

**TOZ METALÜRJİSİ İLE ÜRETİLEN TİTANYUM
ALAŞIMI BİYOMALZEMELERİN KOROZYON VE
AŞINMA DAVRANIŞLARININ İNCELENMESİ**

**2017
DOKTORA TEZİ
İMALAT MÜHENDİSLİĞİ**

İlhal ŞİMŞEK

**TOZ METALÜRJİSİ İLE ÜRETİLEN TİTANYUM ALAŞIMI
BİYOMALZEMELERİN KOROZYON VE AŞINMA DAVRANIŞLARININ
İNCELENMESİ**

İjla ŞİMŞEK

Karabük Üniversitesi

Fen Bilimleri Enstitüsü

İmalat Mühendisliği Anabilim Dalında

Doktora Tezi

Olarak Hazırlanmıştır

KARABÜK

Temmuz 2017

İjlal ŞİMŞEK tarafından hazırlanan “TOZ METALÜRJİSİ İLE ÜRETİLEN TİTANYUM ALAŞIMI BİYOMALZEMELERİN KOROZYON VE AŞINMA DAVRANIŞLARININ İNCELENMESİ” başlıklı bu tezin Doktora Tezi olarak uygun olduğunu onaylarım.

Prof. Dr. Dursun ÖZYÜREK

Tez Danışmanı, İmalat Mühendisliği Anabilim Dalı



Bu çalışma, jürimiz tarafından oy birliği ile İmalat Mühendisliği Anabilim Dalında Doktora tezi olarak kabul edilmiştir. 10/07/2017

Ünvanı, Adı SOYADI (Kurumu)

İmzası

Başkan : Prof. Dr. İbrahim ÇİFTÇİ (ÇAKÜ)

Üye : Prof. Dr. Selhan KARAGÖZ (KBÜ)

Üye : Prof. Dr. Dursun ÖZYÜREK (KBÜ)

Üye : Yrd. Doç. Dr. Tansel TUNÇAY (KBÜ)

Üye : Yrd. Doç. Dr. Mustafa TÜRKMEN (KOÜ)



...../...../2017

KBÜ Fen Bilimleri Enstitüsü Yönetim Kurulu, bu tez ile, Doktora derecesini onamıştır.

Prof. Dr. Filiz ERSÖZ

Fen Bilimleri 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.”

İjla ŞİMŞEK

ÖZET

Doktora Tezi

TOZ METALÜRJİSİ İLE ÜRETİLEN TİTANYUM ALAŞIMI BİYOMALZEMELERİN KOROZYON VE AŞINMA DAVRANIŞLARININ İNCELENMESİ

İjlal ŞİMŞEK

Karabük Üniversitesi

Fen Bilimleri Enstitüsü

İmalat Mühendisliği Anabilim Dalı

Tez Danışmanı:

Prof. Dr. Dursun ÖZYÜREK

Temmuz 2017, 107 sayfa

Bu çalışmada, ilk olarak farklı sürelerde mekanik alaşımlama ile üretilen Ti6Al4V alaşımlarının, vücut sıcaklığı ve yapay vücut sıvısı ortamında (in-vitro) korozyon ve aşınma performansları araştırılmıştır. Çalışmanın ilk aşamasında, mekanik alaşımlama ile üretilen Ti6Al4V alaşımında, farklı mekanik alaşımlama sürelerinin (15, 30, 60, 90, 120 dak) alaşımın toz boyutu üzerindeki etkisi belirlenmiştir. Üretilen alaşım tozlar, soğuk preslenerek (620 MPa) ön şekillendirilmiştir. Şekillendirilen ham parçalar, 4 °C/dak ısıtma hızı ile 1300 °C sıcaklıkta ve 10⁻⁶ mbar vakum altında iki saat sinterlenmiştir. Sinterlenen Ti6Al4V alaşımlarının yoğunluk, sertlik, korozyon ve aşınma testleri yapılmıştır. Böylece, bir toz metalürjisi yöntemi olan mekanik alaşımlama süresinin etkisi ile toz boyutu değişiminin mikro yapı ve vücut ortamına uygun şartlarda korozyon ve aşınma davranışlarına etkisinin belirlenmesine çalışılmıştır. Korozyon testleri potansiyodinamik polarizasyon tekniği

kullanılarak, 37 °C vücut sıcaklığında, yapay vücut sıvısı içerisinde, ± 750 mV tarama aralığında ve 1 mV/sn tarama hızıyla uygulanan bir döngüsel polarizasyon ölçümü gerçekleştirilmiştir. Aşınma testleri ise pin-on-disk tipi aşınma cihazında, üç farklı yük (10-20-30 N) altında, dört farklı aşınma mesafesinde (400-800-1200-1600 m) ve 1 ms^{-1} kayma hızı ile yapay vücut sıvısı ortamında yapılmıştır. Bu aşamada yapılan çalışmalar sonucunda Ti6Al4V alaşımlarında mekanik aşınma süresi arttıkça toz boyutunun azaldığı belirlenmiştir. Mekanik aşınma süresine bağlı olarak alaşımların korozyon özelliklerinin değiştiği ve azalan tane boyutu ile korozyon oranının arttığı belirlenmiştir. Potansiyodinamik polarizasyon testler sonrasında korozyona uğramış yüzeyler incelendiğinde, mekanik aşınma süresi arttıkça, alaşımların yüzeyinde çukurcuk oluşma eğiliminin arttığı gözlenmiştir. Yapılan sertlik ve aşınma testleri ölçümleri sonucunda en yüksek sertlik 120 dak mekanik aşınmış numunelerde elde edilirken, en düşük ağırlık kaybı da 120 dakika mekanik aşınmış numunelerde elde edilmiştir.

İkinci aşamada, V'un olumsuz etkileri nedeniyle Ti5Al2,5Fe ve Ti15Mo alaşımları da 120 dak mekanik aşınma yöntemi ile üretilerek, vücut sıcaklığında ve yapay vücut sıvısı içerisinde korozyon ve aşınma davranışları incelenmiştir. Yapılan çalışmalar sonucunda, mekanik aşınmış Ti5Al2,5Fe alaşımının yoğunluğu $4,314 \text{ gr/cm}^3$, sertliği 706,6 HV olarak ölçülmüştür. Ayrıca alaşımın yapısında α -Ti fazının baskın olduğu belirlenmiştir. Korozyon testleri sonucunda, potansiyodinamik polarizasyon parametrelerinde, I_{kor} değeri $18,24 \text{ mA/cm}^2$ ve korozyon oranı $0,34758 \text{ mm/yıl}$ olarak ölçülmüştür. Ti5Al2,5Fe alaşımlarının korozyon testleri sonrası yüzeylerinde, farklı boyutlarda çukurcukların oluşması, çukurcuk korozyonu mekanizmasının gerçekleştiğini göstermiştir. Mekanik aşınmış Ti15Mo alaşımının yoğunluğu $4,93 \text{ gr/cm}^3$, sertliği 299,5 HV olarak ölçülmüştür. Ti15Mo alaşımının yapısında Ti, Mo (β) ve TiO fazlarının olduğu belirlenmiştir. Ti15Mo alaşımının tafel eğrilerinden elde edilen potansiyodinamik polarizasyon parametrelerinde I_{kor} değeri $36,969 \text{ mA/cm}^2$ ve korozyon oranı $0,54448 \text{ mm/yıl}$ olarak ölçülmüştür. Ti15Mo alaşımının korozyon testleri sonucunda, çukurcuk korozyon mekanizmasının olduğu belirlenmiştir. Mekanik aşınmış Ti5Al2,5Fe ve Ti15Mo alaşımlarında yapay vücut sıvısı ve sıcaklığı ortamında yapılan aşınma testleri sonucunda, yük miktarı arttıkça ağırlık kaybı ve aşınma oranı

artmıştır. Her iki alaşımda en yüksek ağırlık kaybının ve aşınma oranı 30 N yük uygulanan numunelerde görülmüştür. Mekanik alaşımlanmış Ti5Al2,5Fe ve Ti15Mo alaşımlarının aşınma yüzeylerinden genel olarak, abrasif aşınma mekanizmasının aktif olduğu anlaşılmıştır.

Anahtar Sözcükler : Biyomalzeme, titanyum alaşımları, mekanik alaşımlama, korozyon davranışı, aşınma davranışı.

Bilim Kodu : 915.1.183



ABSTRACT

Ph. D. Thesis

INVESTIGATION OF CORROSION AND WEAR BEHAVIORS OF TITANIUM ALLOY BIOMATERIALS PRODUCED BY POWDER METALURGY

İjlal ŞİMŞEK

Karabük University

Graduate School of Natural and Applied Sciences

Department of Manufacturing Engineering

Thesis Advisor:

Prof. Dr. Dursun ÖZYÜREK

July 2017, 107 pages

In this study, the in-vitro corrosion and wear performance of Ti6Al4V alloys at body temperature are investigated at different simulated body temperature. At the first stage of the study, the effect of different mechanical alloying (MA) times (15, 30, 60, 90, 120 min) on the particle size of Ti6Al4V alloy produced by MA. Produced alloying powders are pre-formed by cold pressing (620 MPa). Preformed green parts are sintered for two hours at 1300°C with 4°C/min heating rate and under 10^{-6} mbar vacuum. Hardness, corrosion and wear tests are made on the sintered Ti6Al4V alloys. Therefore, this study aims to determine the effects of powder size, changed by different MA times, on the microstructure, and corrosion and wear behaviors in simulated body environment. Corrosion tests are performed as a cyclic polarization measurement using potentiodynamic polarization technique in a simulated body fluid and temperature of 37°C with ± 750 mV scan range and 1 mV/s scan rate. Wear tests

is performed on a pin-on-disk type wear device in simulated body fluid and under three different loads (10-20-30 N) for four different sliding distances (400-800-1200-1600 m) at 1 ms^{-1} sliding speed. It is determined that powder size decreases by the increasing MA time of Ti6Al4V. It is also determined that the corrosion properties of the alloys change by the mechanical alloying time, and the corrosion rate increases by decreasing particle size. Corroded surfaces are examined after potentiodynamic polarization tests and it is determined that as the MA time increases, pitting tendency of the alloy surfaces increases. Hardness and wear test revealed that the highest hardness and the lowest weight loss are obtained in samples MA'ed for 120 minutes.

In the second stage of the study, Ti5Al2.5Fe and Ti15Mo are also produced by MA for 120 min and their corrosion and wear behaviors in simulated body fluid at body temperature are examined since the negative effects of V. The density and hardness of MA'ed Ti5Al2.5Fe alloy are measured as 4.314 g/cm^3 and 706.6 HV respectively. It was also determined that the α -Ti phase dominates the structure of the alloy. As a result of the corrosion tests, in the potentiodynamic polarization parameters, the I_{corr} value is measured as 18.24 mA/cm^2 and the corrosion rate as 0.34758 mmpy. The formation of pits in different sizes on the surfaces of the Ti5Al2.5Fe alloys after corrosion treatment shows that the mechanism of the pitting corrosion takes place. The density and hardness values of the mechanically alloyed Ti15Mo alloy were measured as 4.93 g/cm^3 and 299.5 HV respectively. Ti, Mo (β) and TiO phases were formed in the structure of Ti15Mo alloy. In the potentiodynamic polarization parameters obtained from the Tafel curves of the Ti15Mo alloy, I_{corr} value is measured as 36.969 mA/cm^2 and the corrosion rate is measured as 0.54448 mmpy. As a result of the corrosion tests of the Ti15Mo alloy, it was determined that the mechanism of the pitting corrosion occurred. As a result of wear tests on MA'ed Ti5Al2.5Fe and Ti15Mo alloys performed in the environment of simulated body fluid and temperature, the weight loss and wear rate increased as the amount of load increased. The highest weight loss and wear rate in both alloys were observed in samples loaded with 30 N. It is understood from the wear surfaces of mechanically alloyed Ti5Al2.5Fe and Ti15Mo alloys that the abrasive wear mechanism is active in general.

Key Word : Biomaterial, titanium alloy, mechanical alloying, corrosion behavior,
wear behavior.

Science Code : 915.1.183



TEŞEKKÜR

Bu tez çalışmasının planlanmasında, araştırılmasında, yürütülmesinde ve oluşumunda ilgi ve desteğini esirgemeyen, engin bilgi ve tecrübelerinden yararlandığım, yönlendirme ve bilgilendirmeleriyle çalışmamı bilimsel temeller ışığında şekillendiren saygıdeğer hocam Prof. Dr. Dursun ÖZYÜREK'e sonsuz teşekkürlerimi sunarım.

Tezimin her aşamasında bilgileri ve tecrübeleri ile desteklerini esirgemeyen saygıdeğer hocalarım Prof. Dr. İbrahim ÇİFTÇİ ve Prof. Dr. Selhan KARAGÖZ'e ayrıca çalışma sürem boyunca yardımlarını ve desteklerini esirgemeyen Karabük Üniversitesi Teknoloji Fakültesi Öğretim Üyeleri Yrd. Doç. Dr. Tansel TUNÇAY'a, ve Yrd. Doç. Dr. Musa YILDIRIM'a teşekkür ederim.

Bu Doktora Tez Çalışmasında, Karabük Üniversitesi Rektörlüğü BAP Komisyonuna KBÜ-BAP-15/2-DR-026 numaralı proje ile desteklerinden dolayı teşekkür ederim.

Sevgili aileme, maddi ve manevi yardımlarını benden esirgemedi her zaman yanımda oldukları için tüm kalbimle teşekkür ederim. Son olarak çalışmalarım boyunca göstermiş olduğu anlayış ve hoşgörüden dolayı sevgili eşim Doğan ŞİMŞEK'e sonsuz teşekkür ederim.

İÇİNDEKİLER

	<u>Sayfa</u>
KABUL.....	ii
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	5
BİYOMALZEMELER.....	5
2.1. BİYOMALZEMELERİN TARİHÇESİ VE KULLANIM ALANLARI.....	6
2.2. BİYOMALZEMELERDEN BEKLENEN TEMEL ÖZELLİKLER.....	7
2.3. METALİK BİYOMALZEMELERİN SINIFLANDIRILMASI.....	8
2.3.1. Paslanmaz Çelikler	10
2.3.2. Kobalt Alaşımları.....	11
2.3.3. Titanyum Alaşımları.....	12
2.4. METALİK BİYOMALZEMELERİN MEKANİK ÖZELLİKLERİ.....	18
BÖLÜM 3	20
METAL VE ALAŞIMLARININ KOROZYON DAVRANIŞLARI	20
3.1. KOROZYONUN SINIFLANDIRILMASI.....	20
3.1.1. Homojen Dağılımlı Korozyon	21
3.1.2. Çukurcuk Korozyonu.....	21
3.1.3. Aralık Korozyonu	23

	<u>Sayfa</u>
3.1.4. Seçici Korozyon	23
3.1.5. Galvanik Korozyon	23
3.1.6. Taneler Arası Korozyon	24
3.1.7. Tane İçi Korozyon	25
3.1.8. Kazımalı Korozyon	25
3.1.9. Tabakalaşma Korozyonu	25
3.1.10. Mekanik Zorlamalı Korozyon Türleri	25
BÖLÜM 4	27
METAL VE ALAŞIMLARININ AŞINMA DAVRANIŞLARI	27
4.1. AŞINMA ZAMAN İLİŞKİSİ	28
4.2. AŞINMA MEKANİZMALARİ	28
4.2.1. Adhesif Aşınma	30
4.2.2. Abrasif Aşınma	31
4.2.3. Yorulma Aşınması	33
4.2.4. Eroziv Aşınma	33
4.2.5. Ögütmeli Aşınma	34
4.2.6. Oymalı Aşınma	34
4.2.7. Kazımalı Aşınma	35
4.2.8. Yenme Aşınması	35
4.2.9. Termal Aşınma	35
4.3. AŞINMA ÖLÇÜM YÖNTEMLERİ	36
4.3.1. Ağırlık Farkı Yoluyla Ölçme	36
4.3.2. Kalınlık Ölçme Yöntemi	36
4.3.3. İz Değişiminin Ölçülmesi Yöntemi	36
4.3.4. Radyoizotoplarla Ölçme Yöntemi	37
4.4. AŞINMANIN AZALTILMASI İÇİN GEREKLİ ÖNLEMLER	37
BÖLÜM 5	39
TOZ METALÜRJİSİ	39
5.1. TOZ METALÜRJİSİ	39
5.2. TOZ ÜRETİM YÖNTEMLERİ	40

	<u>Sayfa</u>
5.2.1. Mekanik Yöntemler	40
5.2.1.1. Talaşlı Üretim Yöntemleri	41
5.2.1.2. Öğütme.....	41
5.2.1.3. Mekanik Alaşımleme	42
5.2.2. Elektrokimyasal Yöntemler	42
5.2.3. Kimyasal Yöntemler	43
5.2.4. Atomizasyon Yöntemleri.....	43
5.3. TOZ METALÜRJİSİ YÖNTEMİNİN AŞAMALARI	44
5.3.1. Toz Hazırlama (Karıştırma).....	44
5.3.2. Presleme.....	45
5.3.3. Sinterleme	46
5.4. TOZ METAL TEKNOLOJİSİNİN BİYOMALZEMELERE SAĞLADIĞI KATKILAR	46
 BÖLÜM 6	 50
DENEYSEL ÇALIŞMALAR	50
6.1. TOZLARIN HAZIRLANMASI	50
6.2. TOZ BOYUT ANALİZLERİ	51
6.3. SOĞUK PRESLEME İŞLEMİ	51
6.4. SİNERLEME İŞLEMİ	53
6.5. METALOGRAFİK İNCELEMELER İÇİN NUMUNE HAZIRLANMASI	53
6.6. YOĞUNLUK ÖLÇÜMLERİ.....	54
6.7. SERTLİK ÖLÇÜMLERİ.....	54
6.8. TARAMALI ELEKTRON MİKROSKOBU (SEM+EDS) İNCELEMESİ.....	54
6.9. X-İŞİNİ KIRINIMI (XRD) VE X-İŞİNLARI FLORESANS SPEKTRUM (XRF) İNCELEMELERİ.....	55
6.10. KOROZYON ÖLÇÜMLERİ.....	55
6.11. AŞINMA TESTLERİ	56
 BÖLÜM 7	 58
DENEYSEL SONUÇLAR VE TARTIŞMA.....	58

	<u>Sayfa</u>
7.1. MİKRO YAPI İNCELEMELERİ	58
7.1.1. Ti6Al4V Alaşımında Mekanik Alaşımlama Süresinin Toz Boyutu Üzerindeki Etkileri	58
7.1.2. Ti6Al4V Alaşımında Mekanik Alaşımlama Süresinin Mikro Yapı Üzerindeki Etkileri	60
7.1.3. Ti5Al2,5Fe Alaşımının Mikro Yapı İncelemeleri	62
7.1.4. Ti15Mo Alaşımının Mikro Yapı İncelemeleri.....	63
7.2. XRD VE XRF İNCELEMELERİ	65
7.2.1. Ti6Al4V Alaşımlarının XRD Ve XRF İncelemeleri	65
7.2.2. Ti5Al2,5Fe Alaşımının XRD İncelemeleri.....	66
7.2.3. Ti15Mo Alaşımının XRD İncelemeleri	67
7.3. YOĞUNLUK VE SERTLİK SONUÇLARININ DEĞERLENDİRİLMESİ.....	68
7.3.1. Ti6Al4V Alaşımında Mekanik Alaşımlama Süresinin Yoğunluk Ve Sertlik Üzerindeki Etkileri	68
7.3.2. Ti5Al2,5Fe Alaşımının Yoğunluk Ve Sertlik Sonuçları	70
7.3.3. Ti15Mo Alaşımının Yoğunluk Ve Sertlik Sonuçları.....	71
7.4. KOROZYON TESTİ SONUÇLARI VE DEĞERLENDİRİLMESİ	71
7.4.1. Ti6Al4V Alaşımında Mekanik Alaşımlama Süresinin Korozyon Üzerindeki Etkileri	71
7.4.2. Ti5Al2,5Fe Alaşımının Korozyon Testi Sonuçları.....	76
7.4.3. Ti15Mo Alaşımının Korozyon Testi Sonuçları	79
7.5. AŞINMA TESTİ SONUÇLARI VE DEĞERLENDİRİLMESİ.....	82
7.5.1. Ti6Al4V Alaşımında Mekanik Alaşımlama Süresinin Aşınma Davranışları Üzerindeki Etkileri	82
7.5.2. Ti5Al2,5Fe Alaşımının Aşınma Davranışları.....	87
7.5.3. Ti15Mo Alaşımının Aşınma Davranışları	90
 BÖLÜM 8	 94
SONUÇLAR VE ÖNERİLER	94
KAYNAKLAR	97
 ÖZGEÇMİŞ	 107

ŞEKİLLER DİZİNİ

Sayfa

Şekil 2.1. İnsan vücudunda kullanılan biyomalzemeler.....	7
Şekil 2.2. Ti-Al faz diyagramı.....	13
Şekil 2.3. Ti-V faz diyagramı.....	14
Şekil 2.4. Ti-Al-V üçlü sisteminin Ti6Al ve V arasında ikili sisteme dönüşürmüş şeklinin ötektoid altı bölgesi.....	15
Şekil 3.1. Homojen dağılımlı korozyonun şematik olarak gösterimi.....	21
Şekil 3.2. Şematik olarak çukurcuk korozyonunun gösterimi.....	22
Şekil 3.3. Şematik olarak galvanik korozyonun gösterimi.....	24
Şekil 3.4. Taneler arası korozyon.....	24
Şekil 4.1. Aşınma miktarının kayma süresine bağlı aşamaları.....	28
Şekil 4.2. Aşınma mekanizmalarını belirleyen bileşenler.....	29
Şekil 4.3. Adhesif aşınmada oluşan soğuk kaynak bağı oluşumu.....	30
Şekil 4.4. Adhesif aşınma deneyinde kullanılan geometriler.....	31
Şekil 4.5. Abrasif aşınma mekanizmasının şematik gösterimi.....	32
Şekil 4.6. Abrasif aşınmada aşınma hızını ölçmekte kullanılan yöntemler.....	32
Şekil 4.7. Farklı türlerdeki erozif aşınma.....	34
Şekil 5.1. Bilyeli öğütme yöntemi.....	41
Şekil 5.2. Mekanik alaşımlama yöntemi.....	42
Şekil 5.3. Presleme işlemi aşamaları.....	45
Şekil 6.1. Mekanik alaşımlama cihazının görüntüsü.....	51
Şekil 6.2. Numunelerin şekillendirilmesinde kullanılan metal kalıp.....	52
Şekil 6.3. Numunelerin şekillendirilmesinde kullanılan hidrolik pres.....	52
Şekil 6.4. Sinterleme işlemlerinin yapıldığı vakumlu ısı işlem fırınının görüntüsü.....	53
Şekil 6.5. Sertlik ölçümlerinin yapıldığı mikro sertlik cihazının görüntüsü.....	54
Şekil 6.6. Korozyon ölçüm cihazının görüntüsü.....	56
Şekil 7.1. Ti6Al4V alaşımlarının mekanik alaşımlama süresine bağlı olarak toz boyutu değişimleri.....	58
Şekil 7.2. Ti6Al4V alaşımlarının mekanik alaşımlama süresine bağlı olarak toz boyutu SEM görüntüleri.....	59

Şekil 7.3. Farklı sürelerde mekanik alaşımlanmış Ti6Al4V alaşımlarının mikro yapı SEM görüntüleri.....	61
Şekil 7.4. Mekanik alaşımlanmış Ti5Al2,5Fe alaşımının mikro yapı SEM görüntüsü ve geniş alan EDS analizi.....	63
Şekil 7.5. Mekanik alaşımlanmış Ti15Mo alaşımının mikro yapı SEM görüntüsü ve geniş alan EDS analizi.....	64
Şekil 7.6. 15 dak ve 120 dak mekanik alaşımlanmış Ti6Al4V alaşımlarının XRD sonuçları.....	65
Şekil 7.7. Mekanik alaşımlanmış Ti5Al2,5Fe alaşımının XRD sonuçları.....	67
Şekil 7.8. Mekanik alaşımlanmış Ti15Mo alaşımının XRD sonuçları.....	68
Şekil 7.9. Farklı sürelerde mekanik alaşımlanmış Ti6Al4V alaşımlarının sertlik ve yoğunluk değişimleri.....	69
Şekil 7.10. Farklı sürelerde mekanik alaşımlanmış Ti6Al4V alaşımlarının yapay vücut sıvısı içerisindeki potansiyel-zaman eğrileri.....	72
Şekil 7.11. Farklı sürelerde mekanik alaşımlanmış Ti6Al4V alaşımlarının yapay vücut sıvısı içerisinde elde edilen polarizasyon tafel eğrileri.....	73
Şekil 7.12. Farklı sürelerde mekanik alaşımlanmış Ti6Al4V alaşımlarının korozyon sonrası yüzeylerinin SEM görüntüleri.....	75
Şekil 7.13. Mekanik alaşımlanmış Ti5Al2,5Fe alaşımının yapay vücut sıvısı içerisindeki potansiyel- zaman eğrileri ve polarizasyon tafel eğrileri.....	77
Şekil 7.14. Mekanik alaşımlanmış Ti5Al2,5Fe alaşımının korozyon sonrası yüzey SEM görüntüsü.....	78
Şekil 7.15. Mekanik alaşımlanmış Ti15Mo alaşımının yapay vücut sıvısı içerisindeki potansiyel- zaman eğrileri ve polarizasyon tafel eğrileri.....	80
Şekil 7.16. Mekanik alaşımlanmış Ti15Mo alaşımının korozyon sonrası yüzey SEM görüntüsü.....	81
Şekil 7.17. Farklı sürelerde mekanik alaşımlanmış Ti6Al4V alaşımının aşınma ağırlık kaybı ve aşınma oranları.....	83
Şekil 7.18. Farklı sürelerde mekanik alaşımlanmış Ti6Al4V alaşımının sürtünme katsayıları.....	84
Şekil 7.19. Farklı sürelerde mekanik alaşımlanmış Ti6Al4V alaşımının aşınma yüzey SEM görüntüleri.....	86
Şekil 7.20. Mekanik alaşımlanmış Ti5Al2,5Fe alaşımının farklı yüklerdeki aşınma sonuçları.....	88
Şekil 7.21. Mekanik alaşımlanmış Ti5Al2,5Fe alaşımının farklı yüklerdeki aşınma yüzey SEM görüntüleri.....	89
Şekil 7.22. Mekanik alaşımlanmış Ti15Mo alaşımının farklı yüklerdeki aşınma sonuçları.....	91

Şekil 7.23. Mekanik alaşımlanmış Ti15Mo alaşımının farklı yüklerdeki aşınma yüzey SEM görüntüleri 92



ÇİZELGELER DİZİNİ

Sayfa

Çizelge 2.1. Metalik biyomalzemelerde kullanılan elementler.....	10
Çizelge 2.2. Ti6Al4V alaşımının kimyasal bileşimi	13
Çizelge 2.3. Ti6Al4V alaşımının mekanik özellikleri	13
Çizelge 2.4. Biyomedikal uygulamalar için Ti alaşımları.....	16
Çizelge 2.5. Metalik biyomalzemelerin karşılaştırılması.....	19
Çizelge 6.1. 1 Lt için yapay vücut sıvısının kimyasal bileşimleri.	56
Çizelge 7.1. Farklı sürelerde mekanik alaşımlanmış Ti6Al4V alaşımlarının EDS analiz sonuçları.....	62
Çizelge 7.2. Mekanik alaşımlanmış Ti5Al2,5Fe alaşımının EDS (noktasal) analiz sonuçları.	63
Çizelge 7.3. Mekanik alaşımlanmış Ti15Mo alaşımının EDS (noktasal) analiz sonuçları.	64
Çizelge 7.4. 120 dak mekanik alaşımlanmış Ti6Al4V alaşımının XRF sonuçları. ...	66
Çizelge 7.5. Yapay vücut sıvısı içerisinde mekanik alaşımlanmış Ti6Al4V alaşım elektrotları ve Tafel eğrilerinden elde edilen korozyon parametreleri. .	73
Çizelge 7.6. Yapay vücut sıvısı içerisinde mekanik alaşımlanmış Ti5Al2,5Fe alaşımının Tafel eğrilerinden elde edilen korozyon parametreleri.	77
Çizelge 7.7. Mekanik alaşımlanmış Ti5Al2,5Fe alaşımının korozyon sonrası EDS analiz sonuçları.	78
Çizelge 7.8. Yapay vücut sıvısı içerisinde mekanik alaşımlanmış Ti15Mo alaşımının Tafel eğrilerinden elde edilen korozyon parametreleri.	80
Çizelge 7.9. Mekanik alaşımlanmış Ti15Mo alaşımının korozyon sonrası EDS analiz sonuçları.	81

SİMGELER VE KISALTMALAR DİZİNİ

SİMGELER

Ti : titanyum

Al : alüminyum

V : vanadyum

Fe : demir

Mo : molibden

Co : kobalt

Cr : krom

W : tungsten

Ni : nikel

N : azot

Mn : mangan

Si : silisyum

S : kükürt

P : fosfor

nm : nanometre

μm : mikrometre

MPa : mega paskal

E_{kor} : korozyon potansiyeli

E_{ocp} : açık devre potansiyeli

I_{kor} : akım yoğunluğu

β_a : anodik tafel sabiti

β_c : katodik tafel sabiti

KISALTMALAR

T/M : Toz Metalürjisi

MA : Mekanik Alaşımlama

SEM : Scanning Electron Microscope (Taramalı Elektron Mikroskobu)

EDS : Enerji Dağılım Spektrometresi

XRD : X-Ray Diffraction (X-Işını Difraksiyonu)

XRF : X-Ray Fluorescence (X-Işınları Floresans Spektrum)

HV : Vickers Sertlik

ASTM : American Society for Testing and Materials (Amerikan Test ve Malzeme Birliği)



BÖLÜM 1

GİRİŞ

İnsan vücudundaki işlevlerini kaybeden canlı dokuların işlevlerinin tekrar sağlanması veya desteklenmesi amacıyla kullanılan doğal veya yapay malzemeler, biyomalzemeler olarak adlandırılmaktadır. Bu amaca yönelik olarak yeni malzemelerin geliştirilmesi veya kullanılan malzemelerin yeniden tasarımı için yoğun çalışmalar yapılmaktadır (Elias vd., 2015; Ye vd., 2015; Roa vd., 2014; Cheng vd., 2012). Kristal yapıları ve sahip oldukları çok güçlü metalik bağ nedeniyle, üstün mekanik özellikler taşıyan metal ve alaşımlarının biyomalzeme alanındaki kullanımı, her geçen gün artmaktadır. Bu malzemeler, ortopedik uygulamalarda eklem protezi ve kemik yenileme malzemesi olarak kullanılırken, diğer taraftan çene cerrahisinde, diş implantlarında ve kalp damar cerrahisinde kullanılmaktadır. Bu açıdan, biyomalzemenin yorulma dayanımı, aşınma davranışları, yüzey korozyonu, dokulara karşı alerjik reaksiyon özellikleri ve biyolojik uyumluluğu, üstünde en fazla durulan konulardır (Cao vd., 2015; Mohammed vd., 2015; Bolzoni vd., 2015; Taddei vd., 2004). Biyomedikal uygulamalarda esas olarak kullanılan metal ve alaşımları 316L paslanmaz çelikler, Co-Cr alaşımları ve Ti alaşımlarıdır (Niinomi, 2008; Karanjai vd., 2015).

Titanyum alaşımları düşük yoğunlukları, iyi mekanik özellikleri, küçük boyutlu parça üretiminin kolay olması, biyoyumlu olması, korozyon direnci ve en önemlisi de elastikiyet modülünün kemiğin elastikiyet modülüne en yakın metalik malzemelerden biri olması nedeniyle, ortopedik uygulamalarda biyomalzeme olarak kullanılmaktadır (Niespodziana vd., 2008; Ribeiro vd., 2009; Henriques vd., 2010; Ergül vd., 2013). Titanyum alaşımları, mikro yapılarına bağlı olarak α -alaşımları, yakın α -alaşımları, α - β alaşımları ve β -alaşımları olarak dört gruba ayrılmaktadır. Titanyum, düşük sıcaklıklarda hegzagonal sıkı paket (HSP) yapıya ve 882,5 °C

sıcaklığın üstünde hacim merkezli kübik (HMK) yapıya sahiptir (Leyens ve Peters, 2003; Veiga vd., 2012; Şimşek ve Özyürek, 2017).

Vücut ortamında kullanılan implantların mekanik etkilere (kas hareketi ve vücut ağırlığına), kimyasal etkilere (korozyon ve çözünme), sıcaklığa ve osteointegrasyon (dokulara uyumlu ve toksit etkisi olmayan) gibi özelliklere sahip olması beklenmektedir. Titanyum alaşımlarının biyomalzeme olarak kullanılmasının en önemli sebebi, diğer metalik malzemelere göre korozyon direncinin ve biyoyumluluğunun yüksek olmasıdır. Titanyum deniz suyu, vücut sıvısı ve benzeri doğal ortamlara karşı oldukça iyi korozyon direncine sahiptir (Welsch vd., 1993). Bu alaşımların yüksek korozyon direncinin önemli nedenlerinden birisi de, yüzeyinde koruyucu bir pasif-oksit tabakasının (nm) oluşmasıdır. Oluşan bu oksit tabakasının elektrik iletkenliğinin düşük olması, vücut sıvısında veya organlarda elektron ve iyon akışını engellemektedir. Diğer bir ifade ile pasif oksit tabakası (TiO_2), titanyum ve alaşımlarına yüzey koruması sağlamaktadır. Bu kararlı pasif oksit film tabakası, titanyum alaşımlarını korozyona karşı da koruduğu için, bu alaşımların mükemmel biyoyumluluğa sahip olmasını sağlamaktadır. İlave olarak, bu oksit tabakası titanyumu hem asit ataklarına, hem de kimyasal ve termal etkilere karşı korumaktadır. Mevcut oksit tabakası herhangi bir şekilde zarar görse bile, ortam şartlarına bağlı olarak yeniden oluşabilmektedir (Lautenschlager ve Monaghan, 1993; Koike vd., 2003). Vücut ortamında implanlarda meydana gelmesi muhtemel korozyon ürünleri, doku içerisine girerek hücrelere zarar vermektedir. Bu yüzden vücut ortamında kullanılan biyomalzemelerin serum, tükürük ve farklı sentetik tampon çözeltiler içerisinde (in-vitro) test edilmesi gerekmektedir (Hsu vd., 2014).

$\alpha+\beta$ yapıları $Ti6Al4V$ alaşımının elastikiyet modülünün, kemiğin elastikiyet modülüne en yakın alaşım olmasından dolayı, vücutta kemiğe sabitlenecek sistemlerde (diş ve ortopedik implantlarda) bu alaşım tercih edilmektedir (Cao vd., 2015). Fakat titanyum alaşımları düşük sürtünme ve düşük aşınma direnci özellikleri nedeniyle, hareketli temasın etkin olduğu uygulamalarda yetersiz kalmaktadır (Imam ve Fraker, 1996). Biyomalzemelerin vücut dokusu ile temas halinde iken, herhangi bir alerjik reaksiyona neden olmaksızın, biyolojik uyumluluk gösterebilmesi ve insan vücudu içerisinde uzun süre kalması istenmektedir. Ayrıca eklem bölgelerindeki sürtünme ile

oluşan ve protezin aşınması sonucu ortaya çıkan artıklar (parçacıklar) vücutta büyük tehlikelere yol açtığı için, biyomalzemelerin sürtünme ve aşınma davranışlarının üstün niteliklerde olması da istenmektedir. Bu nedenle de aşınma, metalik biyomalzemelerin uzun süreli performansını belirleyen ve kontrol eden çok önemli bir faktördür (Hussein vd., 2015). Aşınma direncindeki azalma veya sürtünme katsayısındaki artış, vücuda yerleştirilen biyomalzemelerin gevşemesine neden olmaktadır. Ayrıca, aşınma sonucu oluşan artıklar vücutta enfeksiyona neden olabilmektedir (Alvarado vd., 2003; Ramsden, 2007). Bu nedenle, mafsallı eklem malzemesi olarak kullanılan titanyum alaşımlarının sürtünme ve aşınma performanslarının belirlenmesi, daha önemli hale gelmektedir.

