BiD-Medical Materials and Engineering*, 4, 397-407 (1994).
193. Yamaue, T., “Implant materials for dental applications”, *Met Technol*, 55, 21-26 (1985).
194. Albrektsson, T., “Biological factors of importance for bone integration of implanted devices”. J. Older (ed.) In *Implant Bone Interface*, Springer-Vedag, 12-17 (1990).
195. Schroeder, A., Sutter, F., Krekeler, G., “Oral implantology”. New York: *Georg Thieme Verlag Stuttgart*, 47-49 (1991).
196. Narayanan, R., Dutta, S., Seshadri, S. K., “Hydroxy apatite coatings on Ti-6Al-4V from seashell”, *Surface&CoatingsTechnology*, 200, 4720 – 4730 (2006).
197. Dai, N., Zhang, L. C., Zhang, J., Chen, Q., Wu, M., “Corrosion Behavior of Selective Laser Melted Ti-6Al-4 V Alloy in NaCl Solution”, *Corrosion Science*, 102, 484-489 (2016).
198. Zhu, X., Zhang, G. and Yan, C., “Grain boundary effects on microstructural stability of nano crystalline metallic materials”. Borek, W. & Tanski, T. (eds.) In *Study of grain boundary character*. Tech, Croatia, 143-159 (2016).
199. Aung, N. and Zhou, W., “Effect of grain size and twins on corrosion behaviour of AZ31B magnesium alloy”, *Corrosion Science*, 52(2): 589 (2010).

ÖZGEÇMİŞ

Şennur Arslan 1972 yılında İzmir’de doğdu; ilk ve orta öğrenimini aynı şehirde tamamladı. İzmir Kız Lisesinin Fen Bölümünden 1989 yılında mezun oldu. 1991 yılında Dokuz Eylül Üniversitesi İzmir Meslek Yüksekokulunun Makine-Resim-Konstrüksiyon Bölümünden dereceyle 1993 yılında mezun olduktan sonra, 1994 ve 1995 yıllarında BMC San. Tic. A. Ş firmasında çalıştı. 1995 yılında evlenerek Safranboluya yerleşti. 2001 yılında Anadolu Üniversitesi İktisat Bölümünden mezun oldu. 2014 yılında Karabük Üniversitesi Mühendislik Fakültesi Metalurji ve Malzeme Mühendisliği Bölümünde öğrenime başlayıp, 2017 yılında iyi derece ile mezun oldu. 2017 yılında Karabük Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü İmalat Mühendisliği Anabilim Dalında başlamış olduğu yüksek lisans eğitimine devam etmektedir. Evli ve 2 çocuk annesidir.

ADRES BİLGİLERİ

Adres : Karabük Üniversitesi
Teknoloji Fakültesi
İmalat Mühendisliği Bölümü
Balıklarkayası Mevkii /KARABÜK

Tel : 05425916325

E-posta : sennurarslan72@hotmail.com.tr