Ticari saflıktaki titanyum ve Ti6Al4V alaşımları, günümüzde biyomalzeme olarak en çok tercih edilen alaşımlardır. Ancak, son yıllarda yapılan araştırmalarda, söz konusu alaşımın içerdiği vanadyumun, zamanla biyolojik sistemlerle etkileşime girerek toksit etkilere neden olduğu belirtilmiştir (Mareci vd., 2009; Siqueira, 2009). Bu nedenle, Ti6Al4V alaşımlarından daha iyi mekanik ve korozyon özelliklerine sahip, vanadyum içermeyen yeni titanyum alaşımlarının geliştirilme ihtiyacı doğmuştur. Bu amaçla Ti6Al4V alaşımında vanadyum (V) yerine bir β yapılı dengeleyici elementi olan demir (Fe) bileşime ilave edilerek, benzer özellikte olan Ti5Al2,5Fe alaşımı implant uygulamalarda kullanılmaya başlanmıştır. Ayrıca, titanyum alaşımları içerisinde alaşım elementi olarak umut vaat eden, niyobyum, zirkonyum, tantal ve molibden elementleridir (Geetha vd., 2009). Düşük elastikiyet modülü ve yüksek korozyon direnci gibi özelliklere sahip β yapılı Ti15Mo alaşımı da, biyomalzeme olarak tercih edilmektedir (Niinomi, 2008).

Titanyum alaşımları, ingot metalürji, toz enjeksiyon kalıplama ve toz metalürjisi yöntemi ile üretilmektedir. Özellikle son yıllarda, toz metalürjisi (T/M) yöntemi ile üretilen implantlarda, biyomalzemelerden beklenen fonksiyonellik, biyoyumluluk, aşınma ve korozyon direnci gibi özellikler geliştirilebilmektedir. Ayrıca T/M yönteminin kazandırdığı bir diğer avantaj ise, biyomalzemelerin gözenekli yapıda üretilmesidir. Gözenekli yapıdaki protezler, titreşimleri absorbe edilebilme özelliklerinin yanı sıra, protezle temas yüzeyi oluşturan kemik doku için güçlü bir tutunma yüzeyi ve kolay kaynaşma imkânı da sağlamaktadır. T/M'nin

biyomalzemelere sağladığı bir diğer avantaj da, kullanıma hazır halde nihai geometride üretilebilmesidir. T/M üretim teknikleri, son 20-30 yıldır cerrahi implantların etkili olarak gelişmesine önemli ölçüde katkı sağlamaktadır. Bu malzemeler, özellikle yük taşıma kabiliyetinin önemli olduğu ve sağlam ve güvenilir implant-kemik bağlantılarında, ortopedik ve dişçilik alanlarındaki uygulamalarda, önemli bir yere sahiptir (Cao vd., 2015). Bir toz metalürjisi yöntemi olan mekanik alaşımlama işleminde, üretilen alaşımların mekanik özellikleri ile alaşımların üretim parametreleri arasında bir ilişkinin varlığı, birçok çalışmada belirtilmektedir (Özyürek ve Tekeli, 2011; Ureña vd., 2016). Bu önemli parametrelerin başında üretilen alaşım tozların boyutu gelmektedir. Mekanik alaşımlama işleminin sağladığı önemli avantajlardan birisi de, bu yöntemle üretilen alaşımların toz boyutunun kontrol edilebilmesidir. Toz boyutunun belirlenmesinde kontrol edici faktörler ise, bilya-toz oranı ve öğütme süresidir (Suryanarayana, 2001).

Tüm biyomalzemelerin mekanik özelliklerinin, vücut dokuları ile etkileşimde hangi reaksiyonları gösterdiği önemlidir. Yeni biyomalzemeler kullanılmadan önce, vücut içerisinde istenmeyen bir etkiye neden olmamaları amacıyla, detaylı biyolojik testlere tabi tutulmaktadır. İlk olarak vücut dışında, daha sonra da vücut içerisindeki testler yapılmalı, bunu takiben klinik denemelerle malzemenin biyolojik güvenilirliği ve performansı tespit edilmelidir (Wagner, 2001).

Bu çalışmada, ilk olarak farklı sürelerde mekanik alaşımlanan Ti6Al4V alaşımlarının vücut sıcaklığı ve yapay vücut sıvısı ortamında (in-vitro) korozyon ve aşınma performansları araştırılmıştır. Bir toz metalürjisi yöntemi olan mekanik alaşımlama süresinin etkisi ile, toz boyutu değişiminin mikro yapı ve vücut ortamına uygun şartlarda korozyon ve aşınma davranışlarına etkisinin belirlenmesine çalışılmıştır. Alaşımın aşınma testlerinde farklı yükler ve kayma mesafeleri test edilerek, vücut ortamında değişken yüklemelere karşı dayanımlarının ölçülmesi de hedeflenmiştir. Buna ilaveten, V'un olumsuz etkileri nedeniyle Ti5Al2,5Fe ve Ti15Mo alaşımlarında mekanik alaşımlama yöntemi ile üretilerek, vücut sıcaklığında ve yapay vücut sıvısı içerisinde hem aşınma hem de korozyon davranışları incelenmiştir.

BÖLÜM 2

BİYOMALZEMELER

Biyomalzemeler, vücutta işlevini yitiren doku veya organların işlevlerini (kısmi veya tamamen) yeniden kazandırmak için tasarlanmış yapay veya doğal malzemelerdir. Biyomalzemeler, vücut akışkanlarıyla sürekli veya belirli süre etkileşim halindedir. Canlı vücudunun, bu biyomalzemeler ile reaksiyonu ise çok farklıdır. Son yıllarda biyomalzemelerle ilgili çalışmalar önem kazanmakta ve yeni biyomalzemelerin geliştirilmesi için yoğun çaba harcanmaktadır. Biyomalzemeler, vücut özelliğine uygun olarak doku veya organların fonksiyonunu geri kazandırmak veya onarmak için gerekli özelliklere (fiziksel, kimyasal ve mekanik) sahip olmalıdırlar (Pasinli, 2004).

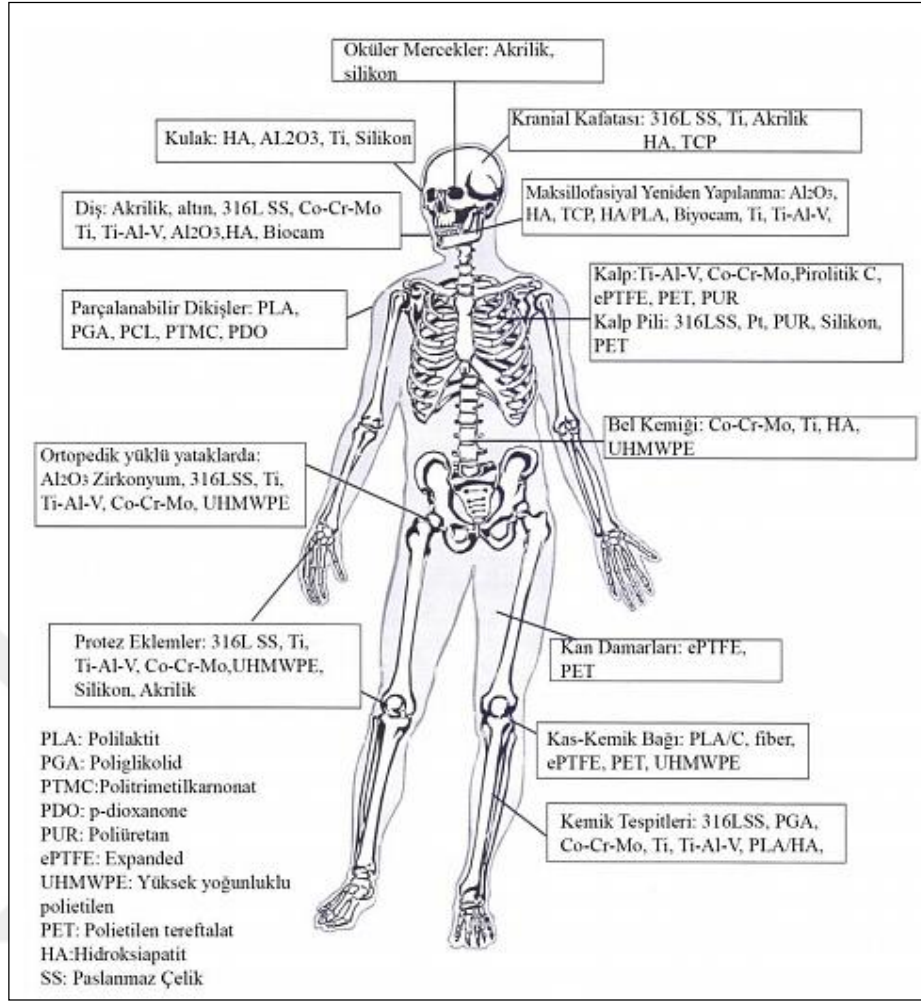
Biyomalzemeler, metaller seramikler, polimerler ve kompozitler olmak üzere dört ana grupta toplanmaktadır. Biyomalzemeler, eklem hastalıklarında uygulanan kalça protezleri, diz protezleri, yapay kemikler ve omurga protezleri ile kırıkların tedavisinde kullanılan plak, vida veya kanal içi çiviler yaygın şekilde kullanılmaktadır. Endüstrileşme, uzay sanayi ve askeri teknoloji alanındaki gelişmelerin yanı sıra, ortopedik cerrahi alanındaki ilerlemeler, günümüzde biyomalzemelerin tıp alanında da kullanımını arttırmaktadır (Ceyhan ve Köse, 2011).

Metal ve alaşımlarının, güçlü metalik bağlara sahip olmaları ve kristal yapıları nedeniyle üstün mekanik özellikler sergilemeleri, metalik biyomalzemelerin kullanımını her geçen gün arttırmaktadır. Paslanmaz çelik (316L), kobalt krom (Co-Cr) alaşımları ve titanyum (Ti) alaşımları, en yaygın kullanılan metalik biyomalzemelerdir (John vd., 2016).

2.1. BİYOMALZEMELERİN TARİHÇESİ VE KULLANIM ALANLARI

Mısır mumyalarında bulunan yapay göz, burun ve dişler, biyomalzemelerin çok eski zamanlarda da kullanıldığını gösteren delillerdir. Diş hekimliğinde altının kullanılması, 2000 yıl öncesine (Çinliler ve Azteklere) kadar dayanmaktadır. Biyomalzemelerin vücut içerisinde kullanılması ile ilgili ciddi ilerlemeler ve gelişmeler, 19. yüzyılın ortalarından itibaren görülmektedir. Örneğin, ilk olarak 1880’de vücut içerisinde yerleştirilen fildişi protezler, 1938’de ise ilk metal protez (vitalyum) üretilmiştir. Fakat, üretilen bu protezin ilerleyen zamanlarda ciddi korozyona uğradığı ve bunun sonucunda organizmalar için ciddi tehlikeler oluşturduğu anlaşılmıştır. Ayrıca biyomalzemeler ile ilgili olarak kan damarlarının değiştirilmesi ve yapay kalp kapakçıklarının geliştirilmesi (1950), kalça protezlerinin kullanılması (1960), alümina ve zirkonya esaslı implantların kullanılmaya başlanması (1970) gibi gelişmeler sağlanmıştır.

Özellikle son 30 yıldaki gelişmeler sayesinde, günümüzde biyomalzemeler kalça bağlantı implantı, böbrek diyaliz makinesi ve yapay kalp gibi işlevsel özelliğini yitirmiş ve hasar görmüş bir organın veya parçanın işlevini yerine getirmek, kemik vidaları ve dikiş ipleri gibi hasar görmüş dokunun iyileşmesine yardımcı olmak, kalp pilleri ve göz lensleri gibi bir organın işlevini arttırmak, sonda ve problar gibi tanı ve iyileştirmek amaçlı tercih edilmektedirler (John vd., 2016; Ayhan, 2002). İnsan vücudunda kullanılan biyomalzemeler, Şekil 2.1’de gösterilmektedir.



Şekil 2.1. İnsan vücudunda kullanılan biyomalzemeler (Browne ve Gregson, 1993).

2.2. BİYOMALZEMELERDEN BEKLENEN TEMEL ÖZELLİKLER

Biyomalzemelerden, biyoyumluluk, kemiğe yakın elastikiyet modülü ve yüksek mekanik özellikleri, korozyon dayanımı ve uygun tasarım gibi temel özellikler beklenmektedir (Cao vd., 2015; Schutz ve Watkins, 1998). Biyomalzemelerden beklenen en önemli özellik ise biyoyumluluktur. Biyoyumluluk, kullanılan biyomalzemenin vücut içerisinde gerçekleşen reaksiyonlar sonucunda, vücuda zarar vermemesidir. Bir biyomalzeme, kendisini çevreleyen dokulara zarar vermemeli, normal gelişimine engel olmamalı ve dokuda istenmeyen tepkilere (enfeksiyon, pıhtı oluşumu vb.) yol açmamalıdır. Biyoyumlu bir implant malzeme vücuda yerleştirildiğinde, doku implant malzemeyi kabul edebilir, reddedebilir veya bazı komplikasyonlar ile birlikte bünyede tutabilir. Temel amaç, hiç bir komplikasyon

veya olumsuz etki meydana gelmeden, biyomalzemenin vücut tarafından kabul edilmesidir (Güven, 2014). Yeni biyomalzemeler piyasaya çıkmadan önce, vücut içerisinde istenmeyen bir etkiye neden olmamaları amacıyla, detaylı biyolojik testlere tabi tutulmaktadır.

Biyomalzemelerin biyouyumluktan sonra aranan en önemli özelliği ise, kemiğe yakın elastikiyet modülü ve mekanik özelliklere sahip olmasıdır. Bu özellikler, ortopedik implantlar ve diş implantları uygulamalarında vücutta en çok yüke maruz kalmalarından dolayı önemlidir. Kemik işlevini gören bir biyomalzemenin elastikiyet modülü, mukavemet ve tokluk gibi mekanik özellikleri de kemik dokusuna yakın olmalıdır. Aksi halde, zamanla kemiğe gelen yük miktarı artmakta ve kemik dokusunun zaman içinde zayıflamasına neden olmaktadır. Bu durum, gerilme yoğunlaşması olarak da tanımlanmaktadır. Tam tersi durumda ise, implant malzemenin zaman içerisinde kırılma ihtimalini artırmaktadır (Leyens ve Peters, 2003; Niinomi, 2008).

Biyomalzemeler de aranan diğer önemli bir özellik ise korozyon direncidir. Vücutta (içerdiği çözünmüş gazlar, elektrolitler, hücreler ve proteinlerle birlikte) korozif bir ortam mevcuttur. Metalik biyomalzemeler, vücut ortamına yerleştirildiklerinde korozyona uğrayabilmektedirler. Korozyonun elektrokimyasal reaksiyonları sırasında, metalik biyomalzemelerden iyon salınımı gerçekleşmektedir. Bu durumda, korozyon etkisiyle, vücut içerisine yerleştirilen biyomalzemenin biyouyumluluğu azaldığı gibi, vücutta alerjik reaksiyonlara ve beklenmedik komplikasyonlara da sebep olabilmektedir (Taddei vd., 2004).

2.3. METALİK BİYOMALZEMELERİN SINIFLANDIRILMASI

Metal ve alaşımlarından üretilen biyomalzemeler, vücudun kas-iskelet sisteminin mekanik koşullarına en iyi uyum sağlayan biyomalzeme grubudur. Metalik biyomalzemeler, ağır, değişken ve ani yüklemelere karşı mekanik özellikleri uzun süreli değişmeden ve kaybetmeden dayanabilmeleri nedeniyle tercih edilmektedirler (He vd., 2003; Biehl ve Breme, 2001).

Metalik biyomalzemeler, yüksek gerilme dayanımı istenen implantların üretiminde kullanılmaktadır. Bu biyomalzemelerin fiziksel, kimyasal ve biyolojik özelliklerinin yanı sıra istenen farklı özelliklere de sahip olması gerekmektedir. Bunlar, yorulma dayanımı, uygun elastikiyet modülü, izoelastik (insan kemiği gibi), yüksek çekme ve akma gerilmesi, yeterli uzamaya sahip, yüksek kırılma tokluğu ve aşınma direnci gibi özelliklerdir (Langer vd., 1996).

Bu biyomalzemeler, metal veya içerdikleri alaşım elementlerine göre sınıflandırılmaktadır. En yaygın saf veya alaşım olarak kullanılan biyomalzemeler; Co, Ti, V, Al, Cr, W, Mo, Ni'in farklı kombinasyonlarındaki alaşımlar ve paslanmaz çeliklerdir. Metallerin saf halde, tek başına sağlayamadığı bazı özellikler nedeniyle, kullanımları nadirdir. Bundan dolayı, diğer alaşım elementlerinin katkısıyla beklenen özellikleri sağlayabildiği için, alaşımların kullanımı daha yaygın ve uygundur. Alaşımların kullanımı daha uygun olmasına rağmen, istenilen özelliklerin tümünü tam olarak karşılamayabilir. Ticari metalik malzemelerin çoğu, alaşım halindedir. Günümüzde ortopedi cerrahisinde kullanılan üç temel metal grubu (paslanmaz çelikler, kobalt-krom ve titanyum esaslı alaşımlar) ve bunların türevi alaşımlardır. En yaygın olarak kullanılan biyomalzemeler; Co-Cr-Mo, Co-Ni-Cr-Mo-Ti, Co-Cr-WNi, Ti-Al-V alaşımları ile saf titanyum ve paslanmaz çeliklerdir. Çizelge 2.1'de, metalik biyomalzemelerde kullanılan elementler verilmiştir.

Çizelge 2.1. Metalik biyomalzemelerde kullanılan elementler (Hussein vd., 2015).

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

2.3.1. Paslanmaz Çelikler

Paslanmaz çelikler, genel olarak karbon çeliği ve alaşım çeliği olmak üzere, iki ana grupta değerlendirilmektedir. Karbon çeliği demir, karbon, silisyum ve manganezden oluşmaktadır. Ayrıca, içerisinde az miktarda fosfor ve kükürt de bulunmaktadır. % 1'den daha düşük karbon içeriğine sahip, diğer metaller ve ametalleri de içeren çelikler ise alaşım çeliği olarak adlandırılmaktadır. Alaşımli çelikler karbon çelikleri ile karşılaştırıldığında, maliyeti yüksek ve işlenmeleri daha zordur. Buna rağmen, korozyon ve ısıl dirençleri, karbon çeliklerine göre yüksektir. Alaşımli çelikler, içerisinde Al, Cr, Ni, Co, Mn, Mo, Si, Ti, W, V gibi elementlerinin yanı sıra az miktarda Cu, S ve P içerebilmektedir. Alaşımli çeliklere yapılan Al ilavesi aşınma direncini artırırken, yüksek miktarlarda Cr ilavesi, alaşımın korozyon ve ısıl direncini arttırmaktadır. Bu alaşımli çelikler, “paslanmaz çelik” olarak adlandırılmaktadır. 316L, çok yaygın olarak kullanılan (çelik sınıfı) bir biyomalzemedir. “L”, düşük karbon miktarını ifade etmektedir. 1950’li yıllarda 316 paslanmaz çeliğinin karbon miktarı (ağırlıkça % 0,08’den % 0,03’e) düşürülerek hazırlanan 316L’nin yapısı Fe,

Cr ve Ni'den oluşmaktadır. Ayrıca bu çelikler, az miktarda N, Mn, Si, S, P ve Mo de içermektedir (Pasinli, 2004).

Biyomalzeme olarak implant yapımında kullanılan en yaygın östenitik paslanmaz çelikler, 316 ve 316L'dir. Bu çeliklerin sertleştirilebilirliği ısı işlem ile değil, ancak soğuk işlem ile mümkündür. Alaşıma yapılan Ni ilavesi, östenit fazını stabilize ederken, korozyon direncini de artırmaktadır. Paslanmaz çeliklerin önemli bir dezavantajı, uzun süre vücut içerisinde kaldığındaki metal iyonu salınımıdır. Özellikle, kemik plakaları ve vidalarında, bağlantı tellerinde ve kalça protezlerinde paslanmaz çelikler kullanılmaktadır (Kuzucu vd., 1998).

2.3.2. Kobalt Alaşımları

Kobalt alaşımları, Co-Cr alaşımları olarak da nitelendirilmektedir. Co-Cr-Mo alaşımı ve Co-Cr-Ni-Mo alaşımları biyomalzeme olarak kullanılan iki önemli kobalt alaşımıdır. Co-Cr-Mo alaşımı döküm yöntemi ile, Co-Cr-Ni-Mo alaşımı ise sıcak haddeleme yöntemi ile şekillendirilmektedir.

Kobalt alaşımlı biyomalzemeler genel olarak yüksek aşınma, sıcaklık ve korozyon direncine sahiptirler (Robert, 2000). Kobalt alaşımlarının medikal alanında ilk uygulaması, döküm yöntemiyle diş implantı üretimidir (Park ve Lakes, 1992). Co-Cr-Mo alaşımları, uzun yıllardan beri dişçilik alanında, son zamanlarda ise özellikle yapay eklem yapımında kullanılmaktadır. Co-Cr-Ni-Mo alaşımı ise, yükün fazla olduğu (kol ve bacak) eklem bölgelerinde kullanılmaktadır.

Co-Cr alaşımlarının korozyon direncinin büyük oranı (% 65) Co tarafından sağlanmaktadır. Mo ilavesi ile yapıdaki tanelerin küçülmesi sağlanmakta ve malzemenin mekanik özellikleri iyileştirilmektedir. Yapı içerisindeki Cr miktarının artması, alaşımın katı çözeltilere karşı olan korozyon direncini daha da arttırmaktadır (Ayhan, 2002).

2.3.3. Titanyum Alaşımları

Titanyum, 1930'lu yılların sonlarından bu yana, biyomalzeme üretiminde kullanılmaktadır (Jonn ve Young 2000). Bunun yanı sıra titanyum, çeliğe göre yoğunluğu (yaklaşık % 56) daha düşük olan ve özgül dayanımı yüksek olan bir malzemedir. Titanyum alaşımları düşük yoğunlukları, yüksek mekanik özellikleri, küçük boyutlu parça üretiminin kolay olması, biyoyumlu olması, korozyon direnci ve en önemlisi de elastikiyet modülünün kemiğin elastikiyet modülüne en yakın metalik malzemelerden biri olması nedeniyle, ortopedik uygulamalarda biyomalzeme olarak kullanılmaktadır (Ribeiro vd., 2009; Henriques vd., 2010).

Oda sıcaklığında sıkı paket hekzagonal kafes yapısı, 1668 °C ergime sıcaklığı ve 4,5 gr/cm³ yoğunluğa sahip olan titanyum implantların yüzeyinde oluşan oksit tabakasının, titanyum oksite benzediği belirtilmiştir. Ayrıca, bu oksit tabakasının metal-oksit ara yüzeyindeki oksitlerin yapısını değiştirdiği rapor edilmiştir (Sutherland vd., 1993).

Titanyum ve titanyum alaşımları, son yıllarda tıp ve dişçilik uygulamalarında da kullanılmaya başlanmıştır. Geleneksel olarak titanyumun kullanımı uzay, havacılık ve deniz uygulamalarında yoğunlaşmaktadır. Titanyumun dayanıklılığı ve sağlam yapısı, yoğunluğunun düşük olması, yüksek ısı direnci ve korozyon direncinin yüksek olması, bu alanlarda kullanımını arttırmaktadır. Son 30 yılda titanyumun işleme yöntemlerinin gelişimi ile, biyomedikal ürünler alanındaki kullanımı da artmıştır. Bugün, tıp alanında eklem protezi, splintler, stentler ve bağlayıcıları, diş implantları, kron köprü ve kısmi protez gibi medikal malzemelerin üretiminde titanyum alaşımları kullanılmaktadır. Farklı alaşım elementleri kullanılarak titanyumun mekanik özellikleri geliştirilmektedir. Bu amaçla en fazla kullanılan elementler alüminyum, vanadyum ve demirdir. Uluslararası ASTM standartlarında tanımlanan saf titanyumun yanı sıra, üç farklı titanyum alaşımı bulunmaktadır. Bu alaşımlar Ti6Al4V, "ekstra az boşluklu" Ti6Al4V ve TiAlNb'dur (Davidson vd., 1994). Titanyum çok reaktif bir metaldir ve yüzeyde hızlı bir koruyucu oksit tabakası oluşturmaktadır. Korozyon direncinin yüksek olması, hızlı oluşan bu oksit tabakasından kaynaklanmaktadır. Düşük yoğunluklu ve yüksek dayanımlı protezlerin

yapımında kullanılan Ti6Al4V alaşımının kimyasal kompozisyonu Çizelge 2.2’de, mekanik özellikleri ise Çizelge 2.3’de verilmiştir.

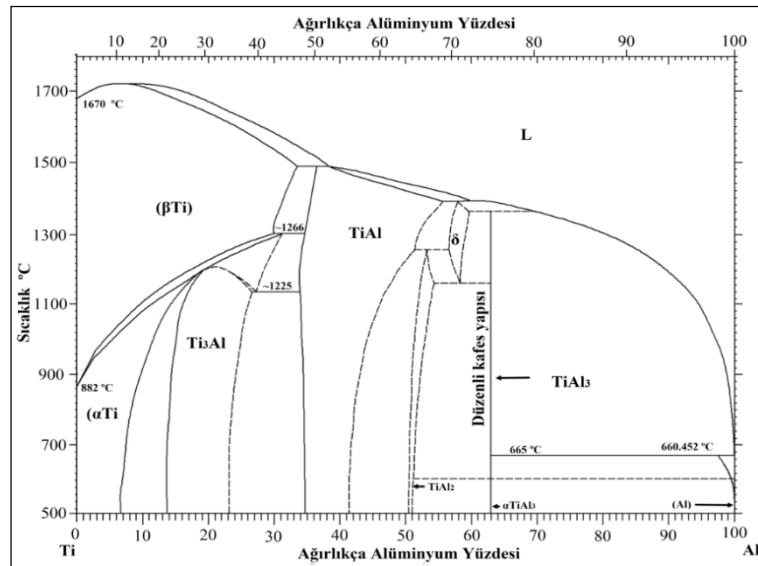
Çizelge 2.2. Ti6Al4V alaşımının kimyasal bileşimi (ASTM, F-67-89, 1992).

Element	V	Al	C	H	Fe	O	N	Ti	Diğer
%	3,5-4,5	5,5-6,5	0,08	0,0125	0,25	0,13	0,05	Kalan	0,1-0,4

Çizelge 2.3. Ti6Al4V alaşımının mekanik özellikleri (ASTM, F136-84, 1992).

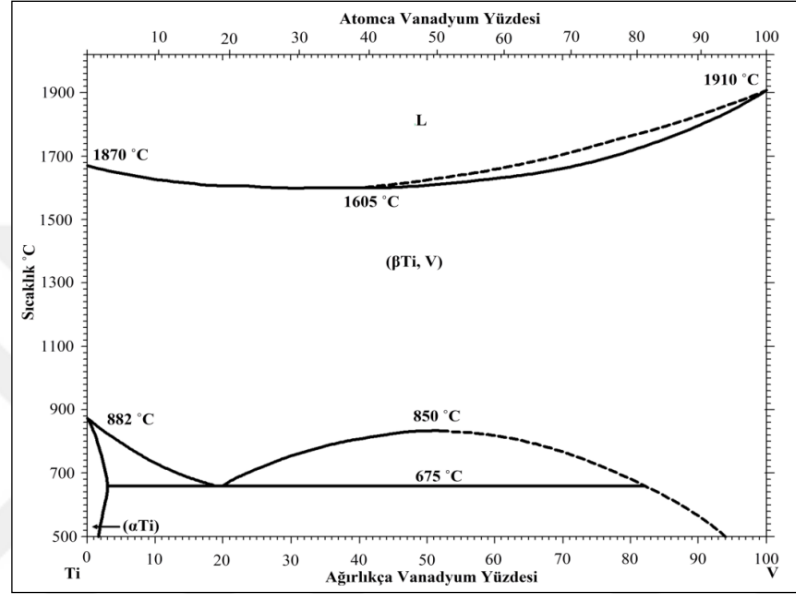
Akma Dayanımı. (MPa)	Çekme Dayanımı (MPa)	Uzama Oranı (%)	Büzülme Oranı (%)
795	860	10	25

Endüstriyel Ti alaşımlarının faz diyagramlarında α faz bölgesi, $\alpha+\beta$ faz bölgesi ve β faz bölgesi olmak üzere üç önemli bölge bulunmaktadır. Ti-Al faz diyagramı, Şekil 2.2’de verilmektedir. Ti-Al faz diyagramında, $\alpha+\beta$ faz bölgesi Al’un α faz bölgesini genişleten etkisiyle oluştuğu görülmektedir. β dönüşüm sıcaklığı, Al miktarına bağlı olarak yükselmektedir. Alaşımın ergime sıcaklığı ise, Al’nin ağırlıkça % 6’ya kadar artması durumunda artmaktadır. Çeşitli Ti alaşımlarında varlığı bilinen Ti_3Al intermetalikliğinin kararlılık bölgesi ve oluşumu için gereken şartlar, bu faz diyagramındaki diğer önemli olgudur (Lütjering ve Williams, 2007).



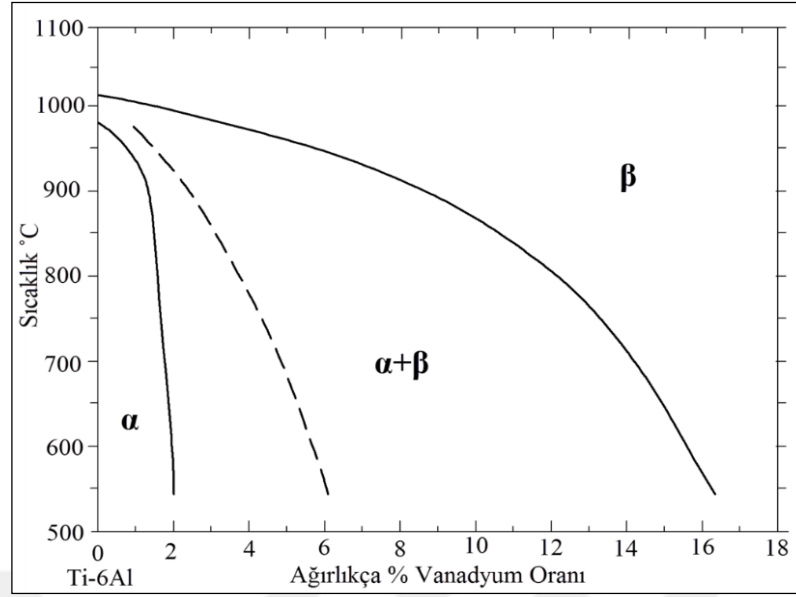
Şekil 2.2. Ti-Al faz diyagramı (ASM, 1992).

Ti-V faz diyagramı, Şekil 2.3'te verilmektedir. Ti-V faz diyagramında V'un etkisi ile α faz bölgesi küçülürken, iki fazlı $\alpha+\beta$ ve β faz bölgesi genişlemektedir. Ötektoid bileşimine kadar artan V miktarı, β dönüşüm sıcaklığını azaltmaktadır. Bu iki metalin kimyasal yakınlığı ve birbiri içinde yüksek çözünürlüğünden dolayı, intermetalik oluşumu görülmemektedir (Leyens ve Peters, 2003).



Şekil 2.3. Ti-V faz diyagramı (ASM, 1992).

Ti-Al-V faz diyagramı ise, Şekil 2.4'te verilmektedir. Ti-Al-V sisteminin Ti-6Al-4V'a dönüştürülerek ikili sistem haline indirgenmekte ve β dönüşüm sıcaklığı, V miktarı arttıkça azalmaktadır. Bu durum Al'un α yapıcı etkisine rağmen, V elementinin β yapıcı etkisinin baskın olduğunu göstermektedir. Saf Ti'un β dönüşüm sıcaklığı 882 °C iken (Şekil 2.3), Ti6Al4V bileşiminde bu sıcaklık 985-995 °C aralığına yükselmektedir. V'un izomorfik etkisiyle genişleyen bir $\alpha+\beta$ ve β faz bölgesi ortaya çıkmakta ve α bölgesi daralmaktadır (Leyens ve Peters, 2003).



Şekil 2.4. Ti-Al-V üçlü sisteminin Ti6Al ve V arasında ikili sisteme dönüştürülmüş şeklinin ötektoid altı bölgesi (Leyens ve Peters, 2003).

$\alpha+\beta$ fazlı Ti alaşımları içerisinde yer alan Ti6Al4V alaşımı önce yapısal malzeme olarak geliştirilmiş ve daha sonra biyomalzeme olarak kullanılmaya başlanmıştır. β fazını kararlaştırıcı vanadyum toksit atıkların oluşmasına neden olmaktadır. Bu nedenle, Ti6Al4V alaşımında V yerine bir β fazı dengeleyici elementi olan Fe bileşime ilave edilerek, benzer özellikte olan Ti5Al2,5Fe alaşımı, implant uygulamalarda kullanılmaya başlanmıştır. Niinomi ve Mark, vanadyumun olumsuz etkileri nedeniyle, vanadyum yerine niyobyum ve demir kullanarak Ti6Al7Nb ve Ti5Al2,5Fe $\alpha+\beta$ tipi alaşımlar üzerine çalışmalar yapmışlardır. Yaptıkları çalışmalarda, bu alaşımların tribolojik ve mekanik olarak Ti6Al4V alaşımına yakın özellikler sergilemelerine rağmen (içeriğinde alüminyumun mevcut olmasından dolayı), biyomedikal uygulamalar için söz konusu olan problemin hâlâ devam ettiğini belirtmişlerdir (Niinomi, 2002; Mark ve Wagar, 2007).

Ti5Al2,5Fe ve Ti6Al7Nb gibi yeni $\alpha+\beta$ alaşımları yapılandırılmıştır. Aynı şekilde Ti6Al6Nb1Ta ve Ti6Al2Nb1Ta gibi değişik biyomalzeme titanyum alaşımları da geliştirilmiştir. Bunun ardından, vanadyum veya alüminyum içermeyen Ti15Zr, Ti15Sn gibi alaşımlarda kullanıma sunulmuştur. Biyomalzemelerin elastikiyet modülü doğal kemiğe göre daha yüksek değerlerde olduğu için, kemiklerde gerilme yığılmalarına neden olmaktadır. Ti6Al4V alaşımının elastikiyet modülü, kobalt

alaşımları ve paslanmaz çeliklere göre daha düşüktür. Buna rağmen, Ti6Al4V'un elastikiyet modülü doğal kemiğe göre daha yüksektir. β alaşımların elastikiyet modülü, $\alpha+\beta$ alaşımlarına göre daha düşüktür. Bu nedenle, Ti13Nb13Zr ve Ti15Mo gibi β fazlı Ti alaşımları geliştirilmiştir (Cömert, 2005). Júnior vd. yaptıkları çalışmada, Ti-15Mo alaşımının sitotoksosite ve hücre yaşayabilirliği testleri sonucunda ürettikleri alaşımın iyi sonuçlar verdiğini belirtmişlerdir (Júnior, vd., 2011). Çizelge 2.4'de, biyomedikal uygulamalarda kullanılan titanyum ve titanyum alaşımları verilmektedir.

Çizelge 2.4. Biyomedikal uygulamalar için Ti alaşımları (Black ve Hastings, 2001).

1. Saf Ti (ASTM F67-89) Derece 1, 2, 3 ve 4
2. Ti6Al4V (ASTM F136-84, F620-87): $\alpha+\beta$ tipi
3. Ti6Al4V (ASTM F1108-88): $\alpha+\beta$ tipi
4. Ti6Al7Nb (ASTM F1295-92, ISO 5832-11): $\alpha+\beta$ tipi (İsviçre)
5. Ti5Al2,5Fe (ISO5832-10): $\alpha+\beta$ tipi (Almanya)
6. Ti5Al3Mo4Zr: $\alpha+\beta$ tipi (Japonya)
7. Ti15Sn4Nb2Ta0,2Pd: $\alpha+\beta$ tipi (Japonya)
8. Ti15Zr4Nb2Ta0,2Pd: $\alpha+\beta$ tipi (Japonya)
9. Ti13Nb13Zr (ASTM F1713-96): β tipine yakın (A.B.D) düşük modüllü
10. Ti12Mo6Zr2Fe: β tipi (A.B.D) düşük modüllü
11. Ti15Mo: β tipi (A.B.D) düşük modüllü
12. Ti16Nb10Hf: β tipi (A.B.D) düşük modüllü
13. Ti15Mo5Zr3Al: β tipi (Japonya) düşük modüllü
14. Ti5Mo3Nb: β tipi (A.B.D) düşük modüllü
15. Ti35,3Nb5,1Ta7.1Zr: β tipi (A.B.D) düşük modüllü
16. Ti29Nb13Ta4.6Zr: β tipi (Japonya) düşük modüllü
17. Ti40Ta, Ti50Ta: β tipi (A.B.D) yüksek korozyon dayanımı

Titanyum esaslı alaşımlar ile ilgili yapılan çalışmalarda araştırmacılar, β alaşımları üzerine odaklanmaktadır. Daha düşük elastikiyet modülü, artan korozyon direnci ve kemik dokusuna daha iyi uyum gibi özellikler α ve $\alpha+\beta$ yapılı alaşım türleriyle karşılaştırıldığında, daha iyi sonuçlar vermektedir (Niinomi, 2008; Geetha vd., 2009). İkili Ti-Mo alaşım sistemleri birçok araştırmacı tarafından araştırılmış ve yapılan çalışmalarda, ikili Ti-Mo alaşımlarının mikro yapısının, alaşım içerisindeki Mo miktarına bağlı olduğunu belirtmişlerdir (Ho vd., 1999; Chen vd., 2006; Oliveira ve Guastaldi, 2009). Bununla birlikte, Ho yaptığı bir çalışmada, Ti15Mo alaşımının

mekanik özelliklere ve korozyon direncine göre saf-Ti, Ti7,5Mo, Ti15Mo ve Ti6Al4V arasında bir karşılaştırma yapmıştır. Bu alaşımın elastikiyet modülü, saf-Ti ve Ti6Al4V'den daha küçük olmasına karşılık, Ti7,5Mo alaşımından daha yüksektir. Bununla birlikte, Ti15Mo alaşımının bu alaşımlar içinde, en iyi korozyon direncine sahip olduğunu belirtmiştir (Ho, 2008).

Yalçın ve Varol yaptıkları çalışmada, havacılık ve biyomalzeme olarak kullanılan Ti6Al4V ve Ti5Al2,5Fe alaşımlarını toz metalürjisi yöntemi ile üreterek mekanik özelliklerini incelemişlerdir. Yapılan çalışmalar sonucunda, aynı koşullarda üretilen Ti5Al2,5Fe alaşımı, Ti6Al4V alaşımına göre daha mukavemetli bir yapıda ve daha sünek özellikler gösterdiğini belirtmişlerdir (Yalçın ve Varol, 2008).

Iijima vd., diş uygulamalarında kullanılan Ti6Al7Nb alaşımının karakterizasyonunu incelemişlerdir. Deneylerde saf titanyum ve döküm yöntemi ile üretilen Ti6Al7Nb alaşımının aşınma testi boyunca ağırlık kayıpları ölçülmüştür. Ti6Al7Nb alaşımının ağırlık kaybının düşük olduğu görülmüştür. Sonuçlar irdelendiğinde, döküm yöntemi ile üretilen Ti6Al7Nb alaşımının mekanik mukavemeti ve aşınma direncinin diş protezi üretimi için uygun olduğu görülmüştür (Iijima vd., 2003).

Choubey vd. yaptıkları çalışmada, bazı önemli biyomalzemelerin ticari titanyum, Ti6Al4V, Ti5Al2,5Fe, Ti13Nb13Zr ve Co28Cr6Mo'nun tribolojik davranışlarını incelemişlerdir. Yaptıkları çalışmada, 10 N yük altında rulman çeliğine karşı Hanks dengeli tuz çözeltisi içerisinde testleri gerçekleştirmişler ve Ti5Al2,5Fe ve çelik çifti ile en düşük sürtünme katsayısının elde edildiğini, diğer titanyum alaşımları için ise sürtünme katsayısının yüksek olduğunu belirtmişlerdir. Ayrıca, tüm alaşımlarda abrasif aşınma mekanizmasının oluştuğunu belirtmişlerdir (Choubey, vd., 2004).

Iwabuchi vd., Co29Cr6Mo, Ti6Al4V ve AISI304 paslanmaz çelik alaşımlarının Hanks çözeltisi içerisinde aşınma davranışlarını incelemişlerdir. Elde ettikleri verilerde, Ti6Al4V alaşımının standart AISI 304 paslanmaz çelik alaşımına kıyasla iyi sürtünme direnci göstermesine karşın, aşınma nedeniyle zayıf olduğunu belirtmişlerdir (Iwabuchi, vd., 2007).

2.4. METALİK BİYOMALZEMELERİN MEKANİK ÖZELLİKLERİ

Mekanik özellikler bakımından metalik biyomalzemeler, diğer biyomalzemelere göre daha üstün niteliktedirler. Metalik biyomalzemelerin mekanik özellikleri, üretim yöntemlerine göre farklılık göstermektedir. Soğuk şekillendirilmiş metalik malzemeler akma, çekme, yorulma mukavemetleri ve % uzama bakımından mükemmel mekanik özellikler göstermektedir. Ti6Al4V alaşımının mekanik özellikleri, diğer implant metal alaşımlarının mekanik özellikleriyle rahatlıkla karşılaştırılabilmektedir. Elde edilen mukavemet, yaklaşık olarak 316L paslanmaz çelik ile aynı ve Co-Cr-Mo alaşımının mukavemetinin ise hemen hemen iki katıdır. Elastikiyet modülü ise, cerrahide kullanılan diğer alaşımların yarısı kadardır. Elastikiyet modülünün küçük olması, malzemede daha düşük sertliğe ve yük uygulandığında, elastik olarak deforme olmasına neden olmaktadır. Söz konusu bu özellikler bir kemiğin elastik özellikleriyle, cerrahi implant malzemelerinin uyumluluğunun gerektiği ortopedik ürünlerin geliştirilmesinde, önemli roller oynamaktadır. Ortopedik implant malzemelerdeki kırılmaların en önemli nedeni, yorulmadır. Paslanmaz çeliklerde, gerilme direncinin artırılması ve tane boyutunun küçültülmesi ile malzemenin yorulma dayanımı artırılmaktadır. İmplantlar üzerinde yapılan araştırmalar; yorulmanın öncelikle malzeme hataları, tasarım, kararlı olamayan iç düzensizlikler gibi faktörlerden kaynaklandığını göstermektedir (Fındık ve Coşan, 2002). Protez malzemelerindeki en ufak zayıflık ve yetersizlik, ardışık cerrahi müdahalelere de ihtiyaç duyulması, protez malzemelerinin yerine göre, bazı özellikleri de taşıması beklenilmektedir. Bu özellikler;

- Akma, basma ve çekme dayanımı, süneklik, tokluk ve elastikiyet modülü gibi mekanik davranışları,
- Milyonlarca sayıdaki titreşim ve darbelere karşı yeterli dayanım için, yorulma dayanım sürelerinin arzu edilen sınırlar içinde olması,
- Korozyon direncini, korozyif ortamda da uzun dönem sürdürebilmesi (Çünkü insan vücudu yüksek doygunlukta oksijenli çözelti (% 0,9 NaCl) ve protein içeren oldukça etkili bir korozyif ortama sahiptir),
- Vücut dokusu ile temas halinde iken, herhangi bir alerjik reaksiyona neden olmaksızın, biyolojik uyumluluk gösterebilmesi,

- Eklem hareketleri nedeniyle oluşacak, sürtünme ve aşınma davranışları sonucu ortaya çıkan artıklar (parçacıklar) vücutta büyük tehlikelere yol açtığı için, sürtünme ve aşınma davranışlarının üstün niteliklerde olması,
- Kemik dokunun gelişimini önlemeksizin tutunma yüzeyi oluşturabilen, aynı zamanda kan ve vücut sıvılarının dolaşımına engel oluşturmayacak özellikteki, gözenekli bir yapıya sahip olması,
- Manyetik alanlardan etkilenmeme ve hafiflik, estetik olma gibi özelliklere de sahip olmasıdır.

Metalik biyomalzemelerin fiziksel ve kimyasal özellikleri ile avantajları, dezavantajları ve kullanım yerleri, Çizelge 2.5' de verilmektedir.

Çizelge 2.5. Metalik biyomalzemelerin karşılaştırılması (Pasinli, 2004).

	Paslanmaz Çelikler	Kobalt Alaşımları	Titanyum Alaşımları
Yoğunluk (gr/cm³)	7,90	7,80	4,50
Elastikiyet Modülü (MPa)	235	235	117
Avantajları	Düşük Maliyet Kolay Temin Edilebilme	Aşınma Direnci Korozyon Direnci Yorulma Dayanımı	Biyouyumluluk Korozyon Direnci Düşük Elastikiyet Modülü Yorulma Dayanımı
Dezavantajları	Uzun kullanıma uygun olmama Yüksek Elastikiyet Modülü	Düşük biyouyumluluk Yüksek Elastikiyet Modülü	Düşük Aşınma Direnci Düşük Kayma Mukavemeti
Kullanım Alanları	Plakalar, Vidalar, Kalça Protezleri	Diş implantları, Kalça ve Diz Protezleri	Kalça ve Diz Protezleri, Plakalar

BÖLÜM 3

METAL VE ALAŞIMLARININ KOROZYON DAVRANIŞLARI

Korozyon, farklı şekillerde tanımlanabilmektedir. Ancak korozyon teriminin olağan yorumlanması, “çevreyle reaksiyona girerek metalik bir malzemeye yapılan bir saldırı” şeklindedir (Bardal, 2007). Korozyon kavramı daha genel ve geniş bir anlamda; metal malzemelerin veya bu malzemelerin alaşımlarının doğada kimyasal veya elektrokimyasal reaksiyonlar sonucu termodinamik açıdan kararlı olduğu bileşiklerine dönüşme eğilimidir. Bu malzemelerin çevresi ile bir etkileşim içerisinde taşıdığı fazla enerjiyi dışarı vermesi, entropi küçültmesi ve doğada kararlı bileşiklerine dönüşmesi şeklinde gerçekleşen doğal bir olaydır (Uluengin, 2006).

Korozyon; korozyona uğrayan metale, korozif ortam türüne, korozyon mekanizmasına ve korozyondan korunma yöntemine göre, farklı şekillerde sınıflandırılmaktadır.

3.1. KOROZYONUN SINIFLANDIRILMASI

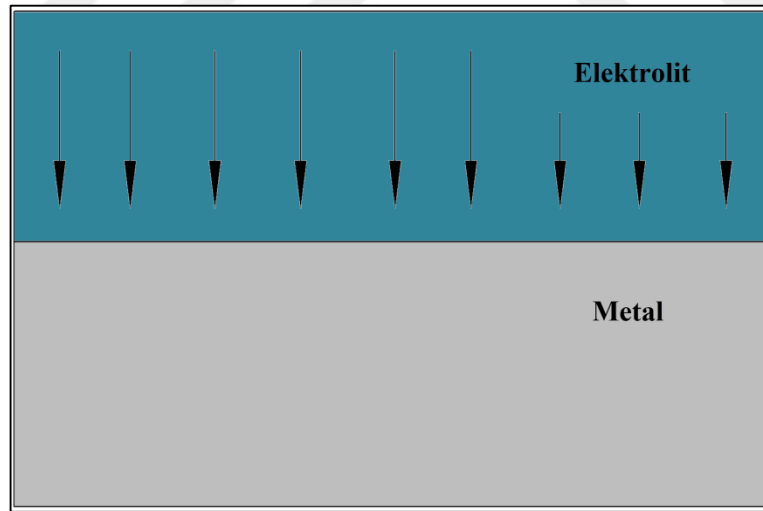
Mühendisler için geometrik olgular önemli olduğundan dolayı, korozyonun sınıflandırması korozyon mekanizmasına göre yapılmaktadır. Bu mekanizmalar aşağıda verilmektedir.

- Homojen dağılımlı korozyon
- Çukurcuk korozyonu
- Aralık korozyonu
- Seçici korozyon
- Galvanik korozyon
- Taneler arası korozyon
- Tane içi korozyon
- Kazımalı korozyon

- Tabakalaşma korozyonu
- Mekanik zorlamalı korozyon çeşitleri
 - Gerilmeli korozyon
 - Hidrojen gevrekliği
 - Yorulmalı korozyon
 - Erozyonlu korozyon
 - Kavitasyon (Bardal, 2007).

3.1.1. Homojen Dağılımlı Korozyon

Korozyona uğrayan metal yüzeyinin her noktasında, aynı hızda ilerleyen korozyon türüdür. Bu korozyona maruz kalan metal kalınlığı, her noktada aynı derecede değişmekte ve üniform bir kalınlık azalmasına yol açmaktadır. Korozyona uğrayan metallerin uzun süre kırılmadan ve delinmeden kalması nedeniyle, en az zarar veren korozyon türüdür (Bardal, 2007). Şekil 3.1’de homojen dağılımlı korozyon şematik olarak gösterilmektedir.

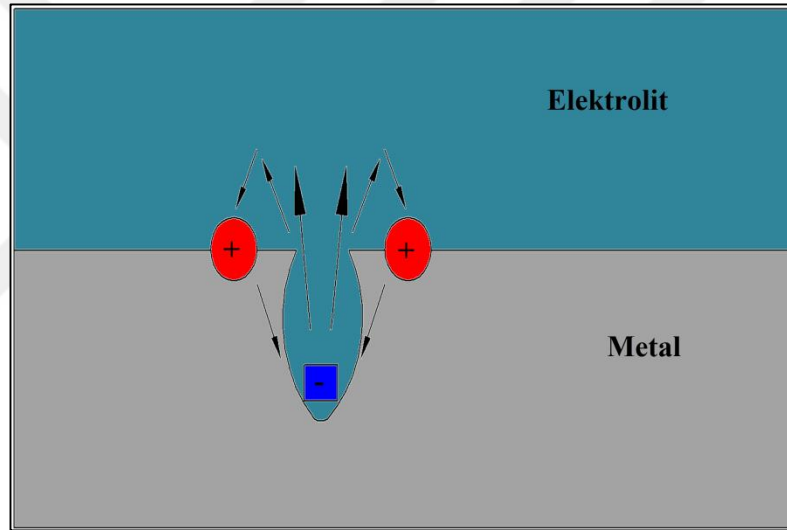


Şekil 3.1. Homojen dağılımlı korozyonun şematik olarak gösterimi (Bilhan, 2003).

3.1.2. Çukurcuk Korozyonu

Çukurcuk korozyonu, malzemenin pasif filmi nedeniyle korozyon boşluklarının veya çukurların oluşmasına neden olan, bölgesel bir korozyon biçimidir. Çukurcuk

korozyonu (deniz yapılarında en yaygın olmakla birlikte) genellikle paslanmaz çelik, alüminyum, titanyum, bakır, magnezyum ve nikel alaşımları gibi malzemelerde gerçekleşmektedir. Bu korozyon türü oldukça tehlikeli ve tahrip edicidir (Bhandari vd., 2015). Çukurcuk korozyonunda anot ve katot bölgeleri birbirinden kesin bir şekilde ayrılmaktadır. Anot bölgesi, malzemenin korozyona uğrayan yüzeyindeki herhangi bir bölgede açılan çukurun içerisindeki dar bir bölge olarak, katot ise çukurun çevresindeki çok geniş bir bölge olarak ayrılır. Süreç içerisinde çukur gittikçe büyüyerek, o bölgedeki deformasyonun artmasına ve ince parçaların o bölgeden delinmesine neden olmaktadır (De Meo vd., 2017). Şekil 3.2’de şematik olarak çukurcuk korozyonu gösterilmektedir



Şekil 3.2. Şematik olarak çukurcuk korozyonunun gösterimi (Bilhan, 2003).

Titanyum, deniz sularında çukurcuk ve aralık korozyonu ile karakterize edilir ve birkaç yıl içerisinde bile çok az bir ağırlık kaybı görülmektedir. Çukurcuk korozyonu, yüksek sıcaklıklarda ve yüksek Cl konsantrasyonu bulunan ortamlarda aktif hale gelmektedir (Revie ve Uhlig, 2008). Çukurcuk potansiyeli ve çukurlaşma direnci, artan pH klorür konsantrasyonu ile birlikte artmaktadır. Ayrıca yüzey pürüzlüğü de, çukurcuk korozyonunu etkileyen faktörlerden biridir (Bardal, 2007).

3.1.3. Aralık Korozyonu

Aralık korozyonu, ısı değiştirgeci (eşanjör) plakalarının üst üste bindiği yerlerde (temas alanları), tüp ve tüp levhalarının bağlantı yerleri veya kabuklaşmanın olduğu aralıklarda oluşmaktadır. Çukurcuk korozyonu ile aynı oluşum özelliklerine sahiptir. Sadece oluşum yeri farklıdır. Ara yüzeylerdeki farklı oksijen oranları, potansiyel fark yaratarak akım oluşturmakta ve metalin iyonlaşmasına neden olmaktadır. Özellikle bağlantı noktaları arasında önemli tahribatlara neden olan aralık korozyonunun hızı, önceden belirlenemez (Aygün, 2003).

3.1.4. Seçici Korozyon

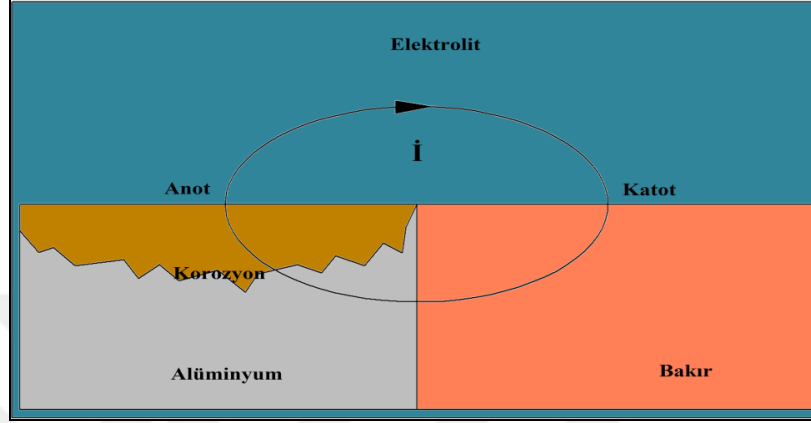
Seçici korozyon, alaşım içerisindeki bir elementin veya fazın daha önce çözümlenmesi sonucu, diğer elementin süngerimsi yapıda kalması ile oluşan korozyon türüdür. Seçici korozyon, pirinç ve lamel grafitli dökme demirlerde daha çok meydana gelen korozyon türüdür. Cu-Zn (pirinç) malzemelerde, % 15'i geçen Zn miktarı ile inkosuzlaşma olayı meydana gelmekte ve dolayısıyla da, korozyon sonucu oluşan ürün ile çevrelenmiş bakır kalmaktadır. Ferritik lamel grafitli dökme demirlerde, grafit ile ferrit arasında potansiyel fark meydana gelmektedir. Oluşan bu potansiyel fark ile, ferrit anodik ve grafit ise katodik özellik göstermektedir. Ferrit ile grafit arasında, galvanik hücre oluşmaktadır. Bunun sonucunda, katodik özellik gösteren grafit, anodik özellik gösteren ferriti eriterek, süngerimsi (grafit iskelet) bir yapı oluşurmaktadır.

Seçici korozyona uğramış bölgeler, korozyon ürünleri veya başka birikintilerle kaplıdır. Böylece, bileşen doğal şeklini koruduğu için, saldırıların keşfedilmesi zordur. Bu nedenle, bu korozyon ciddi bir malzeme hatası oluşmadan meydana gelebilmektedir (Bardal, 2007).

3.1.5. Galvanik Korozyon

İki farklı metalden oluşan bir sistemde, metallerden daha soy olanı katot, daha aktif olanının anot görevini üstlenerek, korozyon hücresi oluşturan ve anot olan metalin

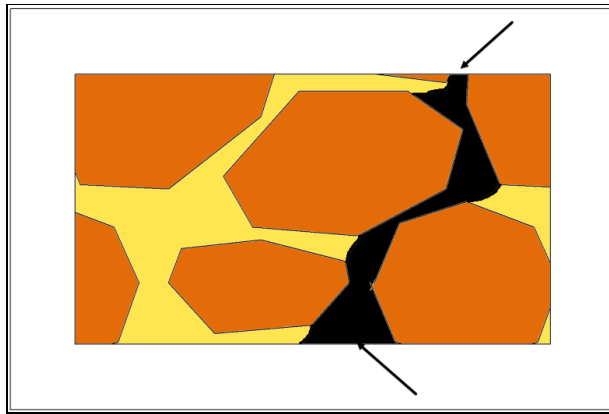
korozyona uğradığı bir korozyon türüdür. Metallerin bulunduğu ortamların koroziflik dereceleri, metaller arası mesafe, katot ve anot yüzey oranı galvanik korozyonu etkileyen faktörlerden bazılarıdır. Şekil 3.3'te şematik olarak galvanik korozyon gösterilmektedir.



Şekil 3.3. Şematik olarak galvanik korozyonun gösterimi (Bilhan, 2003).

3.1.6. Taneler Arası Korozyon

Taneler arası korozyon, malzemede taneler arasında meydana gelen korozyon türüdür. Amorf yapıya sahip olan tane sınırlarında potansiyelin düşük olması, bu korozyonun temel sebebidir. Taneler arasında bu potansiyel farktan dolayı, ağırlık kayıpları oluşmaktadır. Çok fazla ağırlık kayıpları görülmemesine rağmen, tane sınırlarındaki korozyon miktarının fazla olması, büyük hasarlara neden olabilmektedir. Şekil 3.4'te, taneler arası korozyon gösterilmektedir.



Şekil 3.4 Taneler arası korozyon (Bilhan, 2003).

3.1.7. Tane İçi Korozyon

Tane içinde meydana gelen korozyon türüdür. Yaygın olarak yük altında çalışan malzemelerde meydana gelen bu korozyon türünde, anot ve katot taneler ve tane sınırı arasında oluşmaktadır. Tane içi anot olarak davranırken, tane sınırı ise katot olarak davranmaktadır. Korozyon anot görevi üstlenen tane içinde meydana gelmektedir.

3.1.8. Kazımalı Korozyon

Yük altında çalışan iki metal parçanın titreşim ve sürtünme ile birbiri yüzeyinde kazınan bölgede oluşan korozyon türüdür. Korozyon, bu ortama O₂'in dahil olması ile oksit parçacıklarının oluşumu ile gerçekleşmektedir.

3.1.9. Tabakalaşma Korozyonu

Metal malzemenin yapı içerisinde, nem etkisi ile haddelene yönünde uzamış tane sınırlarında meydana gelen ve iki tabakanın birbirinden ayrılması şeklinde ortaya çıkan korozyon türüdür. Endüstriyel sistemlerde ve deniz uygulamalarında (özellikle Al ve alaşımlarında) görülmektedir.

3.1.10. Mekanik Zorlamalı Korozyon Türleri

Gerilmeli Korozyon: Gerilim altında çalışan ve yapısında mikro çatlaklar bulunan malzemelerde, sıkça rastlanan bir korozyon türüdür. Genellikle NH₃, SO₂ içeren endüstriyel ortamlarda ve marina uygulamalarında karşılaşılan (tehlikeli) bir korozyon türüdür. Bu korozyonun önlenmesinde, birkaç faktör önemli rol oynamaktadır. Bunlar, malzemeye uygulanan gerilimin azaltılması, ortamın nötr olarak ayarlanması ve malzeme seçimidir.

Hidrojen Gevrekliği: Daha çok kafes yapısı hacim merkezli kübik olan metallerde meydana gelen korozyon türüdür. Genellikle, petrol ve kimya endüstrisinde kullanılan malzemelerde rastlanmaktadır. Katot reaksiyonu sonucunda malzemedeki

açığa çıkan hidrojen, malzemede basınç bölgeleri oluşturmaktadır. Bu basınç, iç gerilmelere ve çatlamalara neden olmaktadır.

Yorulmalı Korozyon: Değişen yük altında çalışan malzemelerde sık görülen, tane içi bir korozyon türüdür. Malzemeler, uzun süre çalışması sonucu yorulduğu için, daha küçük gerilmeler altında çatlayabilmektedir. Özellikle raylı sistem kullanılan tekerleklerde meydana gelen korozyon türüdür.

Erozyon Korozyonu: Akışkan ortamında çalışan malzeme ve akışkanın bağıl hızının yüksek olduğu koşullarda meydana gelen korozyon türüdür. Genel olarak sıvının yön değiştirdiği boru dirseklerinde ve pompalarda sıklıkla rastlanan bir korozyon türüdür.

Kavitasyon: Sıvı içindeki malzeme yüzeyinde oluşan korozyon türüdür. Sıvının akışı sırasında akışkan içerisinde herhangi bir sebepten dolayı oluşan hava kabarcıkları, malzeme yüzeyine temas ettiğinde patlayarak, malzeme yüzeyinde hasar oluşturmaktadır. Kavitasyon hem malzemenin, hem de ortamın hareketli olduğu durumda meydana gelmektedir.

BÖLÜM 4

METAL VE ALAŞIMLARININ AŞINMA DAVRANIŞLARI

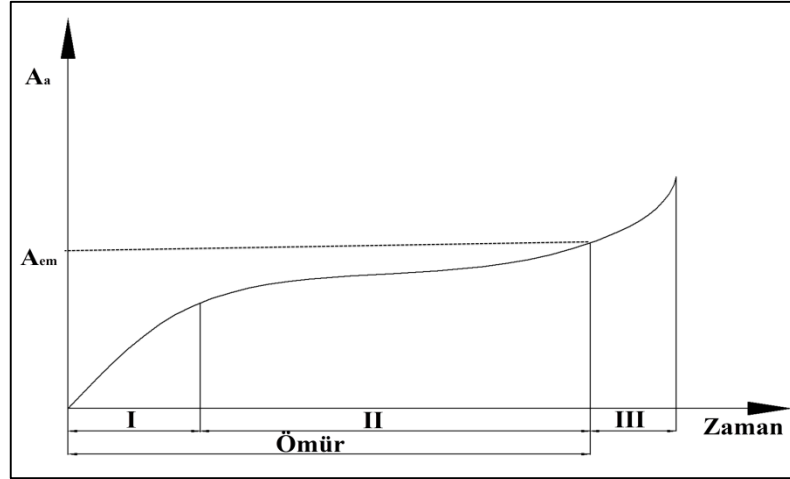
Aşınma DIN 50320 ve ASTM G40-93 standartlarına göre, kullanılan malzemelerin başka malzemelerle (katı, sıvı veya gaz) teması sonucu oluşan mekanik etkenler nedeniyle, yüzeyden küçük parçacıkların ayrılmasıyla meydana gelen ve istenmeyen yüzey bozulması olarak tanımlanmaktadır (Ramesh, 1991). Aşınma, sistemin özelliğine bağlı olarak çeşitli mekanizmalarla oluşmaktadır.

Aşınma olayının gerçekleşmesinde aşınan, aşındıran, ara malzeme, yük ve hareket olarak beş farklı parametre söz konusudur. Bu parametrelerin yanı sıra sıcaklık da, altıncı parametre olarak değerlendirilebilir. Aşınan ve aşındıran malzemelerin bir araya gelmesiyle “aşınma çifti” oluşmaktadır. Aşınma çifti ile sert parçacıklı sıvı, gaz ve buhar (ara malzemelerinin tamamı), aşınma kombinasyonu olarak adlandırılmaktadır. Ayrıca, aşınma sonucu meydana gelen parçacıklar da, ara malzemelerle birlikte aşınmaya ilave bir etki yapmaktadır (Anık, 1993).

Malzemelerde meydana gelen yıpranmanın aşınma sayılabilmesi için, bazı şartların oluşması gerekmektedir. Bunlar, mekanik bir etken, sürtünme (bağlı hareket), hareketin sürekli olması ve malzemenin yüzeyinde değişikliklerin meydana gelmesidir (Silva vd., 2011).

4.1. AŞINMA ZAMAN İLİŞKİSİ

Şekil 4.1’de görüldüğü gibi zamanla gelişen aşınma, üç aşamada gerçekleşmektedir.



Şekil 4.1 Aşınma miktarının kayma süresine bağlı aşamaları (Çelikyürek, 2006).

I. Aşama (Rodaj Safhası): Rodaj safhası, beraber çalışacak iki parçanın temas yüzeylerinin birbirine adaptasyon safhasıdır. Bu aşama, malzemenin çalışma ömrünü etkilemektedir. Bu aşamada, malzemede büyük miktarda aşınma oluşmaktadır. Bu aşamada meydana gelen aşınma, daha sonra oluşacak aşınmayı büyük ölçüde etkilemektedir. Bu nedenle, parçaların rodajlarının iyi yapılması ve kısa sürede gerçekleştirilmesi, bu aşamayı önemli derecede etkilemektedir.

II. Aşama: Çalışma sırasında, iki parçanın temas noktalarında meydana gelen deformasyon aşamasıdır. Bu aşama, çalışan malzemenin ömrünün neredeyse tamamını kapsamaktadır. Bu aşama sonunda, malzemenin aşınma miktarı kısa sürede artmaktadır.

III. Aşama: Aşınmadaki son aşamadır. Artan aşınma hızı ile birlikte, aşırı bir aşınma (deformasyon) meydana gelmektedir.

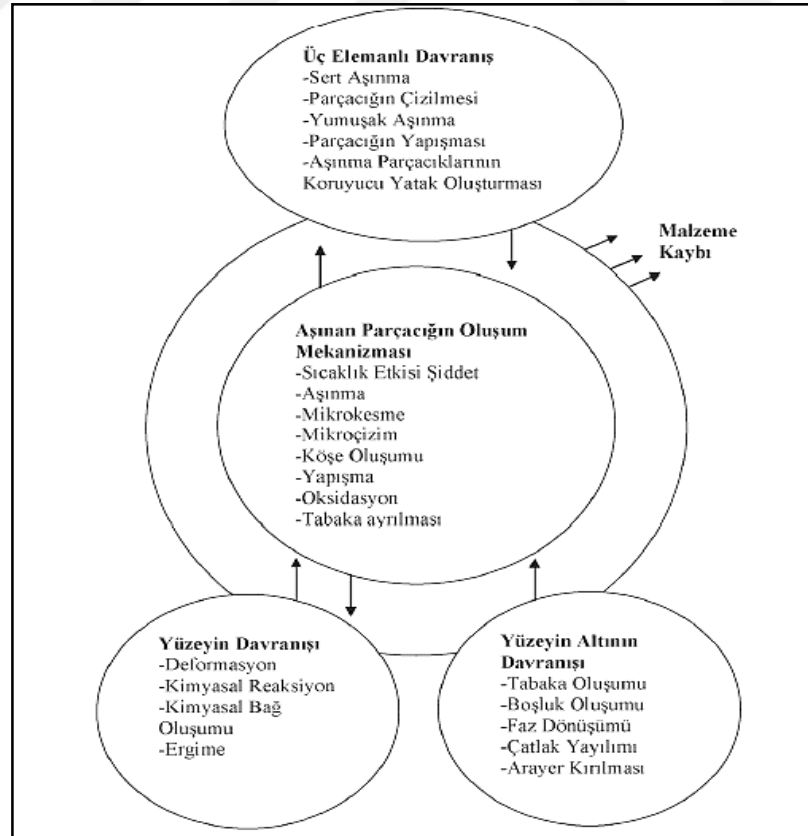
4.2. AŞINMA MEKANİZMALARI

Aşınma mekanizması tribolojik sistem içerisinde fiziksel ve kimyasal etkilerin iletilmesine göre dokuz çeşittir. Bunlar:

- Adhesif aşınma,

- Abrasif aşınma,
- Yorulma aşınma,
- Eroziyon aşınma,
- Öğütmeli aşınma,
- Oymalı aşınma,
- Kazımalı aşınma,
- Yenme aşınması,
- Termal aşınma'dır.

Ancak abrasif, adhesif, kazıma, erozyon ve yorulma aşınması gibi beş ana aşınma türü, sürtünmeye maruz kalan uygulama alanlarında yaygın bir şekilde görülmektedir (Harmer, 2001). Aşınma, hareketli makine elemanlarının ve parçalarının ömürlerini ve performanslarını azaltan önemli bir faktördür. Bu nedenle, ekonomik olarak aşınmanın neden olduğu kayıplar ve hasarlar oldukça fazladır. Aşınma mekanizmalarını belirleyen bileşenler, Şekil 4.2'de gösterilmektedir.

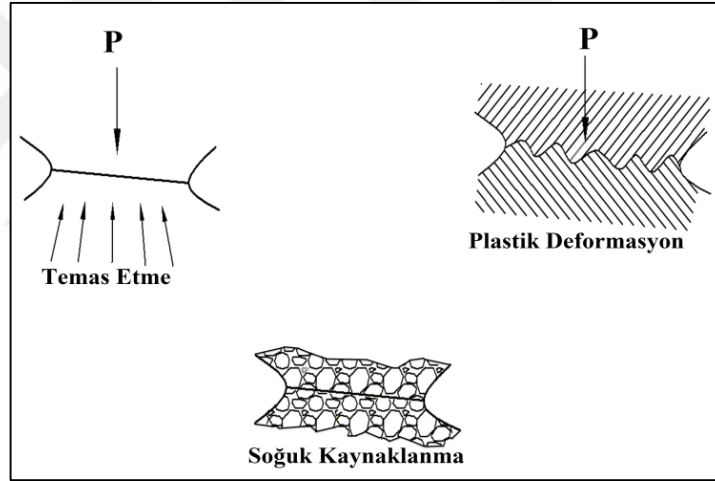


Şekil 4.2. Aşınma mekanizmalarını belirleyen bileşenler (Çelikyürek, 2006).

4.2.1. Adhesif Aşınma

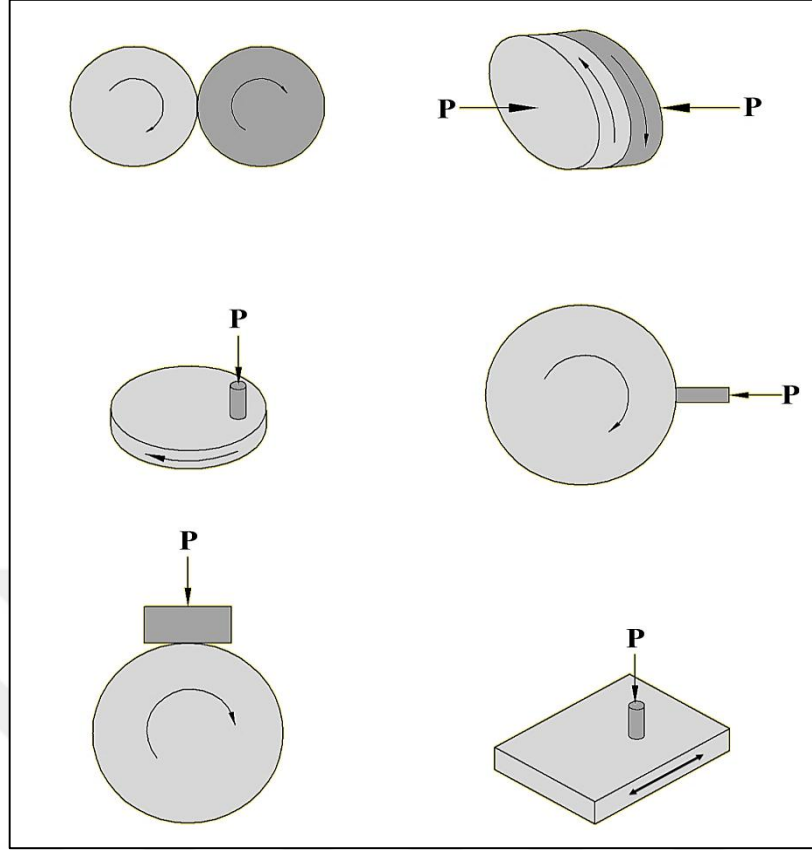
Temas halindeki iki metal yüzeyinin, basınç ve yükselen sıcaklık ile birlikte, temas halindeki yüzeylerin soğuk kaynaklanma meydana gelmektedir. Parçaların çalışması sırasında oluşan soğuk kaynaklar birbirinden ayrılırken, yüzeylerden ufak parçacıklar kopmaktadır. Bu olayların tekrarlanması ile oluşan aşınma türü, adhesif aşınma olarak adlandırılmaktadır.

Benzer kristal yapıları malzemelerde daha çok meydana gelen aşınma mekanizması adhesif aşınma mekanizmasıdır. Bunun nedeni, benzer kristal yapılarda soğuk kaynaklanmanın daha kolay olmasıdır. Şekil 4.3'te, adhesif aşınmadaki soğuk kaynak bağı oluşumu görülmektedir.



Şekil 4.3. Adhesif aşınmada oluşan soğuk kaynak bağı oluşumu (Büyükkelleci, 2008).

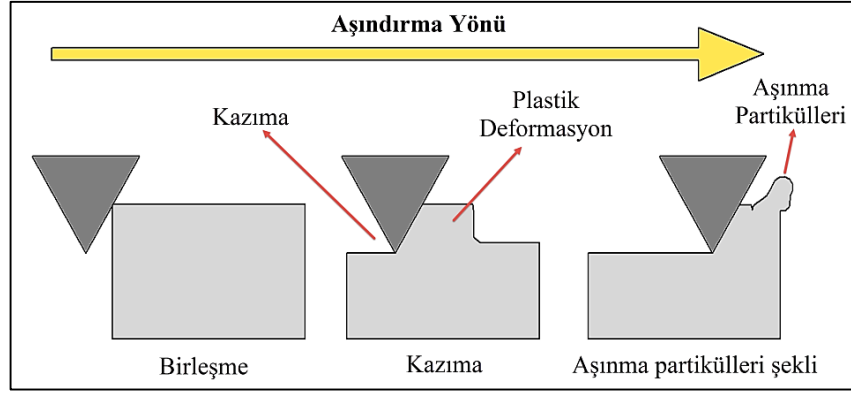
Adhesif aşınmada en yaygın asimetrik deney donanımları, disk üzerine bastırılan bir pim şeklindedir. Şekil 4.4'te çeşitli pim disk sistemleri gösterilmektedir. "Disk üzerinde pim" yönteminin başka şekilleri de (özel yöntemleri) mevcuttur.



Şekil 4.4. Adhesif aşınma deneyinde kullanılan geometriler (Kökden, 1998).

4.2.2. Abrasif Aşınma

Abrasif aşınma, malzemenin kendisinden daha sert olan parçacıklarla temas etmesi ve bu parçacıkların malzemenin yüzeyinden parçacıklar koparması ile meydana gelen aşınma mekanizmasıdır. Aşınmayı meydana getiren sert parçacıklar sisteme dışardan girebilmekte veya abrasif aşınma ürünleri olarak sistem içerisinde oluşabilmektedir. Abrasif aşınma, iki elemanlı veya üç elemanlı olarak meydana gelmektedir. İki elemanlı abrasif aşınma, ana malzeme ve karşı malzemenin karşılıklı teması ile olmaktadır. Üç elemanlı abrasif aşınma ise, ana ve karşı malzeme temas yüzeyi arasında oluşan parçacıkların, üçüncü eleman olarak görev aldığı abrasif aşınma mekanizmasıdır. Abrasif aşınma mekanizması, Şekil 4.5'te şematik olarak gösterilmektedir.

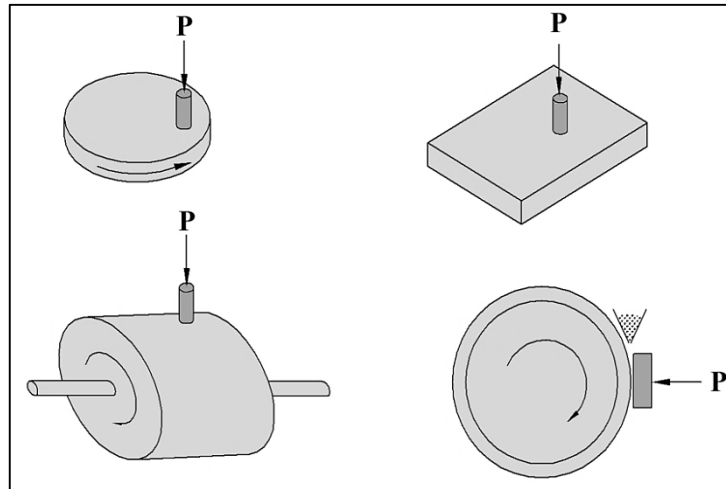


Şekil 4.5. Abrasif aşınma mekanizmasının şematik gösterimi (Anık, 1977).

Abrasif aşınma sırasında iki tür malzeme kullanılmaktadır.

- 1- Abrasif aşınma sırasında aşındırıcı olarak kullanılan malzeme.
- 2- Abrasif aşınma hızının engellendiği, ancak abrasif aşındırıcıların mevcut olduğu durumda kayma malzemesi olarak kullanılan malzemeler.

Aşındırıcı olarak kullanılan malzemenin en önemli özelliği sertliktir. Aşındırıcı malzemenin sertliği, aşınan malzemenin sertliğinden en az 3 kat fazla olmalıdır. Aşındırıcı olarak kullanılan malzeme için diğer önemli bir özellik ise, çok yüksek aşınma hızına ulaşmadan aşınma hızını koruyan bir aşındırıcı olmasıdır. Şekil 4.6'da malzemelerin abrasif aşınma hızlarını ölçmekte kullanılan, dört farklı yöntem şematik olarak gösterilmektedir.



Şekil 4.6. Abrasif aşınmada aşınma hızını ölçmekte kullanılan yöntemler (Hutchings, 1992).

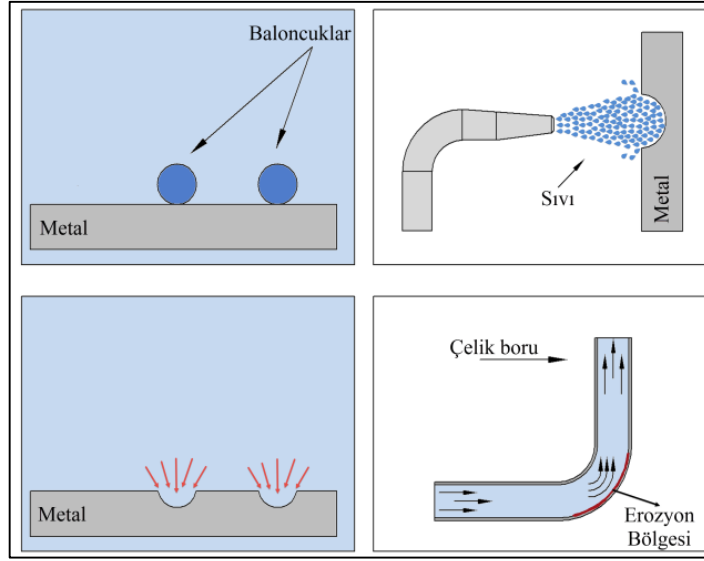
Disk üzerinde pim şeklindeki abrasif aşınmada, numune hep yeni aşındırıcı üstünde kaymaktadır. Bu olay, pimi disk üstünde radyal şekilde aşındırarak spiral bir iz bırakmaktadır. Aşınma miktarı, aşınan pimin deneyden önce ve sonra tartılarak ölçülmektedir. Pim şeklinde aşınan numuneler, genel olarak iki boyutlu abrasif aşınmaya uğramaktadır.

4.2.3. Yorulma Aşınması

Yorulma, bir malzemenin çalışma şartlarında sürekli değişken yüklere maruz kalmaları ve titreşimden dolayı meydana gelmektedir. Özellikle, yüzeylerin sürekli ve değişken yüklere maruz kalmaları, malzemede yorulmaya ve yüzeyin hemen altında hasarların oluşmasına neden olmaktadır. Bu hasarların çatlak, kopma ve deleminasyon gibi hasarlar olduğu belirtilmektedir. Oluşan bu hasarlar makine parçalarının ömrünü kısaltmasına ve hurdaya ayrılmasına neden olmaktadır (Chen vd., 2016). Basit ve tahrip edici olmak üzere, iki türlü yorulma aşınması vardır. Basit yorulma aşınmasında, malzemenin aşınan yüzeyinde meydana gelen çukurcuklar çok küçüktür. Büyüme ve yüzeye dağılma görülmemektedir. Tahrip edici yorulma aşınmasında ise, meydana gelen çukurcuklar zamanla büyümekte ve yayılmaktadır.

4.2.4. Eroziyon Aşınma

Eroziyon aşınma, erozyon ortamı ile malzeme yüzeyi arasındaki akışkan hızının çok yüksek olması nedeniyle meydana gelen bozunma olayı olarak tanımlanmaktadır. Gaz veya sıvı ortamda taşınan aşındırıcı tanelerin yüzeye belirli bir açı ile çarpmasıyla oluşan enerji, katı cismin mukavemetini aştığında, cismin yüzeyinde plastik deformasyon meydana gelmektedir. Yüzeyde kırılmalara neden olan bu olay sonucu yüzeyde aşınma olmaktadır. Bu şekilde meydana gelen aşınma, erozyon aşınması olarak adlandırılmaktadır. Şekil 4.7’de, farklı eroziyon aşınma türleri gösterilmektedir.



Şekil 4.7. Farklı türlerdeki erozif aşınma (Hutchings, 1992).

4.2.5. Öğütmeli Aşınma

Öğütmeli aşınma, yüksek basınçlı parçacıkların metal yüzeyleri ile düşük hızlarda karşılaşmaları sonucunda, metal yüzeyinden parçacıkların kopmasıyla meydana gelmektedir. Bu yüksek basınç ve düşük hız kombinasyonu, genellikle hafriyat çalışmalarında kullanılan ağır iş makinelerinin çalışma koşullarında, araçların kesici uç yüzeylerinde meydana gelmektedir.

4.2.6. Oymalı Aşınma

Malzemenin yüzeyinde, çok yüksek hızlardaki çarpma sırasında oluşmaktadır. Genellikle yüzeyde kesme ve kesilme ve oyulma koşullarında meydana gelen bir aşınma türüdür. Bu tür aşınma, genellikle delme işlemi ve benzeri koşullarda çalışan ekipmanların kesici ve delici takım olarak kullanılan kısımlarında görülmektedir. Çalışma sırasında aşındırıcı parçacıkların, gerilmenin çok yüksek olduğu malzeme yüzeyine çarpmaları sonucunda, malzemenin yüzeyinde hızla hasar oluşturmaktadır. Bu aşınma türü, diğer aşınma türlerine göre daha hızlı ilerlemesinden dolayı, bu şartlar altında çalışan ve hasar gören malzemelerin yenisi ile değiştirilmesi daha ekonomiktir (Li vd., 2007).

4.2.7. Kazımalı Aşınma

Kazımalı aşınma, oluşum mekanizması olarak adhesif aşınmaya benzemektedir. Aralarındaki fark, adhesif aşınmanın birbiri üzerinde hareket eden yüzeylerde, kazımalı aşınmanın ise birbirine göre hareket etmeyen yüzeylerde meydana gelmesidir. Bu tür aşınma, yavaş hareketlerin (vibrasyon) meydana geldiği sistemlerde, mikro kaynakların oluşması ile meydana gelmektedir. Kazımalı aşınma, titreşimli ortamlarda çalışan bağlantı elemanlarında, motorlu taşıtların güç akarma organlarında, şaft bağlantı noktalarında ve yataklarda meydana gelen önemli bir hasar türüdür.

4.2.8. Yenme Aşınması

Yenme aşınması, adhesif aşınma türüne benzemektedir. Birbiri üzerine bastırılan iki yüzey arasında düşük genlikli titreşim hareketinden dolayı, yüzeydeki pürüzler koparak aşınmayı oluşturmaktadır. Kopan parçacıkların oksitlenmesi, bu parçacıkların aşındırıcı tane haline gelmesine neden olmakta ve bu durum ise abrasif aşınma miktarını arttırmaktadır. Yüzeyler üzerinde etkileşimin kuvvetli olmasından dolayı, temas noktaları arasında gerilme yığılmaları titreşimi arttırmakta ve artan titreşim sonucunda yüzeyde, yorulma çatlakları meydana gelmektedir. Yorulma çatlaklarının artması hasarın büyümesine neden olmaktadır. Bu tür aşınma, sıkı geçmelerde, kamalı ve cıvatalı bağlantılarda yaygın olarak görülmektedir.

4.2.9. Termal Aşınma

Mekanik ve kimyasal aşınma mekanizmalarının oluşmasını kolaylaştıran ve bu mekanizmalarla eş zamanlı işleyen bir aşınma türüdür. Bu mekanizmada, sıcaklık etkisi ile atomik hareketler artmaktadır. Isıl işlemlerle malzemenin sünekleşmesi ile, mikro aşınma gerçekleşmektedir.

4.3. AŞINMA ÖLÇÜM YÖNTEMLERİ

Aşınma miktarının ölçülmesinde, her ölçme sisteminde olduğu gibi yeterli hassasiyet, kolay ve seri uygulanabilirlik, ekonomik ve standartlaştırılmış bir yöntem kullanılmalıdır. Bu esaslar çerçevesinde, imkânlar ve sistemin yapısına göre farklı aşınma miktarı ölçme yöntemleri kullanılmaktadır.

4.3.1. Ağırlık Farkı Yoluyla Ölçme

Ağırlık farkı ile ölçme yöntemi, ölçüm cihazının oldukça hassas olması ve ekonomik olması nedeni ile yaygın olarak kullanılan bir yöntemdir. Ölçüm yapılan numunelerde, fazla zaman kaybına sebep olmaktadır. Ağırlık kaybının ölçülmesi için, 10^{-4} veya 10^{-5} hassasiyetindeki hassas teraziler kullanılmaktadır.

Aşınma miktarı gram ve miligram cinsinden ifade edilirken, alınan yol metre veya kilometre olarak kaydedilmektedir. Kayma veya sürtünme yoluna göre birim kayma mesafesine karşılık gelen ağırlık kaybı miktarı (gr/km), (mgr/m) ile ifade edilmektedir. Ağırlık kaybı birim alanı için (gr/cm^2) olarak hesap edilmektedir. Deneyler sırasında elde edilen ağırlık kaybının hacimsel olarak belirtilmesi istendiğinde, ağırlık kaybının yanı sıra, malzemenin yoğunluğu da göz önüne alınarak hesaplama yapılmaktadır.

4.3.2. Kalınlık Ölçme Yöntemi

Aşınma testleri sırasında meydana gelen boyut değişikliğinin ölçülerek, başlangıç değeriyle karşılaştırılmaktadır. Kalınlık olarak belirlenen değer, hacimsel olarak hesaplanarak, birim hacimdeki aşınma miktarı elde edilmektedir. Kalınlık hassas ölçme aletleri ile (1 μm hassasiyetinde) yapılmaktadır.

4.3.3. İz Değişiminin Ölçülmesi Yöntemi

Plastik deformasyon ile sürtünme yüzeyi bölgesinde belirli bir iz geometrisi oluşturulmaktadır. Deney boyunca karakteristik olarak bu izin boyut değişimi

ölçülmektedir. Ölçüm yönteminde en çok kullanılan cihazlar, Vickers veya Brinell ölçüm cihazlarıdır. Bilye veya elmas piramitin bıraktığı iz çapındaki değişme, mikroskop yardımıyla ölçülmektedir.

4.3.4. Radyoizotoplarla Ölçme Yöntemi

Sürtünme yüzeyinin proton, nötron veya yüklü atom parçacıklarıyla bombardıman edilerek radyoaktif hale getirilmesi esasına dayanmaktadır. Aşınmanın büyük hassasiyetle ölçülebilmesi ve sistem içerisinde çalışma şartlarını değiştirmeden ölçü alınabilmesi, en önemli avantajıdır. Fakat ekonomik olmaması nedeniyle, özel problemlerin çözümü dışında, yaygın olarak kullanılan bir yöntem değildir.

4.4. AŞINMANIN AZALTILMASI İÇİN GEREKLİ ÖNLEMLER

- Aşınmaya dayanıklı malzeme seçimi; parçanın çalıştığı ortamdaki mevcut aşınma türü ve şiddeti belirtilerek yapılmalıdır.
- Parçanın geometrik tasarımı, aşınmayı en aza indirecek şekilde tasarlanmalıdır.
- Sadece aşındırıcı ortamlarla temas halindeki yüzeyler veya tüm yüzey alanı, esas malzemenin özelliklerinden daha üstün özelliklere sahip ve mevcut aşınma türüne daha dayanıklı bir malzeme ile kaplanabilir.
- Parçanın tamamının aşınmaya dirençli malzemeden üretilmesi yerine, maliyeti azaltmak açısından sadece aşınan yerlerin aşınmaya dirençli malzemelerden üretilebilir.
- Parçanın üretim aşamasında herhangi bir imalat hatasına (gözenek, cüruf, çatlak, kalıcı çekme gerilmeleri, istenmeyen mikro yapı, yüksek yüzey pürüzlülüğü) yer verilmemelidir.
- Parça, dayanım limitlerini aşan yükleme şartlarında (yüksek basınç, yüksek sıcaklık ve yüksek hız vb. gibi) kullanılmayabilir.
- Yağlayıcı ile çalışan ortamlarda yüksek viskozite değerli ve yüksek basınca dayanıklı yağlar (fosfor ve kükürt katkılı) kullanılarak yağ filminin çabuk bozulması önlenir. Ancak (katkılı yağların oksidasyon aşınmasını artırıcı bir rol oynar) malzeme seçiminde daha dikkatli olunmalıdır.
- Soğutucu seçimi, parçanın çalışma ortamına uygun biçimde olmalıdır.

- Yağlayıcı ve soğutucunun uygun bir filtreleme işleminden geçirilerek içindeki aşındırıcı parçacıkların sisteme tekrar girmesine engel olunmalıdır.
- Yağlayıcının kontrolleri düzenli olarak yapılmalı ve en düşük kullanım limiti belirlenerek belli aralıklarla yenilenmelidir.
- Çalışma şartlarında sürtünme elemanları malzeme açısından bir birine uygun seçilmelidir (Sarıkaya, 2007).



BÖLÜM 5

TOZ METALÜRJİSİ

5.1. TOZ METALÜRJİSİ

Toz metalürjisi (T/M), toz metallerin diğer toz metaller ile ve/veya başka toz metaller olmadan sıkıştırıldığı ve sonrasında mukavemetlendirilmesi için erime sıcaklığının altında bir sıcaklıkta sinterlenmesiyle yapılan bir üretim yöntemidir (Gooch, 2007). Çeşitli metal işleme teknolojileri arasında en farklı üretim yöntemi olan T/M üretim süreçleri, 100 yıldan daha uzun süredir mevcut olmasına rağmen, ancak geçen çeyrek yüzyıl içinde çeşitli önemli uygulamalar için yüksek kaliteli parça üretim yöntemi olarak kabul edilmiştir (Dee vd., 2004). Bu yöntemde, net şekilli parçaların üretiminde mükemmel mikro yapı ve kompozisyonlar elde edilmektedir (Kipouros vd., 2006). Bununla birlikte, T/M, düşük üretim maliyeti, sıkı tolerans ve minimum ikinci işleme süreci gibi birçok avantaja da sahiptir (Arifin vd., 2014). Yüksek kaliteli ve karmaşık geometriye sahip parçaların üretimi, diğer üretim teknolojileri arasında T/M ile daha ekonomik bir şekilde yapılabilmektedir. Bu da, T/M'yi cazip kılmaktadır. T/M diğer üretim yöntemlerine nispeten düşük enerji tüketimine ve maliyete sahiptir. T/M, sahip olduğu bu özellikleri nedeniyle, sürekli geliştirilmekte ve geleneksel metal şekillendirme işlemlerinin yerini almaktadır (ASM, 1998; Akdoğan ve Sarıtaş, 2002). Özellikle son yıllarda T/M teknolojisi, rekabetçi üretimde belirleyici olmaktadır. Otomotiv sektöründe (yüksek devirli yorulma özelliklerine ihtiyaç duyulan malzemelerin üretimi için) yaygın olarak kullanılmaktadır (Duggirala ve Shivpuriv, 1992). Ayrıca T/M otomobiller, bilgisayarlar, ev gereçleri gibi farklı sektör ve uygulamalarda kullanılmakla birlikte, tıbbi amaçlı uygulamalarda da kullanılmaktadır. T/M yönteminin tıbbi amaçlı kullanımının en büyük avantajı, toz metalürjisi ile üretilen parçalarda % 30'a kadar gözeneklilik elde edilmesidir. Üretilen parçalar, gözenek yapısına göre, gözenekli grup ve kompakt grup olmak üzere ikiye ayrılmaktadır. Üretilen parçanın son işleminden sonra

malzemede % 10-30 arasında gözenek mevcut ise gözenekli grup, % 1-3 arasında gözenek mevcut ise kompakt grupta değerlendirilmektedir (Dabrowski ve Oksiuta 2000). Bu nedenle, karmaşık şekilli ve yüksek kaliteli biyomalzemeler aşınma direnci, korozyon direnci ve biyouyumluluk özelliklerinin yanı sıra gözenekli yapıda üretilebilmektedir. Gözenekli yapıdaki protezler, titreşimleri absorbe edilebilme özellikleri ile birlikte, protezle temas yüzeyi oluşturan kemik doku için güçlü bir tutunma yüzeyi ve kolay kaynaşma imkânı da sağlamaktadır (Akdoğan ve Sarıtaş, 2002).

5.2. TOZ ÜRETİM YÖNTEMLERİ

Metalik malzemelerin birkaç mikrondan, birkaç yüz mikrona kadar parçalanmış parçacıkları toz olarak tanımlanmaktadır. Malzemelerin hemen hemen hepsi toz haline getirilebilmektedir. Tozun geometrik şekli, üretim yöntemine göre değişmektedir. Ayrıca, her malzemenin toz üretimi için, farklı yöntemler kullanılmaktadır. Üretim yöntemine göre, tozun yüzey durumu da farklılık göstermektedir. Yaygın olarak kullanılan dört toz üretim yöntemi bulunmaktadır. Bunlar;

- Mekanik işlem yöntemi,
- Atomizasyon yöntemler,
- Elektrokimyasal yöntemler,
- Kimyasal yöntem (German, 2016).

5.2.1. Mekanik Yöntemler

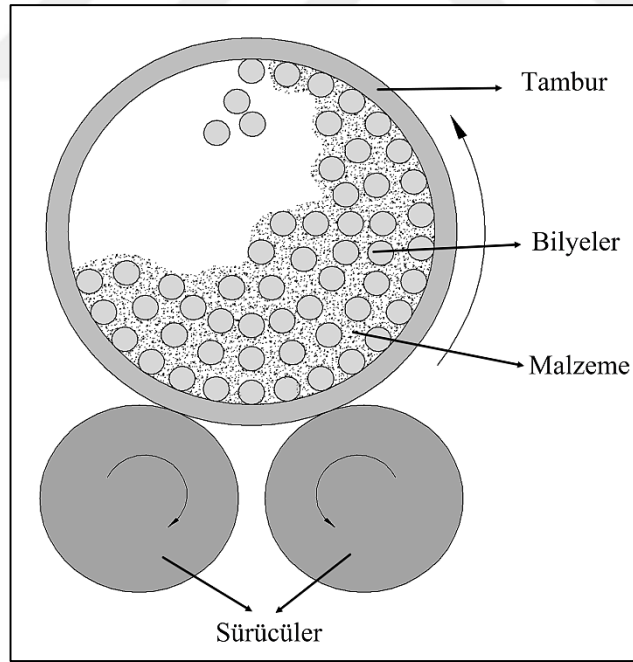
Mekanik yöntemler ile toz üretimi, darbeli bir öğütücü içerisinde metal tanelerinin kırılması esasına dayanmaktadır. Elde edilen metal tozların şekli pul puldur. Elde edilen tozlar kullanılmadan önce tavlansınarak, gerilimleri giderilmelidir. Mekanik yöntemler üç gruba ayrılmaktadır. Bunlar; talaşlı üretim, öğütme ve mekanik alaşımlamadır (German, 2016).

5.2.1.1. Talaşlı Üretim Yöntemleri

Frezeleme, tornalama ve taşlama gibi talaş kaldırma yöntemleri kullanılarak çok iri ve karmaşık tozlar üretilmektedir. İri ve karmaşık olarak üretilen tozlar, ince tozlar haline getirilebilir. Yüksek karbonlu çelik tozlar bu yöntemle üretilmektedir (German, 2016).

5.2.1.2. Öğütme

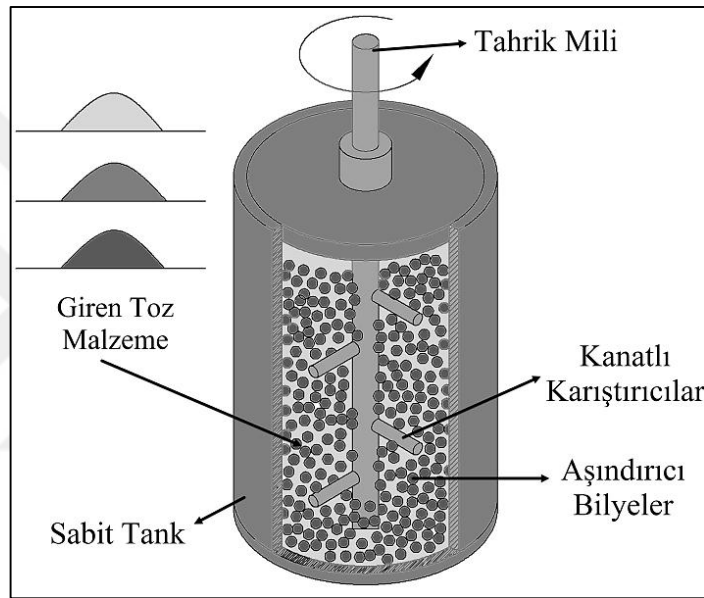
Kırılgan malzemeler, mekanik olarak bilyeli değirmenlerde öğütülmektedir (Şekil 5.1). Ancak, öğütme işlemi sünek metaller için uygun değildir. Çünkü, sünek metaller kolayca kırılmaz ve kırılma yerine birbirleri ile soğuk kaynaklanma ile daha büyük tozlar oluşturmaktadır. Öğütme işlemi, sünek metallere pul toz üretiminde de kullanılmaktadır. Bu işlem sırasında birleşme ve soğuk kaynaklanmayı engellemek amacıyla, işlem kontrol kimyasalları kullanılmaktadır (Sikka vd., 1990).



Şekil 5.1. Bilyeli öğütme yöntemi (German, 2016).

5.2.1.3. Mekanik Alaşım

Mekanik alaşım yöntemi, kuru ve katı haldeki tozların birbirleri ile periyodik olarak kaynaklanmasını ve tekrar kırılmasını sağlamaktadır. Mekanik alaşım yüksek dayanımlı ve parçacık takviyeli kompozitlerin üretilmesinde kullanılmaktadır. Daha ince ve homojen, mikro yapıya sahip üretilen kompozitlerin dayanımının yüksek olması için tercih edilen bir T/M yöntemidir (Şekil 5.2) (ASM, 1998).



Şekil 5.2. Mekanik alaşım yöntemi (German, 2016).

5.2.2. Elektrokimyasal Yöntemler

Elektrokimyasal yöntemler ile toz üretimi, saflık derecesi yüksek metallerin elektrolitik bir çözelti içerisinde çökeltilmesiyle gerçekleştirilmektedir. Bu yöntemle tozlar, doğrudan veya elektrotta birikmiş gevrek kütle öğütülme suretiyle dolaylı olarak elde edilmektedir. Ortamdaki metal iyonlarının konsantrasyonu, elektrodun iletkenliği, sıcaklık, gerilim değeri ve akım yoğunluğu, sıvı banyonun kinetiği ve tane büyümesini engellemek için parçacık ilavesi, işlemi etkileyen ana parametrelerdir. Bu yöntemle yüksek saflıkta gözenekli tozlar, değişik boyutlarda

üretilebilmektedir. Elektrolitik yöntemle üretilen tozların sıkıştırılabilirlikleri ve presleme sonrası dayanımları yüksek olmaktadır (Kurt, 1997).

5.2.3. Kimyasal Yöntemler

Kimyasal indirgeme yöntemi, oksitlerinden indirgeme yoluyla demir, bakır, tungsten, molibden, nikel ve kobalt tozlarının üretilmesinde kullanılan bir yöntemdir. Bu yöntemde, toz haline öğütülen oksitler, indirgeyici atmosfer ortamında, uygun sıcaklıklara kadar ısıtılarak indirgenmektedir. En ucuz indirgeyici ortam karbondur. Ancak, hidrojen de bu amaçla kullanılmaktadır. 1900 yılında İsviçre’de geliştirilen Höganäs metodu ile magnetit (Fe_3O_4), kok, kireç taşı karışımı 1260 °C’de 68 saat bekletilerek demir tozu üretilmiş ve elde edilen demir tozlarının bu sıcaklıkta birbirlerine kaynak oluşturarak kekleştiği görülmüştür. Ancak, bu kekler soğutulduktan sonra öğütülerek istenilen toz büyüklüğüne kırılabilir. Tozlar sünger görünüşünde olduklarından dolayı, “Sünger Demir” olarak bilinmektedir (German, 2016).

5.2.4. Atomizasyon Yöntemleri

Atomizasyon yöntemi, günümüzde de önemli yere sahip olan ve yaygın olarak kullanılan bir toz üretim yöntemidir. Yüksek kapasitede toz üretimi için tercih edilen ve iki akışkan atomizasyonu olarak adlandırılan su ve/veya gaz atomizasyonu ucuz bir yöntemdir (Onur ve Arslan 1996).

Ergiyik haldeki metalin çok ince şerit halinde akıtılması ve bu sırada su veya gaz jeti ile, çok küçük parçacıklara ayrılarak soğutulması esasına dayanmaktadır. Burada, ayırıcı olarak hava, azot (N_2) ve argon gazı kullanılırken, sıklıkla su veya gazyağı-parafinde tercih edilmektedir. Bu üretim yöntemi ergitme, atomizasyon ve katılaşma-soğuma aşamaları ile gerçekleştirilir (Somunkıran ve Çelik 2007).

Bu işlemlerden sonra ürünün istenen niteliklere getirilmesi için, genellikle yüzeyde oluşan oksitlerin azaltılması, gazlardan uzaklaştırma ve toz boyutu dağılımı gibi ek işlemler uygulanmaktadır. Enerjinin sıvı metali parçalama yöntemi atomizasyonda,

ana sınıflama kriterini teşkil etmektedir. Bunlar; kılcal kuvvetler (ergiyik damla olayı), mekanik darbe (darbe ile parçalama yöntemi), elektro statik kuvvetler (elektrodinamik atomizasyon), sıvı, gaz akışı veya jeti (sıvı veya gaz atomizasyonu), santrifüj kuvvetler (santrifüj atomizasyonu), ergiyiğin aşırı gaz doygunluğu (vakum atomizasyonu) yöntemleri veya ultrasonik (ultrasonik atomizasyon) yöntemlerdir.

5.3. TOZ METALÜRJİSİ YÖNTEMİNİN AŞAMALARI

İstenilen boyut, şekil gibi özelliklere sahip metal tozu ile güçlü, mükemmel ve yüksek performanslı bir şekle dönüştüren toz metalürjisi, temel olarak toza şekil verilmesi veya sıkıştırma işlemi ve sinterleme işlemi ile tozların ısı olarak birleştirilmesidir. Ancak T/M parçalarının üretimi beş aşamada gerçekleştirilmektedir (German, 2016).

- Toz hazırlama (Karıştırma)
- Soğuk presleme
- Sinterleme
- Yağ emdirme ve kalibrasyon (gerekli hallerde)
- Tam yoğunluk işlemleri

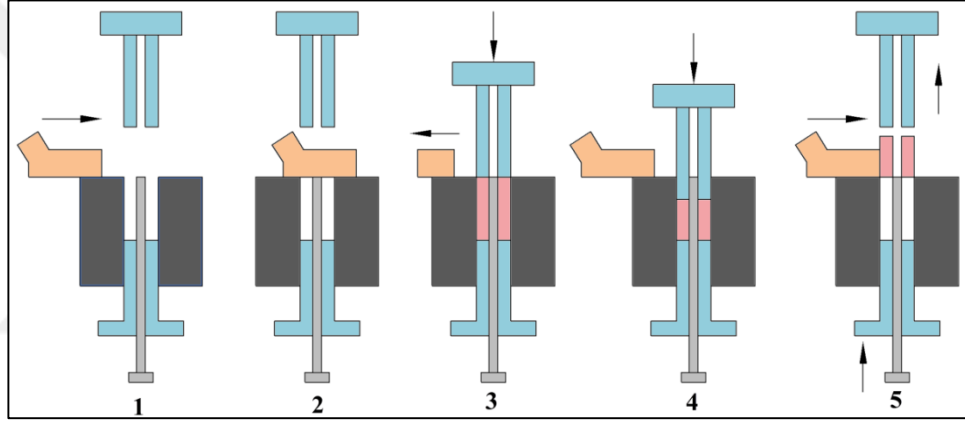
5.3.1. Toz Hazırlama (Karıştırma)

Uygun malzeme seçimi sağlandıktan sonraki aşama, bu malzemeleri karıştırmaktır. Bu aşama çok önemlidir. Çünkü, T/M nihai ürünlerinin mekanik özelliklerini etkilemektedir. Karıştırma ve harmanlama işlemleri, özel parçacık boyut dağılımı ve sinterleme sırasında yeni alaşımların oluşturulması amacıyla tozların birleştirilmesi, sıkıştırma için yağlayıcıların eklenmesi ve şekillendirme için toz-bağlayıcı karışım için gereklidir (Akdoğan ve Sarıtaş, 2002; Kipouros vd., 2006). Karışım içerisine genellikle, % 0,5 ile % 1,5 arası yağlayıcı ilave edilmektedir. En çok kullanılan yağlayıcılar, metalik sterat ve parafindir. Yağlayıcı kullanımının amacı, toz taneleri arasındaki ve toz taneleri ile kalıp ve takım yüzeyleri arasındaki sürtünmeyi azaltmak olmakla birlikte, tozların sıkıştırılması sırasında kolay kaymalarını sağlamaktır.

Sürtünmenin azalması sıkıştırılan toz metal parçaların kalıptan kolayca çıkmasına yardımcı olmaktadır (German, 2016).

5.3.2. Presleme

Sıkıştırma, bir yük altında serbest yapıdaki toz parçacıkların istenilen şekle dönüştürülmesi için, yoğunluk kazandırma işlemi olarak tanımlanabilir. Tozların sıkıştırılmasındaki amaç, ham yoğunluk ve dayanımın elde edilmesidir. Şekil 5.3'te gösterilen presleme işleminde genellikle hidrolik, mekanik ve pnömatik presler kullanılmaktadır. Presleme sıcak veya soğuk yapılabilir (Zhang vd., 2010).



Şekil 5.3. Presleme işlemi aşamaları (Saritaş, 1994).

Presleme işlemi beş aşamada tamamlanmaktadır.

1. İşlem başlangıcı,
2. Toz doldurma,
3. Presleme başlangıcı,
4. Preslemenin bitişi,
5. Preslenmiş parçanın çıkarılması.

Toz karışımının en yaygın şekilde şekillendirilmesi ve yoğunluk kazandırılması yöntemi, bir kalıp içerisinde sıkıştırma"dır. Basınç uygulandığında tozlar, önce parçacıklar birbiri üzerinden kaymakta ve daha sonra da yüksek basınçlarda parçacıklar şekil değiştirerek yoğunlaşmaktadır. Presleme işleminden sonra, parça

elle tutulabilir bir mukavemet kazanmaktadır. Presleme işleminin diğer bir görevi, istenilen gözeneklilik miktarını vermektir (Saritaş, 1994).

Preslemede pek çok seçenek vardır. Bunlar, sert ve yumuşak kalıplar, kalıbın ve tozun ısıtılması, tozun veya yalnız kalıbın yağlanması ve uygulanan üst basıncın, gerinim hızının veya basınçta bekleme zamanının değiştirilmesidir. Genel uygulama ise, sert kalıplarda oda sıcaklığında tek eksen yönünde tozun preslenmesidir (Saritaş, 1994). Bunun için çoğunlukla, mekanik ve hidrolik presler ile rijit kalıplar kullanılmaktadır (Newkirk ve Kosher, 2004).

5.3.3. Sinterleme

Karıştırılan tozların gözenekli bir şekilde sıkıştırılma işleminden sonra yüzey alanlarının küçülmesi ve temas noktalarının artması, buna bağlı olarak gözenek şeklinin değişmesi ve gözenek hacminin küçülmesine neden olan ısı ile aktive edilmiş malzeme taşınımı olarak adlandırılmaktadır. Sıkıştırılmış ham yoğunluktaki metal parçalar, mukavemeti düşük bir şekilde elde edilmektedir. Bu işlem sırasında beklenen mukavemet, kalıptan çıkarılma sırasında zorlamalara direnç göstermesidir. Bu nedenle, ham yoğunluktaki sinterleme, T/M ile üretilen parçalarına yoğunluk ve mukavemet kazandırmak amacıyla, ergime sıcaklığı altındaki bir sıcaklık noktasındaki uygulanan ısı işlemidir. Sinterleme işlemi, taneler arası temas noktalarının katı-hal bağına dönüşümü ile gerçekleşmektedir. İşlem sırasında nokta temas ile başlayan katı hal bağının gelişmesi ile devam eden süreçte çift-küre sinterleme modeli olarak devam etmektedir. Bu modelde, temas şeklinde olan tozların boyun büyümesi ile yeni tane sınırının oluşması ve iki toz parçacığının tek bir parça şeklinde birleşmesi gerçekleşmektedir (Arifin, 2013).

5.4. TOZ METAL TEKNOLOJİSİNİN BİYOMALZEMELERE SAĞLADIĞI KATKILAR

T/M farklı alanlarda yaygın olarak kullanılmaktadır. Ancak metalik malzemelerin tıbbi amaçlı kullanımı, özellikle döküm ve işlenebilirliklerinde zorluklar bulunan çok sert malzemelerin keşfi ve kullanımı ile yeni gelişmeler sağlanmıştır. Yüksek kaliteli

ve karmaşık şekildeki protezlerin üretilmesinde geleneksel yöntemlerin yetersiz kalması durumunda T/M yöntemi kullanması, problemleri büyük ölçüde çözebilmektedir. T/M ile üretilen biyomalzemelerden fonksiyonellik, biyouyumluluk, aşınma ve korozyon direnci gibi beklenen özelliklerin iyileştirilmesi de mümkündür.

T/M yöntemi ile üretilen biyomalzemelerin sağladığı diğer bir avantaj ise, istenilen gözenekli yapının üretilmesidir. Gözenekli yapıdaki protezler, titreşim absorbe etme özelliklerinin yanında, kemik doku için güçlü bir tutunma yüzeyi ve kolay kaynaşma imkânı sağlamaktadır. T/M'nin biyomalzemeler için diğer bir avantaj ise, kullanıma hazır halde nihai geometride üretilmesidir. Ayrıca bu avantaj, T/M ile üretilen biyomalzemelere ikinci bir talaş kaldırma işleminin uygulanmaması ve biyomalzemelerin ekonomik olarak üretilmesini de sağlamaktadır. T/M teknolojisinin bir özelliği olan kontrollü gözenek yapısında üretilen ve şekil verilen tozlar için, özel toz üretim yöntemleri, sıcak soğuk izostatik şekillendirme, yoğunluk artırma işlemleri, iyon aşılama ve plazma teknolojisi gibi farklı uygulamalar yapılmaktadır. Ekonomik olarak biyomalzemelerin (istenilen boyut ve şekildeki tozlar kullanılarak) yüksek korozyon dayanımına sahip, yüksek mukavemetli, pürüzsüz yüzeyde sürtünme atıklarının oluşmadığı malzemelerin üretilmesini mümkün kılmaktadır. Bu yöntemle kobalt ve krom gibi sert malzemelerin, titanyum ve alaşımlarının, metal alaşımlarının veya fiber katkılı kompozitlerin, zirkonya ve hidroksiapatit gibi sert seramikler ve bunların metal veya polimer katkılı kompozitlerinin üretimleri yapılabilmektedir.

Ayrıca daldırmalı veya püskürtmeli yöntemle yapılmış kaplamalar, kontrollü gözenek yapısına sahip farklı farklı tür ve çeşit kompozitlerden oluşan protezlerde mevcuttur. Bu işlemler, ihtiyaca göre üstün dayanım, ayarlanabilir elastikiyet modülü talaşsız imalat yönteminin sağladığı üstünlüklerle, kemik ve kıkırdak dokunun birleştirilmesinde kullanılabilir (Kurgan, 2005).

T/M teknolojisinin sağladığı imkânlarla (Sıcak izostatik Presleme yöntemi ile) üretilen çoğu protezler, mükemmel mekanik özelliklere sahiptir. Titanyum, grafit ve benzeri tozlardan kontrollü olarak sinterlenmiş protezlerle yapılmış deneysel

çalışmalardan, kendi kendini yağlayabilme mekanizması sayesinde üretilen malzemelerin, kırılma ve aşınma dirençlerinin olumlu yönde geliştiği bilinmektedir.

T/M yöntemi ile üretilen protezler geleneksel yöntemlerle üretilen ürünlerle karşılaştırıldığında birçok potansiyel avantaja sahiptir. Bu avantajlar;

- T/M yöntemi ile seri üretimler mümkündür.
- Diğer üretim metotlarında kullanılmayan metal ve metal dışı alaşımların kullanılması söz konusudur.
- Ürün çeşitliliği ve esnekliğe sahip olma imkânları vardır.
- Son boyut ve tolerans ölçülerinde üretilebilme imkânını sağladığı için ekonomiktir.
- Hammaddenin diğer yöntemlere göre daha kolay ve ucuz elde edilebilme imkanı vardır.
- Geleneksel yöntemle göre üretilen parçalara nispeten ikinci bir işlem ihtiyacının gerekliliği daha azdır.
- Farklı erime sıcaklıklarına sahip, ayrı malzemelerden elde edilen farklı boyutlardaki tozların kullanılması ile kontrollü gözenek yapısına sahip protez parçaların üretilebilmesi mümkündür.
- Hatalı parça üretimi sınırlıdır.
- Özellikle talaşlı imalat üretim yöntemlerine oranla yüksek üretim kapasitesine sahiptirler.
- Üretilen parçalar, mükemmel aşınma direnci ve sürtünme katsayısına sahip özellikte üretilebilirler.
- Parçalar titreşim ve gürültüyü absorbe edici özelliğe sahiptir.
- Karmaşık geometrik yapıya sahip parçalar bu yöntemle çok kolay elde üretilebilmektedir.
- Protezlerin kullanım yerlerine göre, farklı özelliklerde ürünler üretilebilmektedir.

T/M yöntemi ile üretilen parçaların dövme yöntemi ile üretilen parçalara oranla % 75 daha fazla çekme dayanımına sahip olması, özellikle ortopedik amaçlı protezlerde önemli bir özelliktir (Božić vd., 2006).

1960'lı yıllara dayanan çalışmalarda, T/M teknolojisi kullanılarak yapılan ilk çalışmalar, Co-Cr-Mo alaşımından gözenekli kalça protezi üretimi üzerine yapılmıştır. Bu çalışmalar sonucunda, T/M ile üretilen implantların mekanik ve bazı fiziksel özelliklerini geliştirilmesi amaçlanmıştır (Dabrowski, 2000).

T/M son 20-30 yıldır, cerrahi implantların etkili olarak gelişmesine önemli ölçüde katkıda bulunmaktadır. Özellikle ortopedi ve dişçilik alanında, yük taşıma kabiliyetinin önemli olduğu, sağlam ve güvenilir implant-kemik bağlantılarının gerekli olduğu durumlarda, çok önemli yer tutmaktadır (Karanjai vd., 2007). T/M yöntemleri, ortopedik implantların üretiminde etkin olarak kullanılmaktadır. Ön alaşımlı tozların sıcak izostatik preslenmesiyle elde edilen tam yoğun implantlar, mükemmel mekanik özelliklere sahiptirler. Toz metal teknolojilerinin kullanımı, ince taneli malzeme üretimi sağlamakla beraber, üretilen malzemenin homojenliğini de arttırmaktadır. Ayrıca, son ölçü formunda üretim ile yüksek kaliteli, etkin maliyetli implantların üretimine de öncülük etmektedir (Andersen, 1982).

BÖLÜM 6

DENEYSEL ÇALIŞMALAR

Bu çalışma, iki aşamada gerçekleştirilmiştir. Çalışmanın ilk aşamasında, biyomalzeme olarak en çok kullanılan Ti6Al4V alaşımı, farklı sürelerde (15, 30, 60, 90 ve 120 dak) mekanik öğütülmüştür. İlk aşamada, mekanik alaşımlama süresinin toz boyutu, sertlik, yoğunluk, mikro yapı, korozyon ve aşınma davranışı üzerindeki etkisi incelenerek, deneysel çalışmalarda kullanılan optimum mekanik alaşımlama süresi belirlenmiştir. Üretilen numunelerin mikro yapı, korozyon ve aşınma davranışları incelenmiştir. İkinci aşamada ise, ilk aşamada belirlenen ideal mekanik alaşımlama süresi kullanılarak Ti5Al2,5Fe ve Ti15Mo alaşımları mekanik alaşımlama yöntemi ile üretilmiştir. Ti5Al2,5Fe ve Ti15Mo alaşımlarının sertlik, yoğunluk, mikro yapı, korozyon ve aşınma davranışları incelenmiştir.

6.1. TOZLARIN HAZIRLANMASI

Deneysel çalışmalarda, Ti6Al4V alaşımı için gaz atomize titanyum tozu (% 99,7, $d < 149 \mu\text{m}$, Aldrich), alüminyum (% 91, $d < 50 \mu\text{m}$, Aldrich) ve vanadyum (% 99,5, $d < 44 \mu\text{m}$, Aldrich) tozları kullanılmıştır. Ti5Al2,5Fe alaşımının üretiminde ise, Ti6Al4V alaşımının üretilmesinde kullanılan Ti ve Al tozları ile birlikte demir (% 99, Aldrich) tozları kullanılmıştır. Ti15Mo alaşımının üretiminde ise Ti tozu ile birlikte molibden (% 99,9, $d \leq 1-5 \mu\text{m}$, Aldrich) tozları kullanılmıştır.

Titanyum alaşımlarının üretilmesi için elementel tozlar 1/10000 g hassasiyetteki terazi ile hazırlanmıştır. Hazırlanan bileşimler, Şekil 6.1'de verilen 225 ml kapasiteli Fritsch Pulverisette tek öğütme hücreli planeter tipi mekanik alaşımlama cihazında mekanik alaşımlandırılmıştır. Mekanik alaşımlama işlemlerinde 8 mm çapında paslanmaz çelik bilye, 20:1 bilye/toz oranı, % 50 kap doluluk oranı, 400 rpm

mekanik alaşımlama hızı ve topaklanmayı engellemek amacıyla işlem kontrol kimyasalı olarak % 1 etanol kullanılmıştır. Ti6Al4V alaşımı için mekanik alaşımlama işlemleri farklı sürelerde (15, 30, 60, 90 ve 120 dak) gerçekleştirilmiştir. Ti5Al2,5Fe ve Ti15Mo alaşımları için mekanik alaşımlama işlemleri, 120 dak sürede gerçekleştirilmiştir. İşlem sırasında tozların ısınmasını engellemek amacıyla, her 15 dakikalık oğtme sonrası cihaz 10 dakika durdurulmuştur.



şekil 6.1. Mekanik alaşımlama cihazının görüntüsü.

6.2. TOZ BOYUT ANALİZLERİ

Farklı sürelerde mekanik alaşımlanan Ti6Al4V alaşımı tozların boyutları, Gazi Üniversitesi Mühendislik Fakültesinde bulunan Malvern Instrument marka lazer toz boyut om cihazında belirlenmiştir.

6.3. SOğUK PRESLEME İşLEMİ

Mekanik alaşımlanmış tozlar deneysel çalışmalar için, $\text{Ø}12 \times 7$ mm olerinde soğuk preslenmiştir. şekil 6.2'de, soğuk preslemede kullanılan kalıp verilmektedir. Presleme işlemi, Karabük Üniversitesi Teknoloji Fakültesi İmalat Mühendisliği

Bölümü laboratuvarında bulunan, Şekil 6.3'te verilen Hidroliksan marka pres ile 620 MPa basınç uygulanarak yapılmıştır.



Şekil 6.2. Numunelerin şekillendirilmesinde kullanılan metal kalıp.



Şekil 6.3. Numunelerin şekillendirilmesinde kullanılan hidrolik pres.

6.4. SİNERLEME İŞLEMİ

Soğuk presleme işleminden sonra ön şekillendirilen Ti6Al4V numuneler, Şekil 6.4'de verilen Karabük Üniversitesi Teknoloji Fakültesi İmalat Mühendisliği bölümünde bulunan vakumlu ısıtma fırınında sinterlenmiştir. Ti6Al4V alaşımları için sinterleme işlemi 4 °C/dak ısıtma hızı ile, 1300 °C sıcaklıkta ve 10⁻⁶ mbar vakum altında iki saat olarak gerçekleştirilmiştir. Ti5Al2,5Fe ve Ti15Mo alaşımları için sinterleme işlemi 4 °C/dak ısıtma hızında, 1300 °C sıcaklıkta Argon+%5 Hidrojen atmosfer kontrollü ortamda iki saat olarak gerçekleştirilmiştir. Sinterleme işlemi sonrasında fırın yine aynı hızda oda sıcaklığına soğutulmuştur. Sinterleme sırasında muhtemel reaksiyonların önlemesi için Al₂O₃ numune altlıklar kullanılmıştır.



Şekil 6.4. Sinterleme işlemlerinin yapıldığı vakumlu ısıtma fırınının görüntüsü.

6.5. METALOGRAFİK İNCELEMELER İÇİN NUMUNE HAZIRLANMASI

Metalografik incelemelerin yapılması için, numunelere soğuk gömme işlemi yapılmıştır. Bu işlemden sonra bütün numuneler standart metalografik işlemlerle hazırlanarak, 1 ml HF, 1,5 ml HCl, 2,5 ml HNO₃ ve 95 ml H₂O solüsyonu (Keller's) ile 60-90 sn dağlanmıştır.

6.6. YOĞUNLUK ÖLÇÜMLERİ

Yoğunluk ölçümleri, Karabük Üniversitesi Teknoloji Fakültesi İmalat Mühendisliği laboratuvarında bulunan PRECISA XB200 h marka, maksimum 220 g ağırlık ölçebilen 1/10000 g hassasiyetli yoğunluk ölçüm cihazında, Arşimet prensibine göre yapılmıştır. Her gruptan üçer adet numunenin yoğunluk ölçümleri yapılarak, bu değerlerin ortalaması hesaplanmıştır.

6.7. SERTLİK ÖLÇÜMLERİ

Sertlik ölçümleri, Karabük Üniversitesi Teknoloji Fakültesi İmalat Mühendisliği Laboratuvarında bulunan ve görüntüsü Şekil 6.5’de verilen, Shimadzu marka mikro sertlik ölçüm cihazında (0,5 N yük altında) yapılmıştır. Sertlik ölçümlerinde, her gruptan üçer adet numunenin 10 farklı bölgesinden ölçümler yapılarak, bu değerlerin ortalaması hesaplanmıştır.



Şekil 6.5. Sertlik ölçümlerinin yapıldığı mikro sertlik cihazının görüntüsü.

6.8. TARAMALI ELEKTRON MİKROSKOBU (SEM+EDS) İNCELEMESİ

Üretilen numunelerin mikro yapı ve EDS incelemeleri, Karabük Üniversitesi Demir Çelik Enstitüsü MARGEM Laboratuvarı’nda bulunan Zeiss marka Ultra/Plus (FEG)

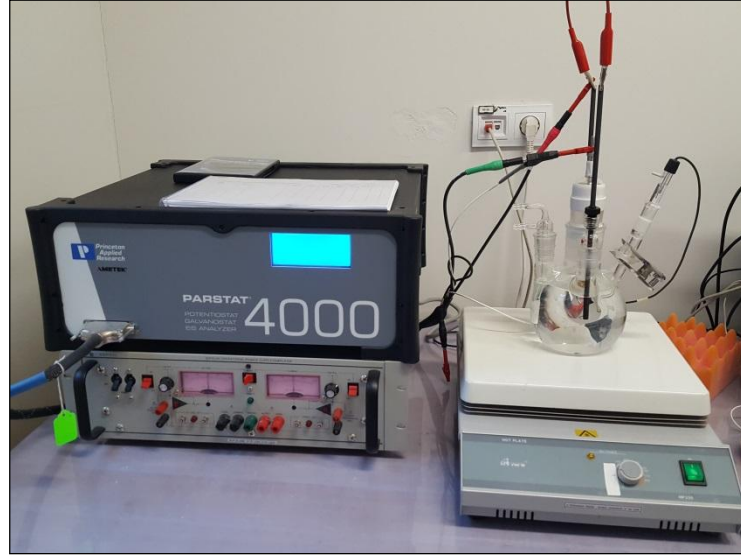
model tarama elektron mikroskopunda (SEM) yapılmıştır. Ayrıca aşınma ve korozyon testleri yapılan numunelerin yüzeyleri de SEM ile incelenmiştir.

6.9. X-IŞINI KIRINIMI (XRD) VE X-IŞINLARI FLORESANS SPEKTRUM (XRF) İNCELEMELERİ

Yapıda oluşan fazların belirlenmesi amacıyla, Karabük Üniversitesi Demir Çelik Enstitüsü MARGEM Laboratuvarı'nda bulunan, Rigaku marka XRD cihazında X-ışını kırınımı (XRD) ve Rigaku ZSX Primus II marka cihazda X-ışınları floresans spektrum (XRF) incelemeleri yapılmıştır.

6.10. KOROZYON ÖLÇÜMLERİ

Korozyon testleri, potansiyodinamik polarizasyon tekniği kullanılarak, Karabük Üniversitesi Demir Çelik Enstitüsü MARGEM Laboratuvarı'nda bulunan, Şekil 6.6'da verilen Parstat 4000 bilgisayar kontrollü potansiyostat/galvanostat test cihazında yapılmıştır. Numuneler ilk olarak, açık devre potansiyeline (OCP) ulaşılan kadar 60 dakika bekletilmiştir. Polarizasyon ölçümleri SCE referans elektrot ve bir platin levha (Pt) karşıt elektrot (CE) kullanılarak üç elektrot tekniğine göre bir korozyon hücresi içerisinde yapılmıştır. Bu çalışmada, ± 750 mV tarama aralığında, 1 mV/sn tarama hızıyla uygulanan bir dögüsel polarizasyon ölçümü gerçekleştirilmiştir. Korozyon testleri sırasında, solüsyon olarak yapay vücut sıvısı kullanılmıştır. Kullanılan yapay vücut sıvısı kimyasal bileşimi, Çizelge 6.1'de verilmiştir (Kokubo vd., 1990). Solüsyon sıcaklığı, test hücresinin altına yerleştirilen ısıtıcı tabla sayesinde kontrollü olarak $37 \pm 0,2$ °C'de sabit tutulmuştur. Her testte yeni solüsyon kullanılmıştır. Doğrudan cihazdan okunan eğrilerden korozyon potansiyeli (E_{kor}), korozyon akım yoğunluğu (I_{kor}) ve korozyon hızı ASTM-G102 standardına göre hesaplanmıştır. Korozyon testleri tamamlandıktan sonra, numune yüzeyleri SEM ile incelenmiştir.



Şekil 6.6. Korozyon ölçüm cihazının görüntüsü.

Çizelge 6.1. 1 Lt için yapay vücut sıvısının kimyasal bileşimleri (Kokubo vd., 1990).

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

6.11. AŞINMA TESTLERİ

Aşınma testleri ASTM: G99-05 standartlarına uygun olarak, Karabük Üniversitesi Teknoloji Fakültesi İmalat Mühendisliği laboratuvarında bulunan, standart pin-on disk tipi aşınma cihazında yapılmıştır. Aşınma testleri, yapay vücut sıvısı ortamında ve 37 °C ±0,1 sıcaklıkta yapılmıştır. Testlerde kullanılan yapay vücut sıvısının kimyasal bileşimi, Çizelge 6.1’de verilmiştir. Aşınma testlerinde 1 ms⁻¹ kayma hızı, üç farklı yük (10-20-30 N) ve dört farklı (400-800-1200-1600 m) kayma mesafesi kullanılmıştır. Test sonuçlarının güvenilirliğinin artırılması için, tüm parametrelerde üçer numune test edilmiştir. Yapay vücut sıvısı ve vücut sıcaklığı ortamında

aşındırılan numuneler kurutulularak, hassas terazide (1/10000 g) ağırlık kayıpları belirlenmiştir. Yapay vücut sıvısı ortamında yapılan aşınma testlerinde, test öncesinde disk ve numune yüzeyleri aseton ile temizlenmiştir. Eşitlik 6.1’de verilen denklem kullanılarak, aşınma oranları hesaplanmıştır. Aşınma testleri tamamlandıktan sonra numune yüzeyleri SEM ile incelenmiştir.

$$Wa = \frac{\Delta G}{d.P.S} \quad (6.1)$$

Burada Wa : Aşınma oranı (cm^3/Nm), ΔG : Ağırlık kaybı (gr), d : Yoğunluk (gr/cm^3), P : Yükleme ağırlığı (N) ve S : Kayma mesafesi (m) olarak verilmiştir.

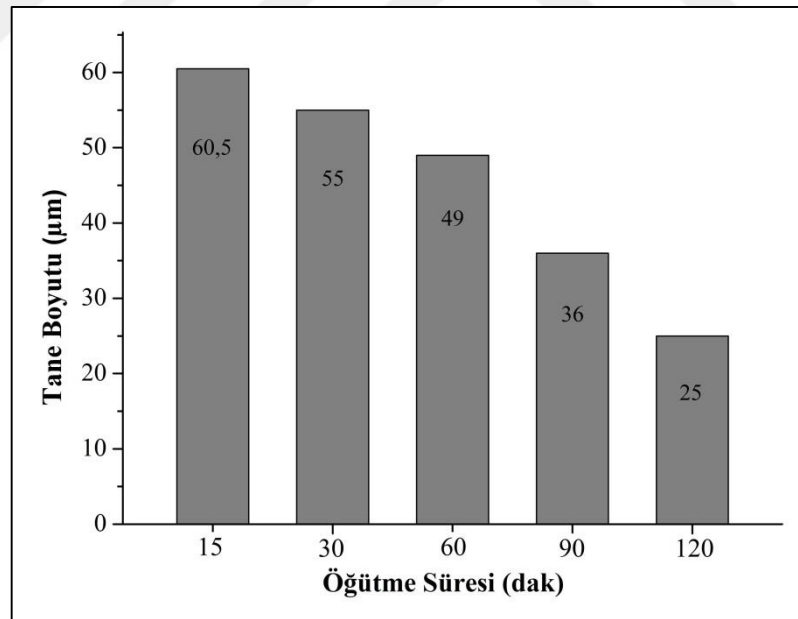
BÖLÜM 7

DENEYSEL SONUÇLAR VE TARTIŞMA

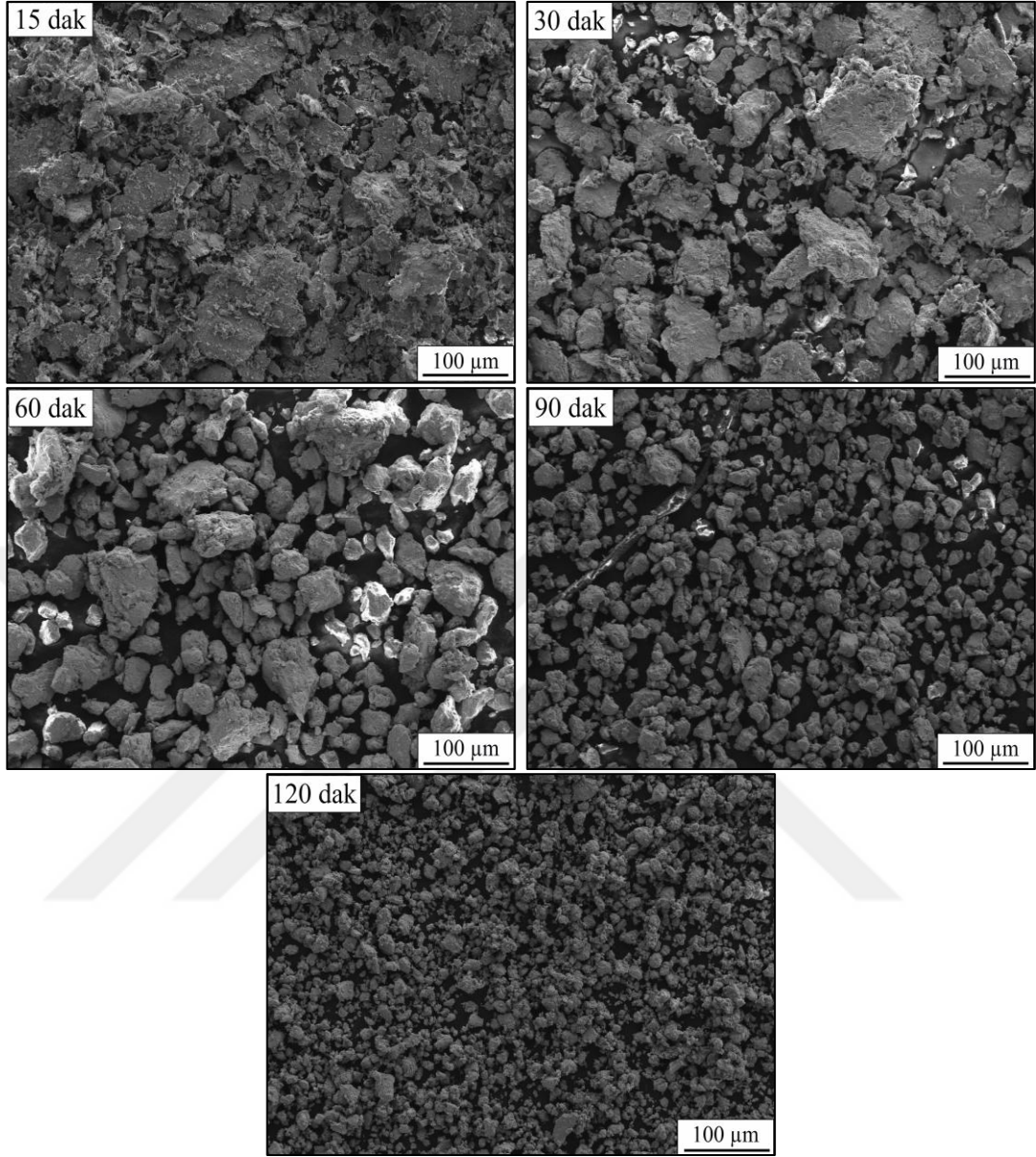
7.1. MİKRO YAPI İNCELEMELERİ

7.1.1. Ti6Al4V Alaşımında Mekanik Alaşımlama Süresinin Toz Boyutu Üzerindeki Etkileri

Mekanik alaşımlanmış Ti6Al4V alaşımının farklı alaşımlama sürelerine (15, 30, 60, 90 ve 120 dak) bağlı olarak toz boyutu değişimleri, Şekil 7.1'de ve mekanik alaşımlanan tozların SEM görüntüleri, Şekil 7.2'de verilmiştir.



Şekil 7.1. Ti6Al4V alaşımlarının mekanik alaşımlama süresine bağlı olarak toz boyutu değişimleri.



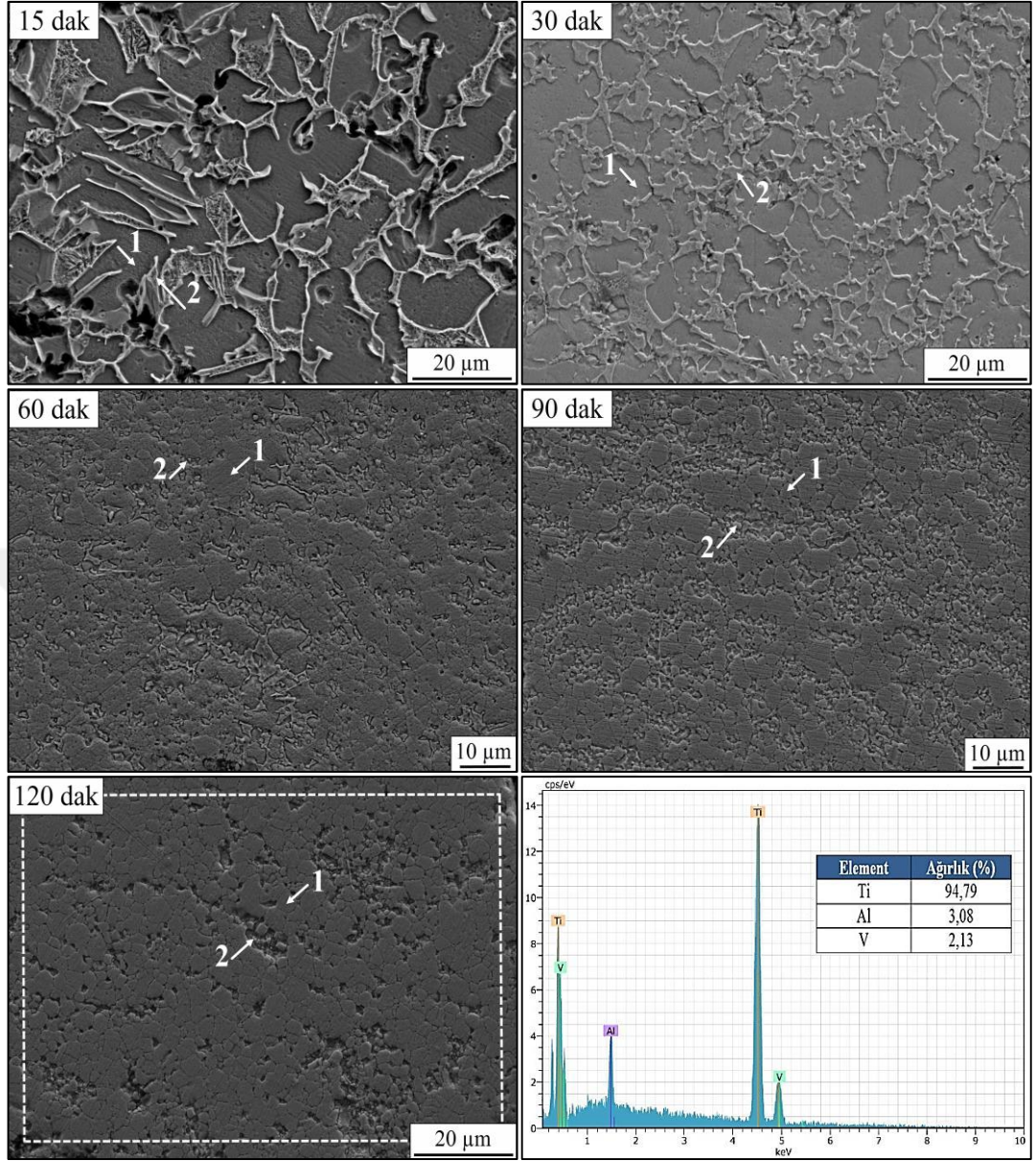
Şekil 7.2. Ti6Al4V alaşımlarının mekanik alaşımlama süresine bağlı olarak toz boyutu SEM görüntüleri.

Şekil 7.1’de verilen toz boyutu grafiğinden ve Şekil 7.2’den verilen SEM görüntülerinden anlaşıldığı gibi, mekanik alaşımlama süresindeki artışla (15-120 dak) birlikte, tozlarının boyutu azalmaktadır. En küçük toz boyutu 120 dak mekanik alaşımlama sonunda elde edilmiştir. Öğütme hücresi içerisinde bulunan aşındırıcı (öğütücü) bilyeler ile tozlar sürekli olarak çarpışarak, yüksek enerjili mekanik alaşımlama ve/veya mekanik öğütme işlemi gerçekleşmektedir. İşlem etkisi ile tozlarda sürekli olarak ezilme, soğuk kaynaklanma, deformasyon sertleşmesi ve kırılma meydana gelmektedir. İşlem süresi boyunca, bu olay da devam etmektedir.

Toz malzemeler, öğütücü bilyeler ve kap arasında, yüksek enerjili öğütme etkisi ile sürekli deformasyona uğramaktadır. Deformasyon sertleşmesine maruz kalan tozlar, işlemin devam etmesi ile kırılarak küçülmektedir (Özyürek ve Tekeli, 2011). Şekil 7.1’de verilen grafikten de görüldüğü gibi, 120 dak mekanik alaşımlanmış tozlar maksimum deformasyon sertleşmesine maruz kalarak kırıldığından dolayı, yüksek enerjili öğütme süresi arttıkça toz boyutu azalmaktadır. Elde edilen toz boyutu sonuçları, mekanik alaşımlama süresinin alaşımlama toz boyutu üzerinde etkili bir işlem parametresi olduğunu da göstermektedir. Suryanarayana tarafından yapılan bir çalışmada, uzun süreli mekanik alaşımlama ve mekanik öğütme işleminde karşılaşılan önemli problemlerin başında kontaminasyon (kirlenme) riskinin olduğu belirtilmektedir (Suryanarayana, 2001). Bu çalışmada elde edilen EDS analizi sonuçları (Çizelge 7.1), farklı sürelerde mekanik alaşımlanmış alaşım tozlarında kontaminasyonun olmadığını göstermektedir. Ayrıca SEM görüntüleri incelendiğinde, 15 dak mekanik alaşımlanmış toz tanelerinin, kısa süreli öğütmeden dolayı daha iri ve yassı olduğu görülmektedir. MA süresindeki artış ile toz tane boyutu azalmaktadır.

7.1.2. Ti6Al4V Alaşımında Mekanik Alaşımlama Süresinin Mikro Yapı Üzerindeki Etkileri

Farklı sürelerde mekanik alaşımlanan Ti6Al4V alaşımının, Şekil 7.3’de mikro yapı SEM görüntüleri ve Çizelge 7.1’de ise EDS analizi sonuçları verilmektedir.



Şekil 7.3. Farklı sürelerde mekanik alaşımlanmış Ti6Al4V alaşımlarının mikro yapı SEM görüntüleri.

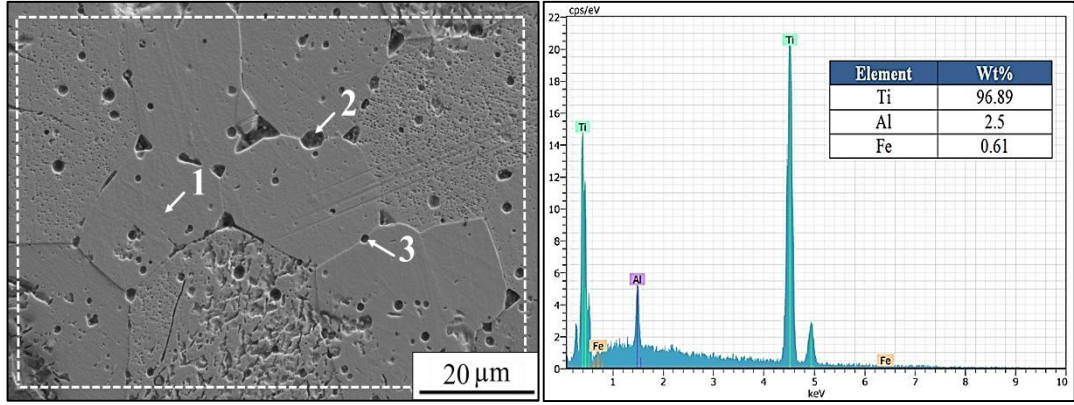
Çizelge 7.1. Farklı sürelerde mekanik alaşımlanmış Ti6Al4V alaşımlarının EDS analiz sonuçları.

Alaşımlama Süresi	Konum	Ti	Al	V
15 dak	1	95,52	3,41	1,07
	2	73,04	2,18	24,78
30 dak	1	95,28	3,94	0,79
	2	71,51	2,86	25,63
60 dak	1	92,82	2,65	4,53
	2	78,99	3,40	17,61
90 dak	1	96,67	3,06	0,27
	2	78,32	3,24	18,43
120 dak	1	94,27	3,55	2,18
	2	93,18	3,15	3,67

Şekil 7.3’de verilen mikro yapı SEM görüntüleri incelendiğinde, MA ile üretilen Ti6Al4V alaşımının başarılı olarak üretilebildiği anlaşılmaktadır. Bununla birlikte, MA ile üretilen alaşımların mikro yapı SEM görüntülerinde küçük boşlukların olduğu da anlaşılmaktadır. Ayrıca, toz boyutu azaldıkça matris içerisinde vanadyum-zengin bölgelerin de azalmaya başladığı gözlenmektedir. Bunun nedeni, MA işlemi sırasında küçülen vanadyum taneciklerinin yapıda daha homojen bir dağılım sergilemesidir. Özellikle, 120 dak mekanik alaşımlanmış alaşımda vanadyum-zengin bölgelerin oluşmadığı, hem mikro yapı SEM görüntülerinden, hem de 120 dak mekanik alaşımlanan Ti6Al4V alaşımında yapılan EDS (geniş alan) analizi (Çizelge 7.1) sonuçlarında görülebilmektedir. Bununla birlikte, bu alaşımın yapısında, gözeneklerin arttığı da net olarak görülebilmektedir.

7.1.3. Ti5Al2,5Fe Alaşımının Mikro Yapı İncelemeleri

Şekil 7.4’de mekanik alaşımlanmış Ti5Al2,5Fe alaşımının SEM görüntüsü ile geniş alan EDS analizi sonuçları, Çizelge 7.2’de ise EDS (noktasal) analiz sonuçları verilmektedir.



Şekil 7.4. Mekanik alaşımlanmış Ti5Al2,5Fe alaşımlarının mikro yapı SEM görüntüsü ve geniş alan EDS analizi.

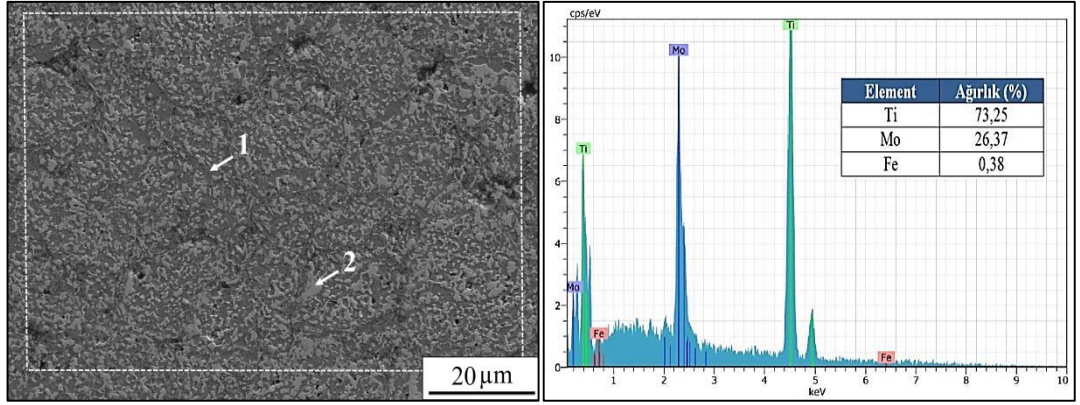
Çizelge 7.2. Mekanik alaşımlanmış Ti5Al2,5Fe alaşımlarının EDS (noktasal) analiz sonuçları.

Konum	Ti	Al	Fe
1	97,75	2,25	-
2	46,02	19,81	34,17
3	91,81	2,92	5,27

Şekil 7.4’de verilen mikro yapı SEM görüntüsü incelendiğinde, sinterleme işlemi sırasında Ti5Al2,5Fe alaşımında $\alpha+\beta$ yapıları ile birlikte, tane sınırlarında gözenekler oluştuğu görülmektedir. Ayrıca Al’un Ti içerisinde çözünmesiyle oluşan Ti₃Al intermetalik fazı ve tane sınırlarında bulunan gözeneklerin demir bakımından (β dengeleyici) zengin olduğu anlaşılmaktadır. Çizelge 7.2’de verilen EDS analizleri incelendiğinde, bu sonuçlar doğrulanmaktadır. Şimşek ve Özyürek yaptıkları bir çalışmada, titanyum alaşımlarına ilave edilen demir elementinin, tane sınırlarında küçük fakat artan miktarlarda β fazı oluşturduğunu belirtmişlerdir (Şimşek ve Özyürek, 2017). Tane sınırlarında yoğunlaşan β fazı, yeniden kristalleşme sırasında tane büyümesini engellemektedir (Lütjering ve Williams, 2007).

7.1.4. Ti15Mo Alaşımlarının Mikro Yapı İncelemeleri

Şekil 7.5’de mekanik alaşımlanmış Ti15Mo alaşımlarının SEM görüntüsü ile geniş alan EDS analizi sonuçları, Çizelge 7.3’de ise EDS (noktasal) analiz sonuçları verilmektedir.



Şekil 7.5. Mekanik alaşımlanmış Ti15Mo alaşımının mikro yapı SEM görüntüsü ve geniş alan EDS analizi.

Çizelge 7.3. Mekanik alaşımlanmış Ti15Mo alaşımının EDS (noktasal) analiz sonuçları.

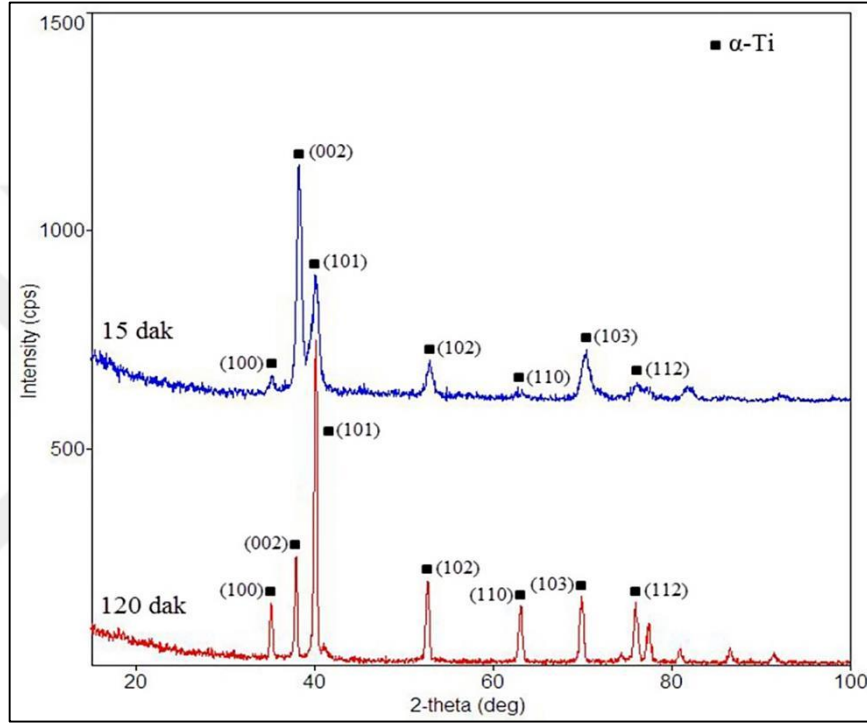
Konum	Ti	Mo	Fe
1	99,01	0,91	0,08
2	29,75	70,14	0,10

Şekil 7.5’de verilen mikro yapı SEM görüntüleri incelendiğinde, baskın olarak β fazı görülmektedir. Ayrıca, mekanik alaşımlanan alaşımların mikro yapısında küçük boşlukların olduğu anlaşılmaktadır. Alaşımın yapısının eşksenel taneli olduğu ve titanyuma ilave edilen molibdenin yapıda homojen bir dağılım sergilediği görülmektedir. Bu homojen dağılım, Şekil 7.5’de verilen EDS sonuçları ile de teyit edilmektedir. Ho vd. yaptıkları bir çalışmada, % 9 Mo içeren alaşımların eş eksenli β fazına sahip olduğunu, % 10’un üzerinde Mo içeren alaşımlarda ise baskın β fazı görüldüğünü belirtmişlerdir (Ho vd., 1999). Yapılan diğer çalışmalarda ise, % 15 Mo içeren alaşımlarda baskın β fazı gözlemlenmiştir (Kumar ve Narayan, 2009; Xu vd., 2013). Mo elementinin önemli bir β faz dengeleyicisi olduğu iyi bilinmektedir.

7.2. XRD VE XRF İNCELEMELERİ

7.2.1. Ti6Al4V Alaşımlarının XRD Ve XRF İncelemeleri

15 dak ve 120 dak mekanik alaşımlanmış Ti6Al4V alaşımlarının XRD sonuçları, Şekil 7.6'da verilmektedir.



Şekil 7.6. 15 dak ve 120 dak mekanik alaşımlanmış Ti6Al4V alaşımlarının XRD sonuçları.

Şekil 7.6'da verilen XRD sonuçları incelendiğinde, 1300 °C'de sinterlenen alaşımların yapısında α -Ti fazının baskın olduğu anlaşılmaktadır. Oluşması beklenen TiAl, TiAl₃ gibi intermetaliklerin 1-2 noktada pik vermesinden dolayı, tam olarak bu intermetaliklerin yapıda oluştuğunun bir göstergesi olarak kabul edilmesini de engellemektedir. Ancak, daha önce yapılan bir çalışma da, TiAl, TiAl₃ ve Ti₃Al oluştuğu belirtilmektedir (Leyens ve Peters, 2003). Yüksek enerjili öğütme nedeniyle MA işlemi sırasında 15 dak alaşımlanan numunenin 120 dak alaşımlanan numuneye göre daha amorf bir yapıya sahip olduğu, Şekil 7.6'da verilen XRD sonuçlarından anlaşılmaktadır. Bunun nedeni, yeniden kristalleşme sıcaklığı ile açıklanabilir (Sun vd., 2006). Buna karşılık, sinterleme işlemlerinin vakum ortamında

gerçekleştirilmesi nedeniyle, alaşım yapısında herhangi bir oksidasyonun olmadığı da XRD sonuçlarından anlaşılmaktadır. Titanyum alaşımlarında O, N ve C gibi arayer elementlerinin, alaşımların dayanımlarının artmasına katkı sağladığı, daha önce yapılan bazı çalışmalarda da belirtilmektedir (Veiga vd., 2012). Buna karşılık, yapılan çalışmada elde edilen XRD sonuçlarında, bu olay teyit edilememiştir. Bu nedenle, ilaveten, 120 dak sürede üretilen alaşımlarda XRF incelemesi yapılmıştır. Çizelge 7.4'te XRF sonuçları verilmektedir.

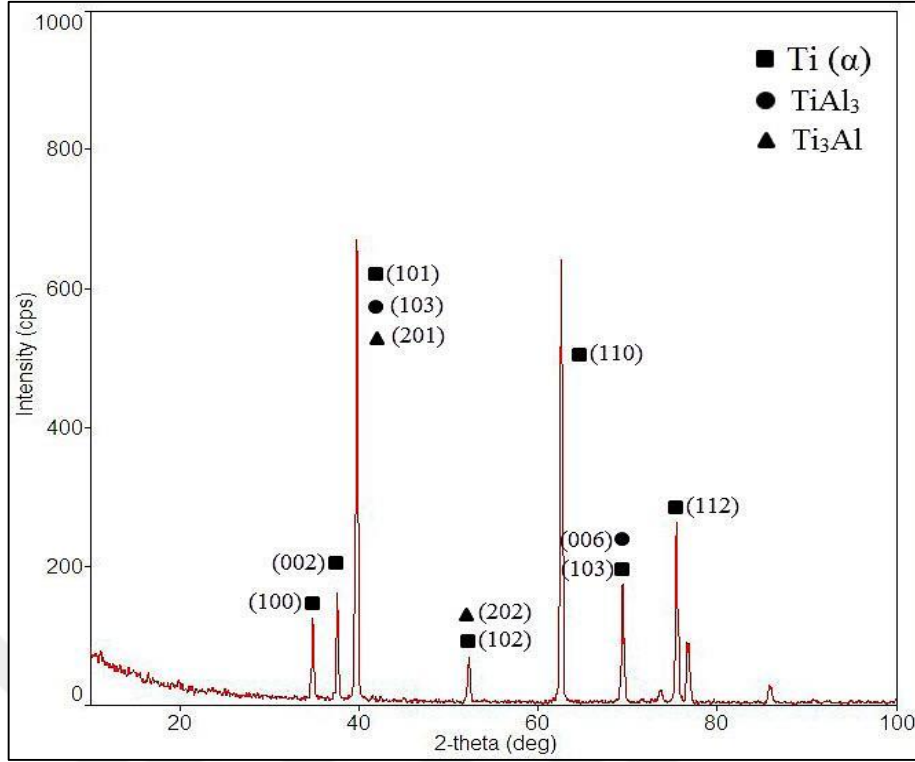
Çizelge 7.4. 120 dak mekanik alaşımlanmış Ti6Al4V alaşımının XRF sonuçları.

Element	Ağırlık (%)	Analiz Derinliği (mm)
Ti	86,8449	0,0584
Al	2,5306	0,0038
V	4,2010	0,0746
Fe	0,3386	0,0254
Ni	0,0455	0,0381
O	4,2788	-
C	1,7606	-

Çizelge 7.4'te verilen XRF sonuçlarından da görüldüğü gibi, mekanik alaşımlanmış Ti6Al4V alaşımlarında, alaşımı oluşturan Ti, Al ve V elementleri ile birlikte, C, O, Fe ve Ni'de bulunmaktadır. Ti6Al4V alaşımının yapısında bulunan bu elementlerin mekanik alaşımlama işlemleri sırasında oluştuğu sonucuna varılmaktadır. Çünkü mekanik alaşımlama işleminde hem öğütme kabı, hem de öğütücü elemanlar paslanmaz çelik malzemelerdir. Bu nedenle, öğütülen tozlarda bir miktar kontaminasyon (kirlenme) (C, Fe ve Ni) olduğu anlaşılmaktadır. Ayrıca, mekanik alaşımlama işlemi sırasında, tozlarda sürekli yeni yüzeylerin oluşması ve öğütme kabı içerisindeki oksijenin bu yüzeylere difüzyonu nedeniyle, tozlarda bir miktar O bulunmasına neden olmaktadır.

7.2.2. Ti5Al2,5Fe Alaşımının XRD İncelemeleri

Şekil 7.7'de, mekanik alaşımlanmış Ti5Al2,5Fe alaşımının XRD sonuçları verilmektedir.

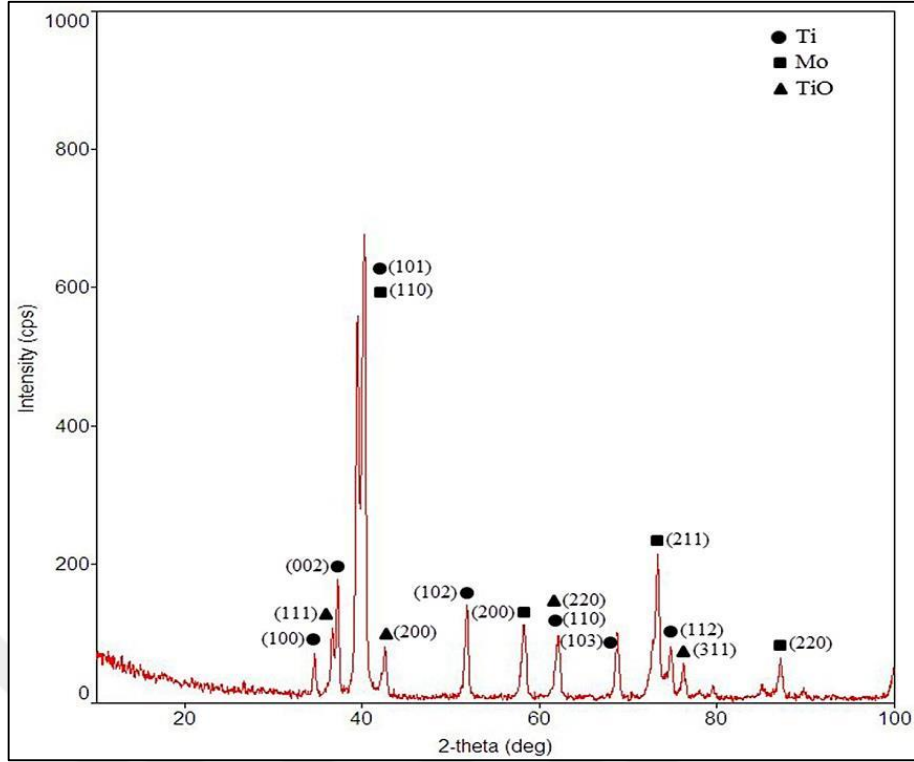


Şekil 7.7. Mekanik alaşımlanmış Ti5Al2,5Fe alaşımlarının XRD sonuçları.

Şekil 7.7’de verilen XRD sonuçları incelendiğinde, 1300 °C’de sinterlenen Ti5Al2,5Fe alaşımlarının yapısında, α -Ti fazının oluştuğu anlaşılmaktadır. Mareci vd. yaptıkları bir çalışmada, Ti5Al2,5Fe alaşımlarında α -Ti fazının (% 84) baskın olduğunu belirtmişlerdir (Mareci vd., 2009). Ayrıca Al’un yapıda çözünmesi ile TiAl, TiAl₃ gibi intermetaliklerin oluşması beklenirken, bu fazlara ait pikler sadece 2 noktada rastlanmıştır. Bu nedenle, tam olarak bu intermetaliklerin yapıda olduğundan emin olunmamaktadır. Buna rağmen, Ymanoğlu vd. tarafından yapılan çalışmada, yapıda α -fazı içeren Ti-Al katı çözeltilisinden kaynaklanan Ti_xAl_x intermetaliklerinin (özellikle Ti₃Al fazı) oluştuğu ifade edilmektedir (Ymanoğlu vd., 2017). Bu çalışmada, bu fazın oluştuğuna dair net veriler elde edilememiştir.

7.2.3. Ti15Mo Alaşımlarının XRD İncelemeleri

Şekil 7.8’de, mekanik alaşımlanmış Ti15Mo alaşımlarının XRD sonuçları verilmektedir.



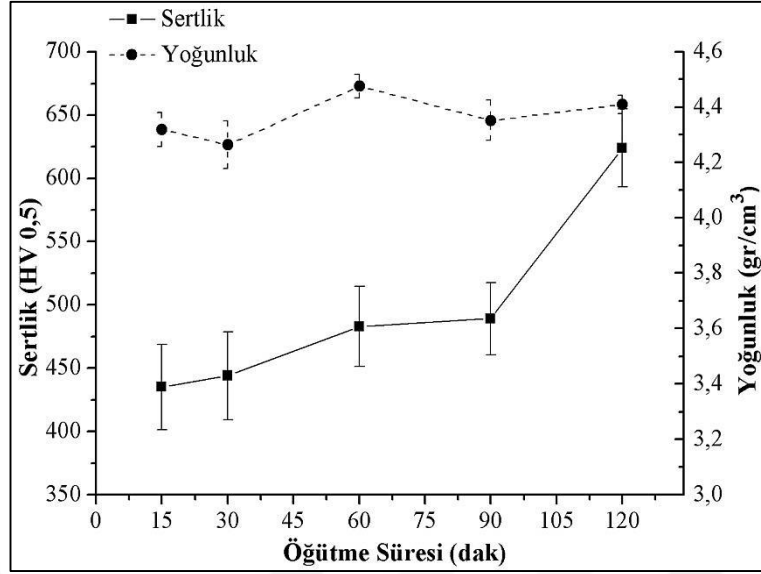
Şekil 7.8. Mekanik alaşımlanmış Ti15Mo alaşımının XRD sonuçları.

Şekil 7.8’de verilen XRD sonuçları incelendiğinde, 1300 °C’de sinterlenen Ti15Mo alaşımının yapısında Ti, Mo (β) ve TiO fazlarının oluştuğu anlaşılmaktadır. Ho vd. yaptıkları bir çalışmada, % 10 Mo içeren titanyum alaşımlarında belirgin β fazı, % 15-20 Mo içeren titanyum alaşımlarında ise sadece β fazı oluştuğunu belirtmişlerdir (Ho vd., 1999).

7.3. YOĞUNLUK VE SERTLİK SONUÇLARININ DEĞERLENDİRİLMESİ

7.3.1. Ti6Al4V Alaşımında Mekanik Alaşımlama Süresinin Yoğunluk Ve Sertlik Üzerindeki Etkileri

Mekanik alaşımlanmış Ti6Al4V alaşımlarının farklı alaşımlama sürelerine bağlı olarak yoğunluk ve sertlik değişimleri, Şekil 7.9’da verilmiştir.



Şekil 7.9. Farklı sürelerde mekanik alaşımlanmış Ti6Al4V alaşımlarının sertlik ve yoğunluk değişimleri.

Şekil 7.9’da verilen mekanik alaşımlama süresine bağlı olarak Ti6Al4V alaşımlarının sertlik değişimi incelendiğinde, en düşük sertlik değerinin 15 dak mekanik alaşımlanmış alaşımda (435 HV) elde edilirken, en yüksek sertlik değeri 120 dak mekanik alaşımlanmış (624 HV) alaşımda elde edilmiştir. Farklı sürelerde mekanik alaşımlanmış alaşımların sertlik sonuçları ile, Şekil 7.1’de verilen toz boyutu sonuçları mukayese edildiğinde, mekanik alaşımlanmış tozların boyutu azaldıkça, alaşımların sertliğinin arttığı anlaşılmaktadır. Toz boyutu küçültülerek, tane sayısı ve tane sınırları miktarı artırılmaktadır. Böylece dislokasyon hareketi engellenerek malzemenin dayanımı ve sertliği artırılmaktadır. Elde edilen sertlik artışı, Eşitlik 7.1’de verilen Hall-Petch denklemi ile açıklanabilir.

$$\sigma_y = \sigma_0 + k d^{-1/2} \quad (7.1)$$

Burada σ_y malzemenin akma dayanımını, σ_0 kristalin dislokasyon hareketine gösterdiği direnci, k malzemeye özgü mukavemet sabitini, d ise malzemenin ortalama tane boyutunu ifade etmektedir (Cordero vd., 2016).

Literatürde, Ti6Al4V alaşımlarının sertliğinin 300-400 HV arasında değiştiği belirtilmektedir (Leyens ve Peters, 2003). Bolzoni vd. yaptıkları bir çalışmada,

Ti6Al4V alaşımı için sertliği 350 HV olduğunu belirtmişlerdir. Sertlik değerleri kıyaslandığında, bu çalışmada, elde edilen sertlik değerlerinin nisbeten daha yüksek olduğu görülebilmektedir. Bunun nedeninin, Bolzoni ve arkadaşlarının yaptıkları çalışmada kullandıkları toz boyutu ve presleme kuvvetinin farklı olmasından kaynaklanmaktadır (Bolzoni vd., 2012). Ayrıca daha önce yapılan bir çalışmada ise, titanyum alaşımlarında oluşan intermetaliklerin sertliği arttırdığı vurgulanmaktadır (Novák vd., 2013).

Yine Şekil 7.9'da verilen yoğunluk ölçümlerinde, en yüksek yoğunluğun 60 dak mekanik alaşımlanmış Ti6Al4V alaşımlarında elde edildiği anlaşılmaktadır. 90 dak ve 120 dak mekanik alaşımlanmış Ti6Al4V alaşımlarında ise yoğunluğun azaldığı görülmektedir. Halbuki beklenen sonuç, yoğunluğun artmasıdır. Bunun nedeni, kısmi yoğunluk artışı ile açıklanabilir. Kısmi yoğunluk ile ölçülen yoğunluk, ters orantılı olarak değişmektedir. Kısmi yoğunluk artışıdaki temel belirleyici faktör, tozların yüzey pürüzlülüğündeki artıştır. MA işlemi sırasındaki öğütme süresindeki artışla birlikte, tozların şekli ve yüzey şartları değişmektedir. Öğütme süresi arttıkça tozların yüzey pürüzlülüğü artarken, ölçülen gerçek yoğunluk azalmaktadır. Şekillendirilen tozlarda, kısmi yoğunluktaki artışın engellenmesinde, iki etkin yöntem kullanılmaktadır. Birincisi tozların şekillendirilmesi sırasında birbiri üzerinden kolay kayması için yağlayıcıların kullanılması, ikincisi ise uygulanan presleme kuvvetinin arttırılmasıdır.

7.3.2. Ti5Al2,5Fe Alaşımının Yoğunluk Ve Sertlik Sonuçları

Ti5Al2,5Fe alaşımının teorik yoğunluğu $4,45 \text{ gr/cm}^3$ 'tür. Bu çalışmada, mekanik alaşımlanmış Ti5Al2,5Fe alaşımının (Arşimet yöntemine göre) bulunan yoğunluğu $4,314 \text{ gr/cm}^3$, yani % 96,9 bağıl yoğunluğa sahiptir. Siqueira vd. (Siqueira vd., 2009) yaptıkları bir çalışmada, toz metalürjisiyle üretilen $1400 \text{ }^\circ\text{C}$ 'de sinterlenen Ti5Al2,5Fe alaşımının bağıl yoğunluğun % 96 olduğunu belirtmişlerdir (Siqueira vd., 2009). Ayrıca Yamaoğlu vd. de yaptıkları bir çalışmada mekanik alaşımlama ve sıcak presleme yöntemiyle ürettikleri Ti5Al2,5Fe alaşımının bağıl yoğunluğunu % 98 olarak belirtmiştir (Yamaoğlu vd., 2017). Bu yoğunluk sonuçlarına göre, sinterleme işlemlerinin istendiği şekilde tamamlandığı anlaşılabilmektedir. Mekanik

alaşımlanmış Ti5Al2,5Fe alaşımının sertlik ölçümleri sonucunda, sertlik değeri 706,6 HV olarak ölçülmüştür.

7.3.3. Ti15Mo Alaşımının Yoğunluk ve Sertlik Sonuçları

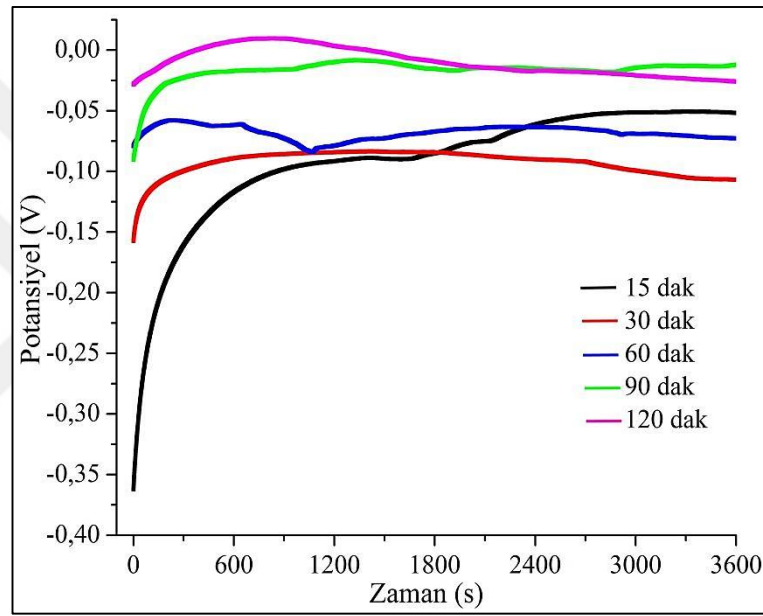
Ti15Mo alaşımının hesaplanan teorik yoğunluğu $5,3 \text{ gr/cm}^3$ 'tür. Bu çalışmada, MA ile üretilen Ti15Mo alaşımının (Arşimet yöntemine göre) bulunan yoğunluğu $4,93 \text{ gr/cm}^3$, yani bağıl yoğunluğu % 93'tür. Mekanik alaşımlanmış Ti15Mo alaşımının sertliği ise, 299,5 HV olarak ölçülmüştür. Mohan vd. yaptıkları bir çalışmada $1250 \text{ }^\circ\text{C}$ 'de sinterledikleri Ti15Mo alaşımının bağıl yoğunluğunu % 97,8, sertliğini ise 330 HV ölçmüştür (Mohan vd., 2016). Literatürde yapılan çalışmalar incelendiğinde, Mo içeren titanyum alaşımlarının sertlik değerleri 200-500 HV arasında değişmektedir (Kumar ve Narayan, 2009; Xu vd., 2013; Lee vd., 2014). Üretim yöntemi, sinterleme sıcaklığı, süresi ve tane boyutu, alaşımın sertliğini etkileyen faktörlerden bazılarıdır. Ayrıca, Lee vd. yaptıkları bir çalışmada, alaşıma ilave edilen Mo miktarı artırıldığında, alaşımın sertliğinin de arttığını belirtmişlerdir. Bunun nedeninin ise, molibdenin yapıda katı eriyik mukavemetlenmesine neden olması ve tane büyümesini engellemesidir (Lee vd., 2014).

7.4. KOROZYON TESTİ SONUÇLARI VE DEĞERLENDİRİLMESİ

7.4.1. Ti6Al4V Alaşımında Mekanik Alaşımlama Süresinin Korozyon Üzerindeki Etkileri

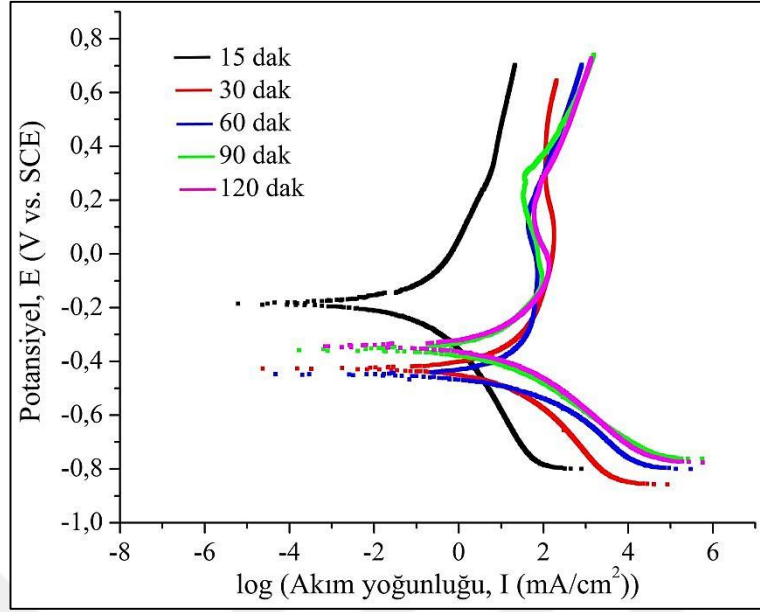
Ti6Al4V alaşımlarında mekanik alaşımlama süresinin korozyon davranışı üzerindeki etkisinin belirlenmesi amacıyla yapay vücut sıvısı ortamında (in-vitro) akım-potansiyel ölçümleri (Tafel eğrileri) yapılmıştır. Ölçümler sonucunda elde edilen Tafel eğrilerinden korozyon potansiyeli (E_{kor}), anodik ve katodik Tafel eğimleri (β_a ve β_c) ve korozyon hızı değerleri elde edilmiştir. Farklı sürelerde öğütülerek üretilen Ti6Al4V alaşımları, yapay vücut sıvısı içerisinde açık devre potansiyeline ulaşılan kadar 60 dakika bekletilmiştir. Alaşımlara ait potansiyel-zaman eğrileri, Şekil 7.10'da gösterilmektedir. 60 dakika sonunda tüm numunelerin içinde buldukları çözelti ile kararlı hale geldiği görülmektedir. 15 dakika mekanik alaşımlanmış

Ti6Al4V alaşımının diğer alaşımlara göre daha kararlı bir E_{ocp} değerine sahip olduğu anlaşılmaktadır. Açık devre potansiyelinin zamanla değişimi, korozyonun başlaması ve ilerlemesi hakkında önemli bilgiler vermektedir. Alaşımlama süresi arttıka elektrotların E_{ocp} değerlerinin, anodik bölgeye kaydığı görülmektedir. Galvele tarafından yapılan bir çalışmada, bir malzemenin korozyon akım yoğunluğu direkt olarak elektrot potansiyeli ile ilişkili olduğu vurgulanmaktadır (Galvele, 2005). Bu nedenle, metalik implant olarak kullanılan alaşımların E_{kor} ve I_{kor} değerlerinin karşılaştırılması çok daha gerçekçidir.



Şekil 7.10. Farklı sürelerde mekanik alaşımlanmış Ti6Al4V alaşımlarının yapay vücut sıvısı içerisindeki potansiyel-zaman eğrileri.

Şekil 7.11’de anodik ve katodik yönde uygulanan ± 750 mV potansiyel ve 1 mV/s tarama hızında elde edilen polarizasyon eğrileri verilmektedir. Bu eğrilerden elde edilen veriler ise, izelge 7.5’te verilmiştir.



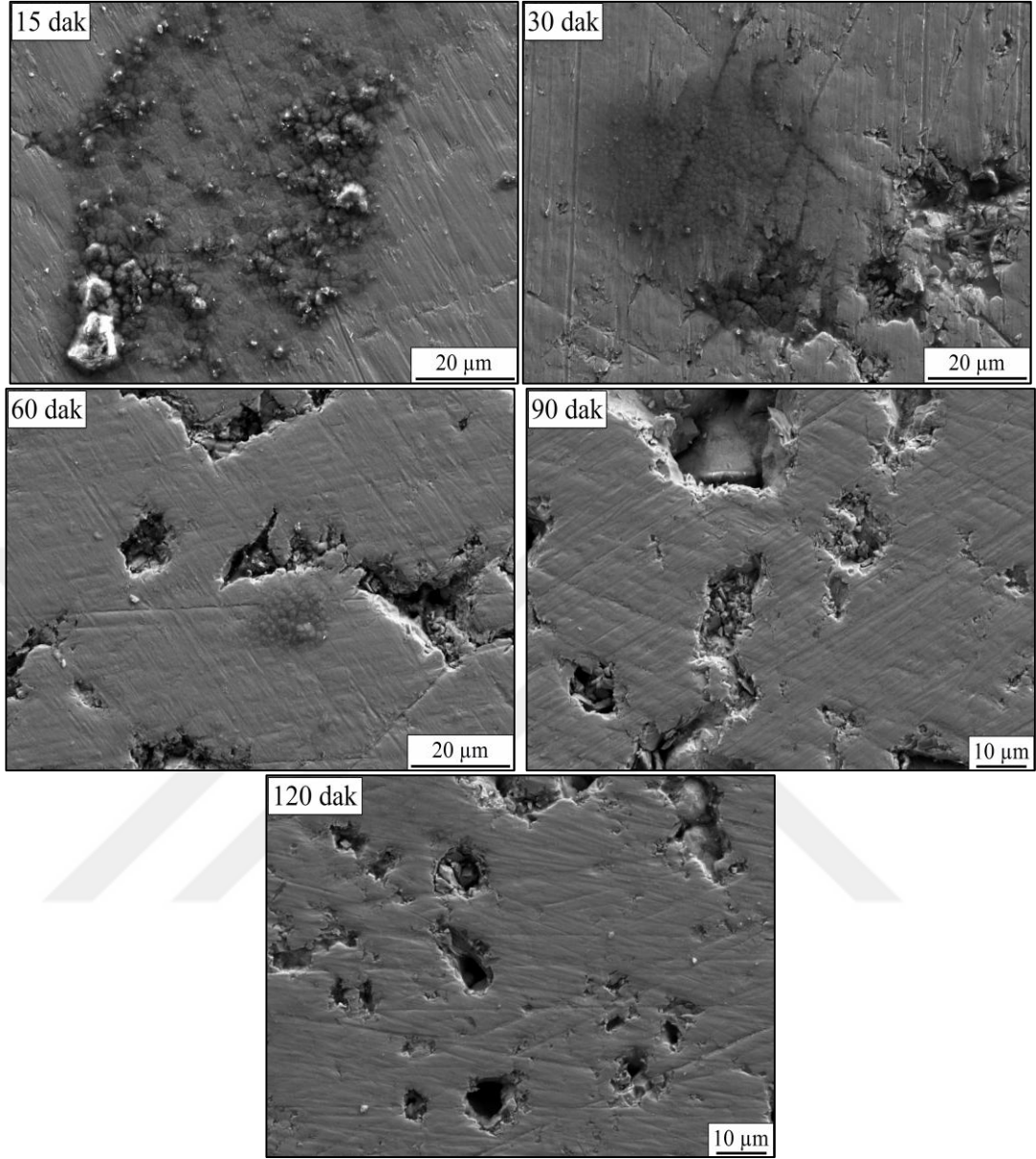
Şekil 7.11. Farklı sürelerde mekanik alaşımlanmış Ti6Al4V alaşımlarının yapay vücut sıvısı içerisinde elde edilen polarizasyon tafel eğrileri.

Çizelge 7.5. Yapay vücut sıvısı içerisinde mekanik alaşımlanmış Ti6Al4V alaşım elektrotları ve Tafel eğrilerinden elde edilen korozyon parametreleri.

Elektrot	E_{kor} (mV)	I_{kor} (mA/cm ²)	β_a (mV)	β_c (mV)	Korozyon oranı (mm/yıl)
15 dak	-185,206	15,194	1911	920,701	0,23499
30 dak	-427,092	49,519	592	437,938	0,77574
60 dak	-449,202	51,954	2961	259,43	0,77533
90 dak	-357,175	44,607	2484	287,712	0,81475
120 dak	-344,074	50,464	1926	317,628	0,9096

Şekil 7.11’de verilen potansiyel akım grafiği incelendiğinde, farklı sürelerde mekanik alaşımlanmış Ti6Al4V alaşımının korozyon potansiyellerinin (E_{kor}), düşük mekanik alaşımlama sürelerinde pozitif değerlere daha yakın olduğu ve akım yoğunluğu (I_{kor}) değerlerinin arttığı görülmektedir. Pozitif E_{kor} ve düşük I_{kor} değerleri, alaşımın korozyon direncinin daha yüksek olduğunun bir göstergesidir. 15 dak mekanik alaşımlanmış Ti6Al4V alaşımında tafel eğrilerinden elde edilen potansiyodinamik polarizasyon parametrelerinde I_{kor} değeri, 15,194 mA/cm² ve korozyon oranı 0,23499 mm/yıl olarak ölçülmüştür. 120 dak mekanik alaşımlanmış Ti6Al4V alaşımında ise I_{kor} değeri 50,464 mA/cm² ve korozyon oranı 0,9096 mm/yıl olarak ölçülmüştür. Yani, 15 dak mekanik alaşımlanmış Ti6Al4V alaşımının bu

ortamdaki korozyon direnci, diğer alaşımlara oranla yüksektir. Çizelge 7.5'te verilen veriler incelendiğinde ise, alaşımlama süresi arttıkça korozyon oranının arttığı görülmektedir. Şekil 7.1'de 15 dak mekanik alaşımlanan Ti6Al4V alaşımının toz boyutu 60,5 µm, 120 dak mekanik alaşımlanan Ti6Al4V alaşımının toz boyutu 25 µm olarak belirtilmiştir. Alaşımlama süresi arttıkça toz boyutu azalmaktadır ve toz boyutunun azalması ile birlikte yapı içerisinde tane sınırları da artmaktadır. Korozyon davranışlarının belirlenmesinde tane boyutu ile birlikte ortamın pasif ve aktif olma durumu da önemlidir. Çünkü küçük tane boyutu, aktif bir ortamda korozyon direncinde azalmaya yol açarken, pasif bir ortamda korozyon direncinde artışa neden olmaktadır. E_{kor} değeri sıfırdan küçük olan metaller daha aktiftir (yani iyonlaşma eğilimi daha fazladır), E_{kor} değeri sıfırdan büyük olan metaller ise daha soydur. Yani, iyonlaşma eğilimi daha azdır. Metaller aktifleştikçe daha kolay korozyona uğradığı bilinmektedir (Gollapudi, 2012). Şekil 7.10'da verilen potansiyel-zaman eğrileri incelendiğinde 15 dak alaşımlanan numunenin ilk 10 dak'da E_{ocp} değerlerinin diğer numunelere oranla daha çok arttığı görülmektedir. Bu artış sırasında numune yüzeyinde bir pasif oksit film tabakası oluşturmaktadır. Oluşan bu oksit tabakası (TiO_2), titanyum ve alaşımlarına yüzey koruması sağlamaktadır ve korozyon direncini arttırmaktadır. Şekil 7.12'de korozyon sonrası farklı sürelerde mekanik alaşımlanmış Ti6Al4V alaşımlarının, korozyon testleri sonrası yüzeylerinin SEM görüntüleri verilmiştir.



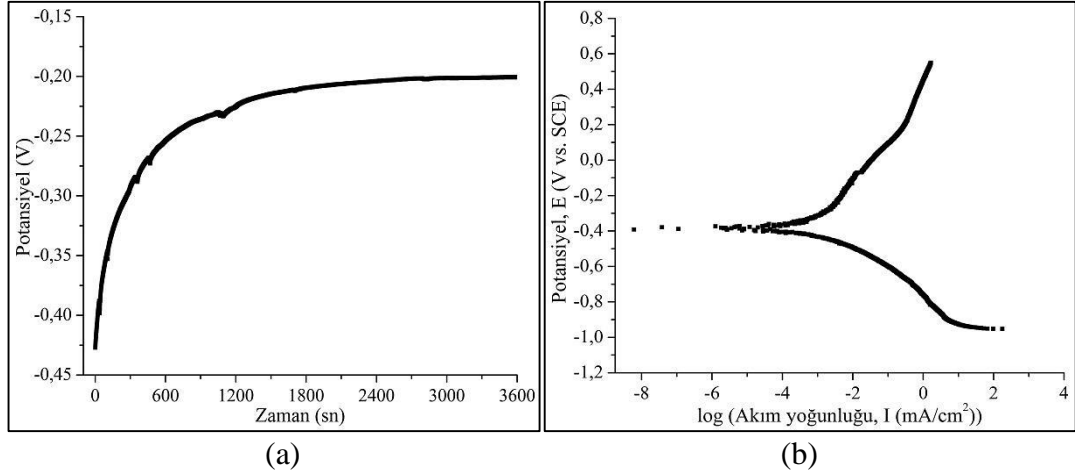
Şekil 7.12. Farklı sürelerde mekanik alaşımlanmış Ti6Al4V alaşımlarının korozyon sonrası yüzeylerinin SEM görüntüleri.

Şekil 7.12’de farklı sürelerde mekanik alaşımlanmış Ti6Al4V alaşımlarının korozyon testleri sonrası yüzeyleri incelendiğinde, alaşımlama süresi arttıkça numunelerin yüzeyinde farklı boyutlarda çukurcukların olduğu ve bu nedenle de numunelerin yüzeylerinde çukurcuk korozyonunun olduğu anlaşılmaktadır. Bu korozyon türü genellikle, klor içeren nötr ortamlarda görülmektedir. Çukurcuk korozyonu, elektrot potansiyeli kritik bir değeri aştığında klorür, bromür, iyodür veya perklorat iyonları içeren ortamlarda, pasifleştirilmiş metal ve alaşımlarında gözlenmektedir. Çukurcuklaşma potansiyeli ise, alaşıma ve korozif ortama bağlı olarak

(çukurcukların çapı, derinliği ve sıklığı) değişmektedir. Bu korozyon türü, çukurcukların büyüme mekanizmalarının tahmininin zor olmasından dolayı tehlikelidir. NaCl, CaCl₂, MgCl₂, AlCl₃, NaBr ve FeCl₃, CuCl₂ gibi oksitleyici metal iyon klorürlerini içeren ortamlar, çukurcuk korozyonu hızlandırmaktadır (Bardal, 2007). Ayrıca, çukurcuk korozyonu, anizotropik aşırı deforme olmuş yapılarda, bölgesel korozyonu teşvik edebilmektedir. Bununla birlikte, Vasilescu vd. tarafından yapılan bir çalışmada, insan vücudunda yerleştirilen implantlarda, çukurcuk korozyonunun uzun süreli çalışma koşullarında bile artmadığı belirtilmektedir (Vasilescu vd., 2009) .

7.4.2. Ti5Al2,5Fe Alaşımının Korozyon Testi Sonuçları

Mekanik alaşımlanmış Ti5Al2,5Fe alaşımlarının korozyon davranışı üzerindeki etkisinin belirlenmesi amacıyla yapay vücut sıvısı ortamında (in-vitro) akım-potansiyel ölçümleri (Tafel eğrileri) yapılmıştır. Mekanik alaşımlanmış Ti5Al2,5Fe alaşımı, yapay vücut sıvısı içerisinde açık devre potansiyeline (OCP) ulaşılan kadar 60 dakika bekletilmiştir. Şekil 7.13’de bu alaşıma ait potansiyel-zaman eğrileri ve anodik ve katodik yönde uygulanan ± 750 mV potansiyel ve 1 mV/sn tarama hızında elde edilen polarizasyon eğrileri verilmektedir. Bu ölçümler sonucunda elde edilen Tafel eğrilerinden, korozyon potansiyeli (E_{kor}), anodik ve katodik Tafel eğimleri (β_a ve β_c) ve korozyon hızı değerleri ise, Çizelge 7.6’da verilmiştir.



Şekil 7.13. Mekanik alaşımlanmış Ti5Al2,5Fe alaşımının yapay vücut sıvısı içerisindeki a) potansiyel- zaman eğrileri ve b) polarizasyon tafel eğrileri.

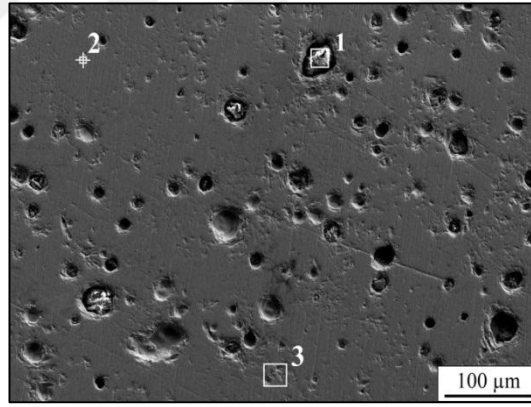
Çizelge 7.6. Yapay vücut sıvısı içerisinde mekanik alaşımlanmış Ti5Al2,5Fe alaşımının Tafel eğrilerinden elde edilen korozyon parametreleri.

Ekor (mV)	Ikor (mA/cm ²)	β_a (mV)	β_c (mV)	Korozyon oranı (mm/yıl)
-382,306	18,24	739,717	340,481	0,34758

Ti5Al2,5Fe alaşımının 60 dakika sonunda içinde bulunduğu çözelti ile kararlı hale geldiği ve E_{ocp} değerlerinin -0,42 ile -0,2 V arasında değiştiği görülmektedir. E_{ocp} değerlerinin pozitif yöne kaymasıyla birlikte pasif bir film oluşumu eğilimi ortaya çıkmaktadır. Şekil 7.13'de verilen potansiyel-zaman grafiğinde, ilk 10 dakika boyunca E_{ocp} değerlerinin arttığı görülmektedir. Bu ilk artış, numune yüzeyi üzerinde oksit bir tabaka oluşması neden olmaktadır. Daha sonra E_{ocp} değerleri yavaş yavaş artarken, oksit film tabakasının büyümesi de yavaşlamaktadır. Oluşan bu oksit tabakası (TiO₂), titanyum ve alaşımlarına yüzey koruması sağlamaktadır. Ayrıca OCP'nin zamanla değişimi, korozyonun başlaması ve ilerlemesi hakkında önemli bilgiler vermektedir. Koike vd. yaptıkları bir çalışmada oluşan oksit tabakanın korozyon direncini arttırdığını belirtmişlerdir (Koike vd., 2003).

İnsan vücudundaki saf titanyumun 400-500 mV potansiyellere maruz kalabileceği bilinmektedir (Rondellini ve Vicentini, 2002). Bu çalışmada numuneler, ± 750 mV arasında potansiyel ölçümüne tabi tutulmuştur. Şekil 7.13'de verilen

potansiyodinamik polarizasyon eğrileri incelendiğinde, mekanik alaşımlanmış Ti5Al2,5Fe alaşımının yapay vücut sıvısı içerisinde pasifleştiği görülmektedir. Mekanik alaşımlanmış Ti5Al2,5Fe alaşımının tafel eğrilerinden elde edilen potansiyodinamik polarizasyon parametrelerinde I_{kor} değeri $18,24 \text{ mA/cm}^2$ ve korozyon oranı $0,34758 \text{ mm/yıl}$ olarak ölçülmüştür. Mareci vd. yaptıkları bir çalışmada, Ti6Al4V, Ti6Al3,5Fe ve Ti5Al2,5Fe alaşımlarının Ringer solüsyonu içerisinde elektrokimyasal davranışlarını incelemişlerdir. Üç alaşımda küçük farklılıklara rağmen elektrokimyasal davranışlarının ve numune yüzeyinde oluşan film tabakasının, benzer olduğunu ifade etmişlerdir (Mareci vd., 2009). Mareci vd. başka bir çalışmada, Ti6Al4V, Ti6Al7Nb ve Ti5Al2,5Fe alaşımlarının yapay tükürük içerisinde korozyon davranışlarını incelemişlerdir. V'un toksit etkisi nedeniyle onun yerine Nb ve Fe'li titanyum alaşımlarında korozyon direncinin arttığı belirtilmiştir (Mareci vd., 2005). Şekil 7.14'de mekanik alaşımlanmış Ti5Al2,5Fe alaşımının korozyon sonrası yüzey SEM görüntüsü ve Çizelge 7.7'de ise EDS sonuçları verilmiştir.



Şekil 7.14. Mekanik alaşımlanmış Ti5Al2,5Fe alaşımının korozyon sonrası yüzey SEM görüntüsü.

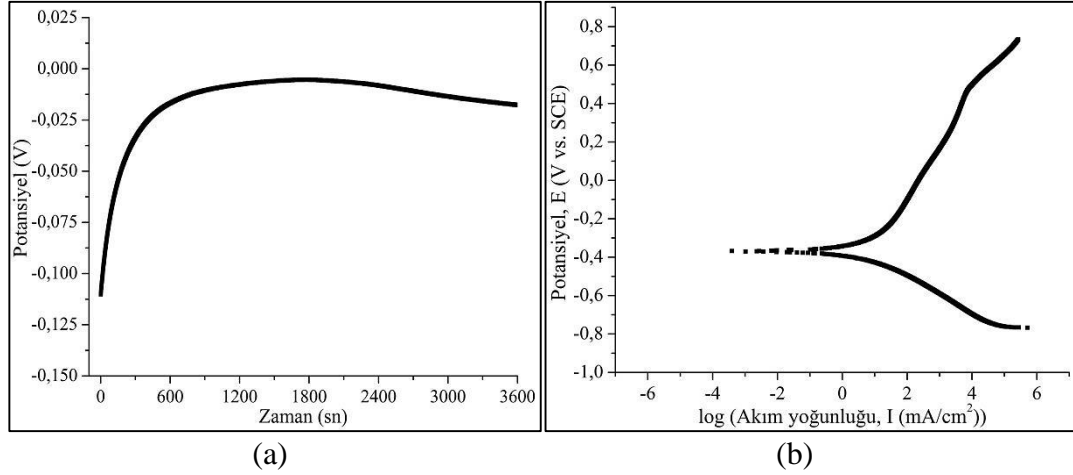
Çizelge 7.7. Mekanik alaşımlanmış Ti5Al2,5Fe alaşımının korozyon sonrası EDS analiz sonuçları.

Konum	C	O	Na	Mg	Cl	K	Ca	Fe	Al	Ti
1	74,6	22,3	0,28	0,14	0,03	0,02	0,29	0,03	0,17	2,02
2	55,6	17,6	0,11	0,01	0,04	-	0,15	0,43	0,43	25,51
3	0,86	12,5	0,11	0,05	-	0,02	-	-	1,56	84,81

Şekil 7.14’de verilen mekanik alaşımlanmış Ti5Al2,5Fe alaşımlarının korozyon testleri sonrası yüzeyleri incelendiğinde, numunelerin yüzeyinde farklı boyutlarda çukurcukların oluştuğu ve bu nedenle yüzeylerde çukurcuk korozyonunun oluştuğu anlaşılmaktadır. Oluşan çukurcukların yapıda homojen olmadığı, yüzeyin farklı yerlerinde farklı hızlarda ve büyüklüklerde olduğu da görülmektedir. Alaşıma ve korozyon ortamına bağlı olarak çukurcuklaşma potansiyeli değişmektedir. Çizelge 7.7’de verilen korozyon sonrası EDS sonuçlarına göre numune yüzeyinde C ve O miktarı artmaktadır. Ayrıca korozyona maruz kalan yüzeyde, bir miktar yapay vücut sıvısı bileşiminde bulunan Na, Mg, Cl gibi elementlerinde olduğu belirlenmiştir. Yapay vücut sıvısı içerisinde bulunan NaCl, CaCl₂, MgCl₂ gibi oksitleyici metal iyon klorürler çukurcuk korozyonunu hızlandırmaktadır (Bardal, 2007). Ayrıca, çukurcuk korozyonu, anizotropik, aşırı deforme olmuş yapılarda bölgesel korozyonu teşvik edebilmektedir.

7.4.3. Ti15Mo Alaşımının Korozyon Testi Sonuçları

Mekanik alaşımlama yöntemiyle üretilen Ti15Mo alaşımlarının korozyon davranışı üzerindeki etkisinin belirlenmesi amacıyla yapay vücut sıvısı ortamında (in-vitro) akım-potansiyel ölçümleri (Tafel eğrileri) yapılmıştır. Mekanik alaşımlanmış Ti15Mo alaşımı, yapay vücut sıvısı içerisinde açık devre potansiyeline (OCP) ulaşılan kadar 60 dakika bekletilmiştir. Şekil 7.15’de alaşıma ait potansiyel-zaman eğrileri ve anodik ve katodik yönde uygulanan ± 750 mV potansiyel ve 1 mV/sn tarama hızında elde edilen polarizasyon eğrileri verilmektedir. Bu ölçümler sonucunda elde edilen Tafel eğrilerinden, korozyon potansiyeli (E_{kor}), anodik ve katodik Tafel eğimleri (β_a ve β_c) ve korozyon hızı değerleri, Çizelge 7.8’de verilmiştir.



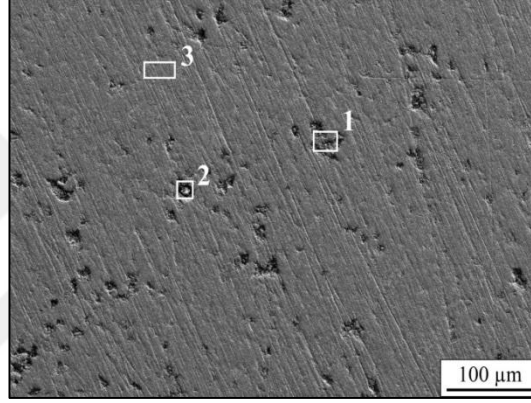
Şekil 7.15. Mekanik alaşımlanmış Ti15Mo alaşımının yapay vücut sıvısı içerisindeki a) potansiyel- zaman eğrileri ve b) polarizasyon tafel eğrileri.

Çizelge 7.8. Yapay vücut sıvısı içerisinde mekanik alaşımlanmış Ti15Mo alaşımının Tafel eğrilerinden elde edilen korozyon parametreleri.

E_{kor} (mV)	I_{kor} (mA/cm ²)	β_a (mV)	β_c (mV)	Korozyon oranı (mm/yıl)
-368,86	36,969	699,082	265,33	0,54448

Açık devre potansiyeli, deney numunelerinin kimyasal kararlılığını ve korozyon sürecini değerlendirmek için kullanılmaktadır (Mareci vd., 2007). Numunenin 60 dakika sonunda içinde bulunduğu çözelti ile kararlı hale geldiği ve E_{ocp} değerlerinin -0,11 ile -0,017 V arasında değiştiği görülmektedir. Şekil 7.15’de verilen potansiyel-zaman grafiğinde, ilk 10 dakika boyunca E_{ocp} değerlerinin arttığı görülmektedir. E_{ocp} değerlerinin artmasıyla birlikte, pasif bir film oluşumu eğilimi ortaya çıkmaktadır. Bu ilk artış, numune yüzeyi üzerinde bir oksit tabaka oluşumuna neden olmaktadır. Daha sonra E_{ocp} değerleri yavaş yavaş artmakta ve oksit tabakanın büyümesi azalmaktadır. Oluşan bu oksit tabakası (TiO₂), titanyum ve alaşımlarına yüzey koruması sağlamaktadır. Blackwood vd. E_{ocp} ’nin pozitif değerlere kayması katodik reaksiyonun itici kuvvetini azaltarak pasif oksit filmin kalınlığını arttırdığını ve korozyon oranını azalttığını belirtmişlerdir (Blackwood vd., 2000). Şekil 7.15’de verilen potansiyodinamik polarizasyon eğrileri incelendiğinde, mekanik alaşımlanmış Ti15Mo alaşımının yapay vücut sıvısı içerisinde pasifleştiği görülmektedir. Ti15Mo alaşımının tafel eğrilerinden elde edilen potansiyodinamik

polarizasyon parametrelerinde I_{kor} değeri $36,969 \text{ mA/cm}^2$ ve korozyon oranı $0,54448 \text{ mm/yıl}$ olarak ölçülmüştür. Bhola vd. tarafından yapılan bir çalışmada, Ti15Mo alaşımının Ti6Al4V alaşımına göre daha yüksek korozyon oranı göstermesine rağmen, korozyon hızının daha az olduğu ve bu nedenle, Ti15Mo alaşımının bulunduğu ev sahibi dokuya zarar verme olasılığının az olduğunu belirtilmektedir. Buna ilaveten, β alaşımı Ti15Mo'nun, $\alpha+\beta$ alaşımı Ti6Al4V'ye kıyasla implant olarak kullanımı için daha iyi bir seçim olduğu da ifade edilmektedir (Bhola vd., 2013). Şekil 7.16'de mekanik alaşımlanmış Ti15Mo alaşımının korozyon sonrası yüzey SEM görüntüsü, Çizelge 7.9'de ise EDS sonuçları verilmiştir.



Şekil 7.16. Mekanik alaşımlanmış Ti15Mo alaşımının korozyon sonrası yüzey SEM görüntüsü.

Çizelge 7.9. Mekanik alaşımlanmış Ti15Mo alaşımının korozyon sonrası EDS analiz sonuçları.

Konum	C	O	Na	Mg	Cl	K	Ca	Fe	S	Mo	Ti
1	9,72	24,6	0,22	0,04	0,11	0,25	0,17	0,41	0,59	15,37	48,4
2	12,43	41,2	0,61	0,15	0,05	1,21	1,37	1,13	-	2,57	39,2
3	1,29	13,2	0,24	0,09	0,03	0,11	0,04	0,12	0,05	19,7	65,1

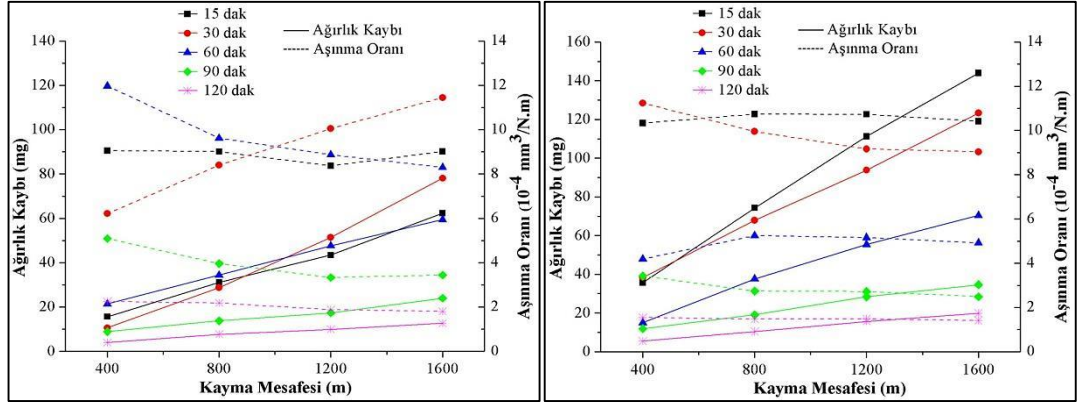
Şekil 7.16'da mekanik alaşımlanmış Ti15Mo alaşımının korozyon testleri sonrası yüzeyleri incelendiğinde, numunelerin yüzeyinde çok küçük boyutlarda çukurcukların olduğu görülmektedir. Numune yüzeyinde çukurcuk korozyonu TiO'den kaynaklı oluşan pasif film tabakasından dolayı yavaşlamış ve bastırılmıştır. Yapıda oluşan çukurcukların homojen olmadığı, yüzeyin farklı yerlerinde farklı hızlarda ve büyüklüklerde olduğu da görülmektedir. Alaşıma ve korozif ortama

bağlı olarak çukurcuklaşma potansiyeli değişmektedir. Çizelge 7.9'da verilen korozyon sonrası EDS sonuçlarına göre numune yüzeyinde, alaşım elementlerinin dışında C ve O olduğu anlaşılmaktadır. Ayrıca yapay vücut sıvısından kaynaklanan Na, Mg ve Cl'de görülmektedir. Yapay vücut sıvısı içerisinde bulunan NaCl, CaCl₂, MgCl₂ gibi oksitleyici metal iyon klorürler, çukurcuk korozyonu hızlandırmaktadır (Bardal, 2007). Mareci vd. yaptıkları bir çalışmada, Ti6Al7Nb, Ti40Ta and Ti40Mo asitli, florürlü ve asitli florürlü tükürük içerisinde korozyon davranışlarını incelemiştir. Ortamın agresivitesine göre korozyon direncinin azaldığını ve en düşük korozyon direncinin asitli florürlü tükürük içerisinde yapılan testlerde olduğunu belirtmişlerdir (Mareci vd., 2009). Ayrıca, çukurcuklaşma korozyonu, anizotropik, aşırı deforme olmuş yapılarda bölgesel korozyonu teşvik edebilmektedir.

7.5. AŞINMA TESTİ SONUÇLARI VE DEĞERLENDİRİLMESİ

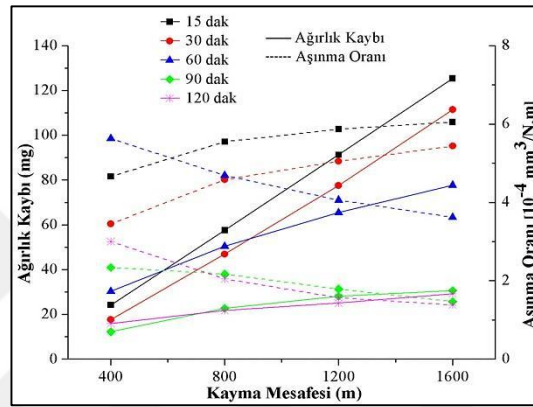
7.5.1. Ti6Al4V Alaşımında Mekanik Alaşımlama Süresinin Aşınma Davranışları Üzerindeki Etkileri

Farklı sürelerde mekanik alaşımlanmış Ti6Al4V alaşımlarının yapay vücut sıvısı içerisinde ve 37 °C ±0,1 sıcaklıkta yapılan aşınma testleri sonucu elde edilen ağırlık kayıpları ve aşınma oranları, Şekil 7.17'de verilmektedir.



(a)

(b)

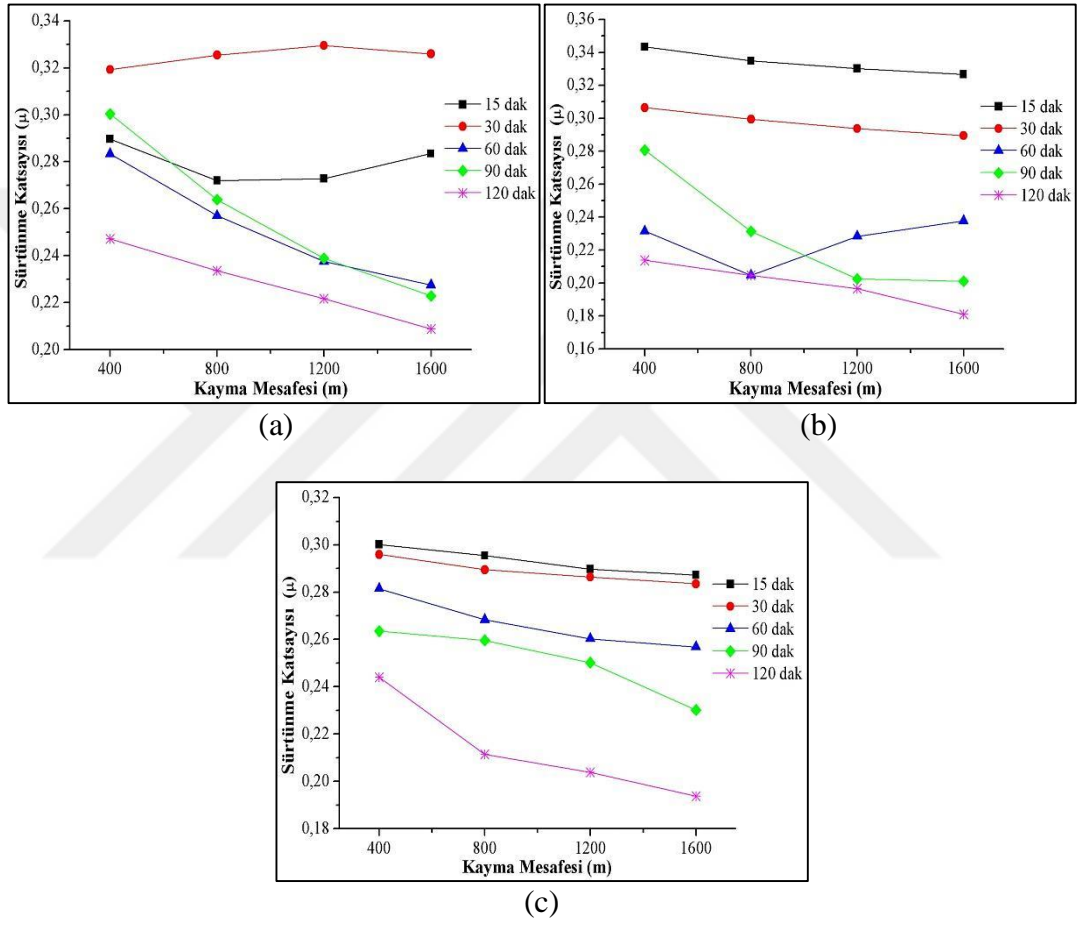


(c)

Şekil 7.17. Farklı sürelerde mekanik alaşımlanmış Ti6Al4V alaşımlarının aşınma ağırlık kaybı ve aşınma oranları: a) 10 N, b) 20 N ve c) 30 N.

Şekil 7.17'de farklı alaşımlama süreleri kullanılarak mekanik alaşımlanmış Ti6Al4V alaşımlarının aşınma testleri sonunda elde edilen ağırlık kayıpları incelendiğinde, 10 N yük altında en yüksek ağırlık kaybı 30 dak mekanik alaşımlanmış alaşımda elde edilirken, 20 N ve 30 N yükte ise 15 dak mekanik alaşımlanmış alaşımda elde edilmiştir. 10 N yük altında test edilen alaşımların ağırlık kaybı ve aşınma oranı sonuçlarında, 800 m kayma mesafesinden itibaren 30 dak mekanik alaşımlanmış numunenin ağırlık kaybında belirgin bir artış olduğu, hem ağırlık kaybından hem de aşınma oranı grafiklerinden görülebilmektedir. Testlerde meydana gelen bu ani ağırlık kaybı ve aşınma oranı artışları, kayma sırasında numunede meydana gelen küçük kırılmaların da bir göstergesidir. Numuneden kopan parçacıkların etkisi ile ağırlık kaybı ve aşınma oranı artmaktadır (Özyürek ve Tekeli, 2011). Ayrıca, test edilen her üç yükte de en düşük ağırlık kaybı sonuçları, 120 dak mekanik alaşımlanmış alaşımlarda elde edilmiştir. Elde edilen ağırlık kaybı değerleri ile, Şekil

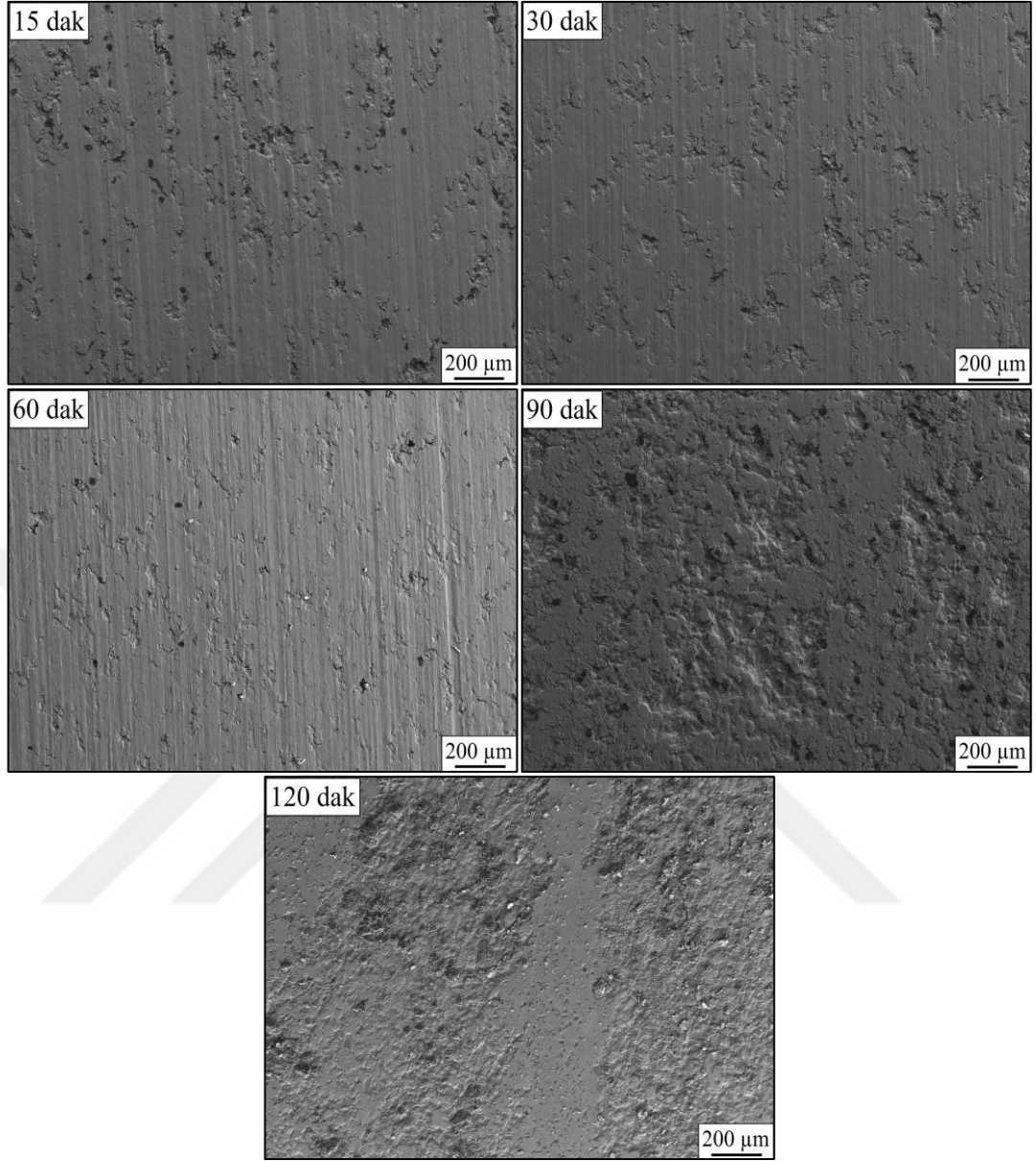
3'te verilen sertlik sonuçları ile karşılaştırıldığında, 20 N ve 30 N yük altında test edilen alaşımların ağırlık kayıplarının uyumlu olduğu anlaşılmaktadır. Bu nedenle, alaşımlama süresindeki artışla birlikte alaşımların tane boyutu azalarak sertlikleri artarken, ağırlık kayıpları azalmaktadır. Şekil 7.18'de, farklı sürelerde mekanik alaşımlanmış Ti6Al4V alaşımlarının aşınma testleri sonunda elde edilen sürtünme katsayıları verilmektedir.



Şekil 7.18. Farklı sürelerde mekanik alaşımlanmış Ti6Al4V alaşımının sürtünme katsayıları: a) 10 N, b) 20 N ve c) 30 N.

Şekil 7.18'de verilen farklı sürelerde mekanik alaşımlanmış Ti6Al4V alaşımının sürtünme katsayıları incelendiğinde, 20 ve 30 N yük altında en yüksek sürtünme değeri 15 dak alaşımlanan numunelerde elde edilirken, 10 N yük altında ise en yüksek sürtünme değeri 30 dak alaşımlanan numunelerde elde edilmiştir. Üç farklı yük altında en düşük sürtünme katsayısı ise 120 dak mekanik alaşımlanmış numunelerde elde edilmiştir. Sürtünme katsayısı ile ağırlık kaybı sonuçları (Şekil

7.17) karşılaştırıldıklarında, sonuçların birbirini desteklediği görülebilmektedir. Elde edilen bu sonuçlar daha önce yapılan bazı çalışmalarla da desteklenmektedir (Özyürek ve Tekeli, 2011; Özyürek vd., 2005). Burada çelişki ifade eden tek sonuç ise, 10 N yük altında 30 dak mekanik alaşımlanmış numunelerde elde edilmiştir. Bu sonucun, kayma işlemi sırasında numuneden kopan iri bir parçacıktan kaynaklanması muhtemeldir. Uygulanan yükün de düşük olması sebebiyle tribolojik sistemden uzaklaşan parçacığın ağırlık kaybını arttırdığı ve bu kopma nedeniyle oluşan yüzey pürüzlülüğünün ise sürtünme katsayısını arttırdığı düşünülmektedir. Özyürek ve Tekeli, mekanik alaşımlama yöntemi ile ürettikleri Ti6Al4V alaşımında uzun süreli öğütme işleminde, toz tanelerinde meydana gelen deformasyon sertleşmesinin, aşınma sürtünme katsayısının ve ağırlık kaybının azalmasında etkili olduğunu belirtmişlerdir (Özyürek ve Tekeli, 2011). Ganesh vd. yapay vücut sıvısı ortamında yaptıkları bir çalışmada, sürtünme katsayısının düşük olduğunu belirtmişlerdir. Bunun nedeni olarak, aşınma sırasında yapay vücut sıvısına bağlı olarak malzeme ile aşınma diski arasındaki sürtünmeden kaynaklanan ısının azaltmasından kaynaklandığı rapor edilmiştir (Ganesh vd., 2012). Şekil 7.19'da farklı sürelerde mekanik alaşımlanmış Ti6Al4V alaşımının aşınma yüzeyi SEM görüntüleri verilmiştir.



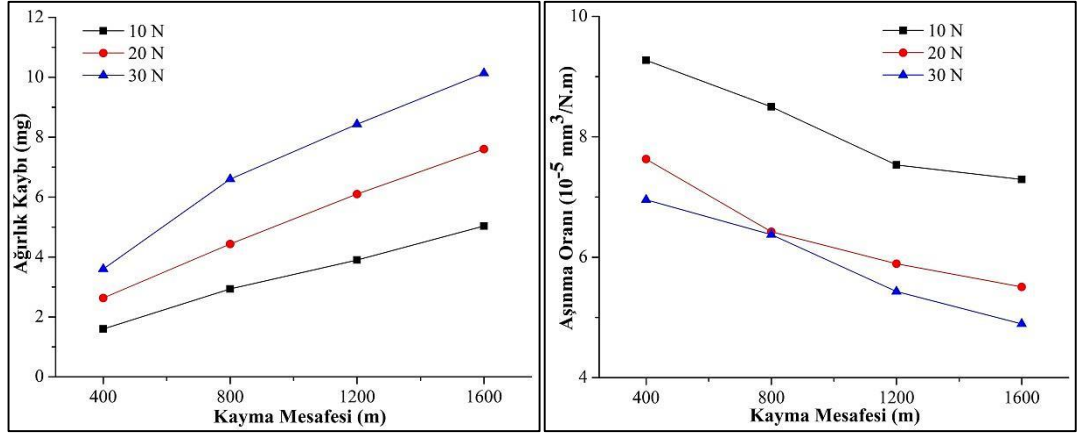
Şekil 7.19. Farklı sürelerde mekanik alaşımlanmış Ti6Al4V alaşımının aşınma yüzeyi SEM görüntüleri.

Şekil 7.19’da verilen Ti6Al4V alaşımlarında aşınma yüzeyi SEM görüntüleri incelendiğinde 15, 30 ve 60 dak mekanik alaşımlanmış numunelerin aşınma yüzeylerindeki plastik deformasyon etkileri net olarak görülebilmektedir. Fakat 90 dak ve 120 dak mekanik alaşımlanmış numunelerin aşınma yüzeylerinde bu etkiler çok fazla görülmemektedir. Şekil 7.9’da verilen sertlik sonuçlarına bağlı olarak sertlik arttıkça, aşınma yüzeyinde meydana gelen plastik deformasyon azalmaktadır. Bu durum, Şekil 7.17’de verilen ağırlık kaybı sonuçları ile de desteklenmektedir. Ayrıca, bu çalışmada elde edilen sonuçlar, Archard yasasında ifade edilen sertlik

aşınma performansı ilişkisi ile uyumludur (Zmitrowicz, 2006). Aşınma testleri sonucunda en düşük ağırlık kaybı 120 dak mekanik alaşımlanmış alaşımda elde edilmiştir. Bu sonuç, aşınma yüzeyi SEM görüntüleri ile örtüşmektedir. Aşınma testi sırasında disk-numune arasındaki sürtünme etkisi ile meydana gelen ısıl artış, plastik deformasyonu da arttırmaktadır. Numune yüzeyinde oluşan plastik akış, genellikle aşınmanın ilk aşamasında meydana gelmektedir ve kayma mesafesindeki artışla birlikte artmaktadır (Özyürek ve Tekeli, 2011). Bu durum, Vencl vd. tarafından yapılan bir çalışmada da rapor edilmektedir (Vencl vd., 2008). Ayrıca, tribolojik sistemlerde etkili olan diğer bir parametre ise, aşınma ortamıdır. Sıvı ortamda yapılan aşınma testlerinin en belirgin avantajı, aşınma testi sırasında sürtünme etkisi ile numune/disk temas yüzeyinde yüksek ısının oluşmaması ve yağlayıcı özelliği nedeniyle sürtünmeyi azaltmasıdır. Numune yüzeyinde aşırı ısı oluşmaması ise, yüzeyde oluşan plastik deformasyonu azaltmaktadır. Bu çalışma kapsamında yapılan aşınma testleri, yapay vücut sıvısı ve vücut sıcaklığı ortamında gerçekleştirilmiştir. Bilindiği gibi vücut ortamı, aynı zamanda korozif ortam olarak kabul edilmektedir. Bu nedenle, yapay vücut sıvısı sürtünme şartlarında yağlayıcı etkisi ile aşınmaya karşı avantaj sağlarken, korozif ortam olması nedeniyle de bir dezavantaj olmaktadır. Bu durum, daha önce yapılan bazı çalışmalarda da ifade edilmektedir. Ganesh ve Ren tarafından yapılan çalışmalarda, yapay vücut sıvısı içerisinde yapılan aşınma testlerinde elde edilen aşınma oranının ve ağırlık kaybının normal atmosfer koşullarında işlem yapılan numunelerden daha yüksek olduğu rapor edilmektedir. (Ganesh vd., 2012; Ren vd., 2014).

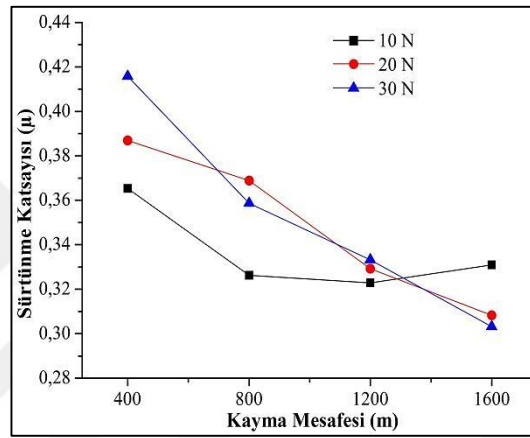
7.5.2. Ti5Al2,5Fe Alaşımının Aşınma Davranışları

Mekanik alaşımlanmış Ti5Al2,5Fe alaşımının farklı yüklerde (10, 20 ve 30 N), farklı kayma mesafelerinde (400, 800, 1200 ve 1600 m) ve 1 ms^{-1} sabit kayma hızında yapılan aşınma testleri sonucu elde edilen ağırlık kayıpları, aşınma oranları ve sürtünme katsayıları, Şekil 7.20’de verilmektedir. Aşınma testleri $37 \text{ }^\circ\text{C} \pm 0,1$ sıcaklıkta ve yapay vücut sıvısı içerisinde gerçekleştirilmiştir.



(a)

(b)

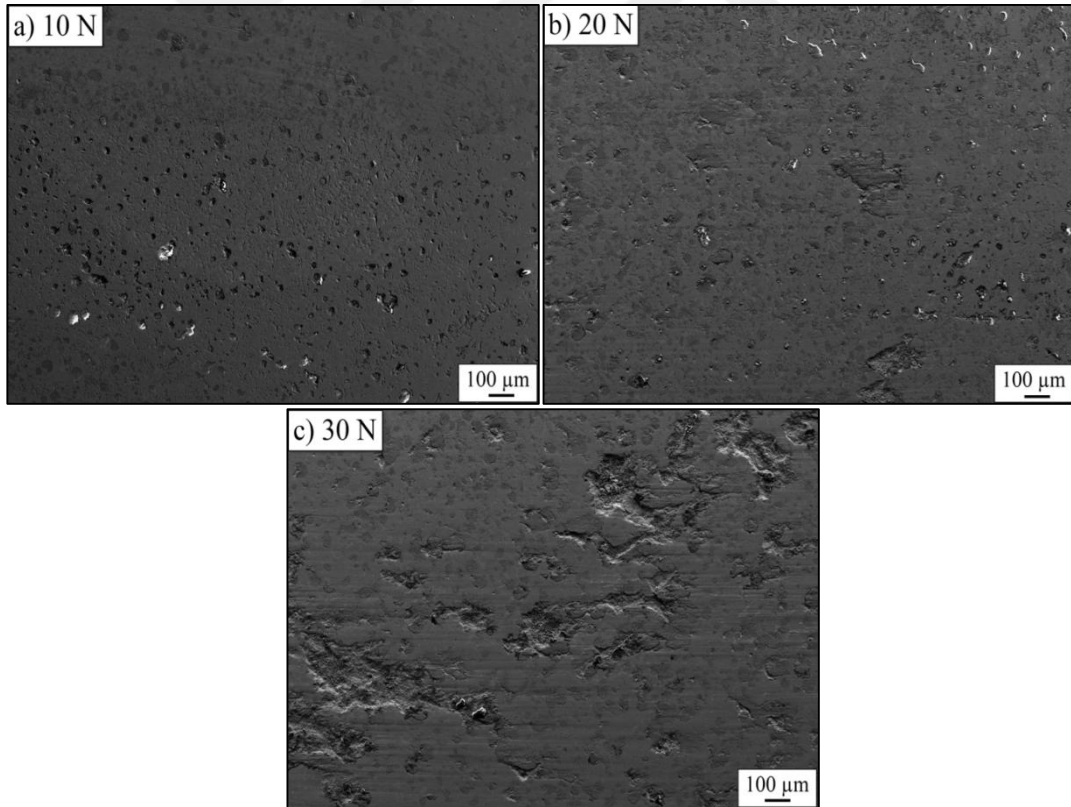


(c)

Şekil 7.20. Mekanik alaşımlanmış Ti5Al2,5Fe alaşımının farklı yüklerdeki aşınma sonuçları a) ağırlık kayıpları, b) aşınma oranları ve c) sürtünme katsayıları.

Şekil 7.20’de mekanik alaşımlanmış Ti5Al2,5Fe alaşımının farklı yüklerdeki aşınma testleri sonunda bütün numunelerde kayma mesafesindeki artışa bağlı olarak, aşınmadan kaynaklanan ağırlık kayıpları artmaktadır. En fazla ağırlık kaybı, 30 N yük uygulanan numunede gerçekleşmiştir. Uygulanan yükünde artması ile birlikte, ağırlık kaybı ve aşınma oranı artmaktadır (Özyürek ve Tekeli, 2011). Ayrıca başlangıçta kayma mesafesindeki artışa bağlı olarak aşınma oranı, azalma eğilimi sergilemektedir. Yapay vücut sıvısında yapılan aşınma testlerinde elde edilen aşınma oranının ve ağırlık kaybının normal atmosfer koşullarında işlem yapılan numunelerden daha yüksektir. Yapay vücut sıvısı içerisinde bulunan NaCl, KCl gibi bileşiklerin aşındırıcı bir etkiye sahiptir (Ganesh vd., 2012; Ren vd., 2014). Sürtünme katsayısı ile ağırlık kaybı sonuçları karşılaştırıldıklarında, sonuçların birbirini

desteklediği görülebilmektedir. Elde edilen bu sonuçlar, daha önce yapılan bazı çalışmalarla da desteklenmektedir (Özyürek ve Tekeli, 2011; Özyürek vd., 2005). Aşınma testi sırasında numuneden ayrılan parçaların, aşındırılan alaşımın yüzeyine yapışması sonucu sürtünme katsayısını artmaktadır. Ayrıca, yapay vücut sıvısı ortamında gerçekleştirilen testlerde, sıvı yağlayıcı etkisi sağladığı için, sürtünme katsayısını azaltmaktadır. Bu şartlarda, aşınma sırasında yapay vücut sıvısına bağlı olarak malzeme ile aşınma diski arasındaki sürtünmeden kaynaklanan ısıda azalmaktadır (Ganesh vd., 2012). Şekil 7.20 (c)'de verilen farklı yüklere bağlı sürtünme katsayıları 0,3-0,42 μ arasında değişmektedir. Yine literatürde insan tükürüğü içerisinde yapılan aşınma testlerinde, sürtünme katsayılarının 0,02-0,45 μ aralığında olduğu belirtilmiştir (Bongaerts vd., 2007). Şekil 7.21'de, mekanik alaşımlanmış Ti5Al2,5Fe alaşımının farklı yüklerdeki aşınma yüzeyi SEM görüntüleri verilmiştir.

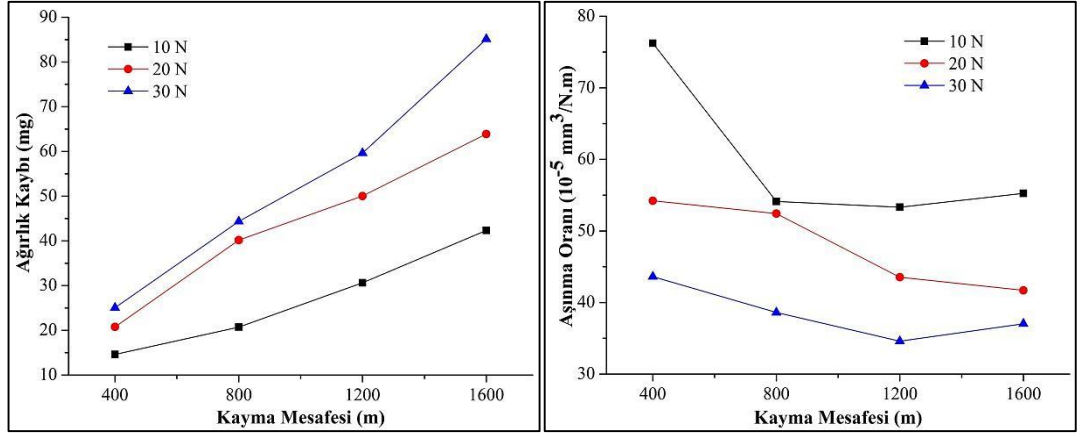


Şekil 7.21. Mekanik alaşımlanmış Ti5Al2,5Fe alaşımının farklı yüklerdeki aşınma yüzey SEM görüntüleri a) 10 N, b) 20 N ve c) 30 N.

Şekil 7.21’de verilen mekanik alaşımlanmış Ti5Al2,Fe alaşımının farklı yüklerdeki aşınma yüzeyi SEM görüntüleri incelendiğinde, uygulanan yükün artması ile numunelerin aşınmaya karşı gösterdiği direncin azaldığı ve aşınma miktarının arttırdığı görülmektedir. Özellikle, en yüksek ağırlık kaybının ve aşınma oranının elde edildiği 30 N yük uygulanan numunede, plastik deformasyon ve abrasif aşınma meydana geldiği anlaşılmaktadır. Aşınma testleri sonunda en fazla ağırlık kaybı, 30 N yük uygulanan numunede elde edilmiştir. Bu sonuç, aşınma yüzeyi SEM görüntüleri ile örtüşmektedir. Özyürek vd. yaptıkları bir çalışmada, numune yüzeyinde oluşan plastik deformasyonun genellikle aşınmanın ilk aşamasında meydana geldiğini ve kayma mesafesindeki artışla birlikte arttığını belirtmişlerdir (Özyürek vd., 2015). Ayrıca tribolojik sistemlerde etkili olan diğer bir parametre ise, aşınma ortamıdır. Sıvı ortamda yapılan aşınma testlerinin en belirgin avantajı, aşınma testi sırasında sürtünme etkisi ile numune/disk temas yüzeyinde yüksek ısının oluşmaması ve yağlayıcı özelliği nedeniyle sürtünmeyi azaltmasıdır. Vücut ortamı, korozif bir ortam olmasından dolayı, bu çalışmada, yapay vücut sıvısı ve vücut sıcaklığı ortamında aşınma testleri gerçekleştirilmiştir. Bu nedenle, yapay vücut sıvısı sürtünme şartlarında yağlayıcı etkisi ile aşınmaya karşı avantaj sağlarken, korozif ortam olması nedeniyle de bir dezavantaj olmaktadır (Ren vd., 2014). Bununla birlikte, 10 N ve 20 N yük uygulanan numunelerin yüzeyinde çok fazla aşınma olmadığı da, yine aşınma yüzeyi SEM görüntülerinden anlaşılmaktadır. Alaşımın sertliğinin yüksek olması, mekanik alaşımlanmış Ti5Al2,5Fe alaşımının aşınmaya karşı direncinin yüksek olmasına neden olmaktadır.

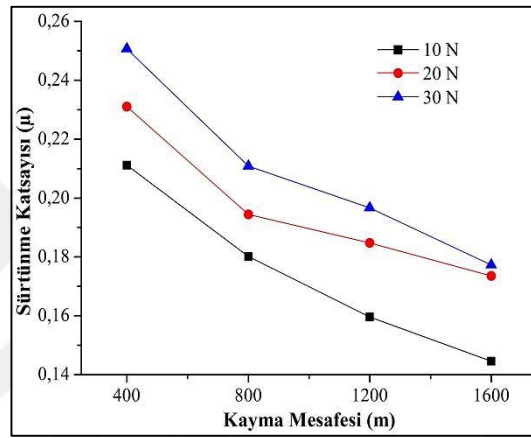
7.5.3. Ti15Mo Alaşımının Aşınma Davranışları

Mekanik alaşımlanmış Ti15Mo alaşımının farklı yüklerde (10, 20 ve 30 N), farklı kayma mesafelerinde (400, 800, 1200 ve 1600 m) ve 1 ms^{-1} sabit kayma hızında yapılan aşınma testleri sonucu elde edilen ağırlık kayıpları, aşınma oranları ve sürtünme katsayıları, Şekil 7.22’de verilmektedir. Aşınma testleri $37 \text{ }^\circ\text{C} \pm 0,1$ sıcaklıkta ve yapay vücut sıvısı içerisinde gerçekleştirilmiştir.



(a)

(b)

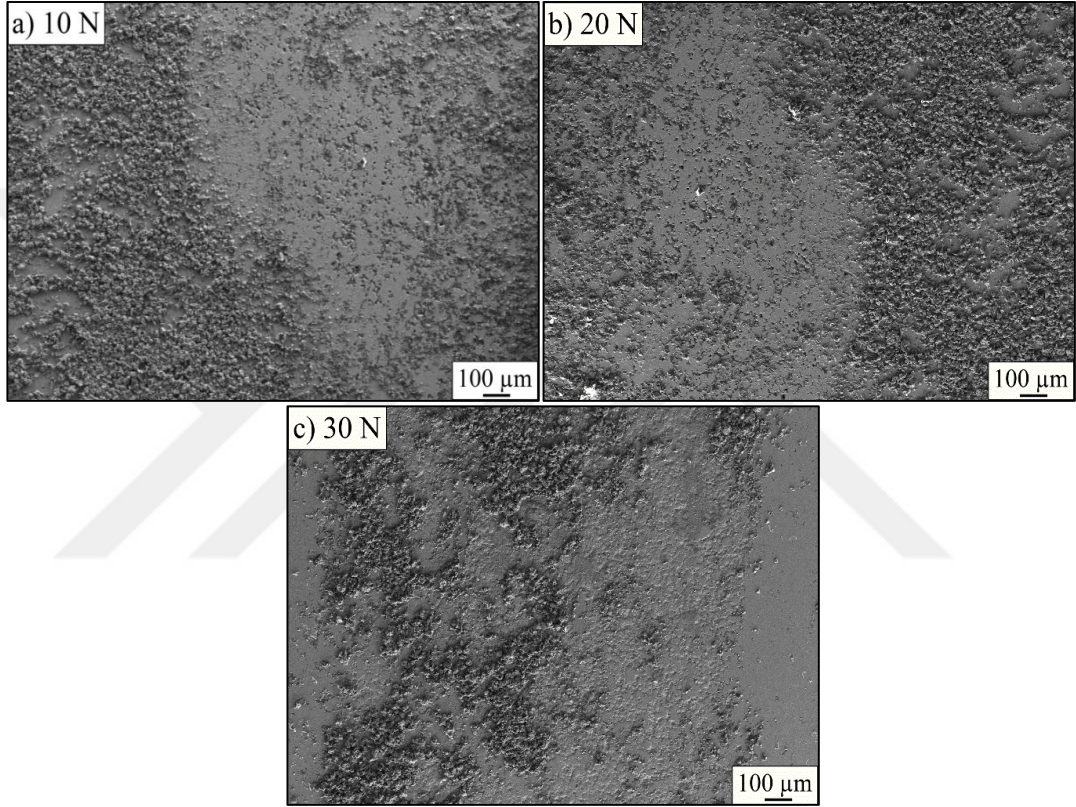


(c)

Şekil 7.22. Mekanik alaşımlanmış Ti15Mo alaşımının farklı yüklerdeki aşınma sonuçları a) ağırlık kayıpları, b) aşınma oranları ve c) sürtünme katsayıları.

Şekil 7.22’de verilen mekanik alaşımlanmış Ti15Mo alaşımının farklı yüklerdeki aşınma testleri sonunda bütün numunelerde kayma mesafesindeki artışa bağlı olarak, aşınmadan kaynaklanan ağırlık kayıpları artmaktadır. En fazla ağırlık kaybı, 30 N yük uygulanan numunede gerçekleşmiştir. Uygulanan yükteki artışa bağlı olarak ağırlık kaybı ve aşınma oranı da artmaktadır (Tunçay, 2016). Ayrıca başlangıçta kayma mesafesindeki artışa bağlı olarak aşınma oranı, azalma eğilimi sergilemektedir. Sürtünme katsayısı ile ağırlık kaybı sonuçları karşılaştırıldıklarında, sonuçlar birbirini destekler niteliktedir. Aşınma testi sırasında numuneden kopan parçacıkların, aşındırılan alaşımın yüzeyine yapışması sonucu, sürtünme katsayısını azalmaktadır. Ganesh vd. yapay vücut sıvısı ortamında yaptıkları bir çalışmada, aşınma mesafesi arttıkça sürtünme katsayısının azaldığını ifade etmişlerdir. Bunun

nedeninin, aşınma testi sırasında yapay vücut sıvısına bağlı olarak malzeme ile aşınma diski arasındaki sürtünme ile oluşan ısının, sıvının etkisi ile azalmasından kaynaklandığı rapor edilmiştir (Ganesh vd., 2012). Şekil 7.22 (c)'de verilen farklı yüklerle bağlı sürtünme katsayıları 0,14-0,25 μ arasında değişmektedir. Şekil 7.23'de, mekanik alaşımlanmış Ti15Mo alaşımının farklı yüklerdeki aşınma yüzeyi SEM görüntüleri verilmiştir.



Şekil 7.23. Mekanik alaşımlanmış Ti15Mo alaşımının farklı yüklerdeki aşınma yüzeyi SEM görüntüleri; a) 10 N, b) 20 N ve c) 30 N.

Şekil 7.23'de verilen mekanik alaşımlanmış Ti15Mo alaşımının farklı yüklerdeki aşınma yüzeyi SEM görüntüleri incelendiğinde, uygulanan yükün artması ile numunelerin aşınmaya karşı gösterdiği direncin azaldığı ve aşınma miktarının arttığı görülmektedir. Özellikle, en yüksek ağırlık kaybının ve aşınma oranının elde edildiği 30 N yük uygulanan numunede plastik deformasyon meydana geldiği anlaşılmaktadır. Mekanik alaşımlanmış Ti15Mo alaşımının aşınma yüzeylerinden genel olarak, abrasif aşınma mekanizmasının aktif olduğu anlaşılmaktadır. Ayrıca, tüm yükler için numunelerin aşınma yüzeylerinde lokal döküntülerin olduğu da

görülmektedir. Aşınma testleri sonunda en fazla ağırlık kaybı, 30 N yük uygulanan numunede görülmüştür. Bu sonuç, aşınma yüzeyi SEM görüntüleri ile örtüşmektedir. Özyürek ve arkadaşları yaptıkları bir çalışmada numune yüzeyinde oluşan plastik deformasyonun, genellikle aşınmanın ilk aşamasında meydana geldiğini ve kayma mesafesindeki artışla birlikte arttığını belirtmişlerdir (Özyürek vd., 2015). Aşınma ortamının tribolojik sistemlerde etkili bir parametre olduğu bilinmektedir. Sıvı ortamda yapılan aşınma testlerinin en belirgin avantajı, aşınma testi sırasında sürtünme etkisi ile numune/disk temas yüzeyinde yüksek ısının oluşmaması ve yağlayıcı özelliği nedeniyle sürtünmeyi azaltmasıdır. Bu çalışmada, yapay vücut sıvısı ve vücut sıcaklığı ortamında aşınma testleri gerçekleştirilmiştir. Bu nedenle, yapay vücut sıvısı sürtünme şartlarında yağlayıcı etkisi ile aşınmaya karşı avantaj sağlarken, korozif ortam olması nedeniyle de bir dezavantaj olmaktadır. Bununla birlikte, 10 ve 20 N yük uygulanan numunelerin yüzeyinde çok fazla aşınma olmadığı da yine aşınma yüzeyi SEM görüntülerinden anlaşılmaktadır.

BÖLÜM 8

SONUÇLAR VE ÖNERİLER

“Toz Metalürjisi İle Üretilen Titanyum Alaşımı Biyomalzemelerin Korozyon Ve Aşınma Davranışlarının İncelenmesi” başlıklı bu tez çalışmasından elde edilen sonuçlar aşağıda verilmektedir.

- Ti6Al4V alaşımı farklı sürelerde (15, 30, 60, 90 ve 120 dak) mekanik alaşımlama yöntemi ile üretilerek toz boyutu analizleri yapılmıştır. Yapılan toz boyut analizlerinde alaşımlama süresi arttıkça toz boyutu azalmaktadır. 15 dak alaşımlama sonunda toz boyutu 60,5 µm iken, 120 dak alaşımlama sonunda 25 µm elde edilmiştir.
- Yoğunluk ölçüm sonuçlarına göre en yüksek yoğunluk değeri sonucunda 60 dak mekanik alaşımlanan Ti6Al4V alaşımında (4,476 gr/cm³), en düşük yoğunluk değeri 30 dak mekanik alaşımlanan Ti6Al4V alaşımında (4,264 gr/cm³) ölçülmüştür. Sertlik ölçüm sonuçlarına göre ise, en düşük sertlik değerinin 15 dak mekanik alaşımlanmış alaşımında (435 HV), en yüksek sertlik değeri 120 dak mekanik alaşımlanmış alaşımında (624 HV) alaşımında elde edilmiştir. Mekanik alaşımlanmış tozların boyutu azaldıkça, alaşımların sertliği artmaktadır.

15 dak mekanik alaşımlanmış Ti6Al4V alaşımında tafel eğrilerinden elde edilen potansiyodinamik polarizasyon parametrelerinde I_{kor} değeri, 15,194 mA/cm² ve korozyon oranı 0,23499 mm/yıl olarak ölçülmüştür. En uzun süre mekanik alaşımlanan Ti6Al4V alaşımında (120 dak) ise I_{kor} değeri 50,464 mA/cm² ve korozyon oranı 0,9096 mm/yıl olarak ölçülmüştür. Ti6Al4V alaşımlarının yapay vücut sıvısı ve sıcaklığı ortamında yapılan korozyon testleri sonucunda, en yüksek korozyon direnci 15 dak mekanik alaşımlanmış alaşımında görülürken, en düşük korozyon direnci 120 dak mekanik alaşımlanmış alaşımında elde edilmiştir.

- Ti6Al4V alaşımlarının yapay vücut sıvısı ve sıcaklığı ortamında yapılan aşınma testleri sonucunda, en yüksek ağırlık kaybı ve aşınma oranı 15 dak mekanik alaşımlanan alaşımda, en düşük ağırlık kaybı ve aşınma oranının 120 dak mekanik alaşımlanmış alaşımda elde edilmiştir.
- Mekanik alaşımlanmış Ti5Al2,5Fe alaşımının yoğunluğu 4,314 gr/cm³, sertliği 706,6 HV olarak ölçülmüştür. 1300 °C'de sinterlenen Ti5Al2,5Fe alaşımının yapısında, baskın yapının α -Ti olduğu anlaşılmıştır.
- Mekanik alaşımlanmış Ti15Mo alaşımının yoğunluğu 4,93 gr/cm³, sertliği 299,5 HV olarak ölçülmüştür. 1300 °C'de sinterlenen Ti15Mo alaşımının yapısında Ti, Mo (β) ve TiO fazlarının olduğu belirlenmiştir.
- Mekanik alaşımlanmış Ti5Al2,5Fe alaşımının tafel eğrilerinden elde edilen potansiyodinamik polarizasyon parametrelerinde I_{kor} değeri 18,24 mA/cm² ve korozyon oranı 0,34758 mm/yıl olarak ölçülmüştür. Mekanik alaşımlanmış Ti5Al2,5Fe alaşımlarının korozyon testleri sonrası yüzeyleri incelendiğinde, numunelerin yüzeyinde farklı boyutlarda çukurcukların olduğu ve bu nedenle yüzeylerde çukurcuk korozyonunun olduğu belirlenmiştir.
- Mekanik alaşımlanmış Ti15Mo alaşımının tafel eğrilerinden elde edilen potansiyodinamik polarizasyon parametrelerinde I_{kor} değeri 36,969 mA/cm² ve korozyon oranı 0,54448 mm/yıl olarak ölçülmüştür. Mekanik alaşımlanmış Ti15Mo alaşımının korozyon testleri sonrası yüzeyleri incelendiğinde, numunelerin yüzeyinde çok küçük boyutlarda çukurcukların olduğu belirlenmiştir.
- Mekanik alaşımlanmış Ti5Al2,5Fe ve Ti15Mo alaşımlarında yapay vücut sıvısı ve sıcaklığı ortamında yapılan aşınma testleri sonucunda, yük miktarı arttıkça ağırlık kaybı ve aşınma oranı artmıştır. Her iki alaşımda en yüksek ağırlık kaybının ve aşınma oranı 30 N yük uygulanan numunelerde görülmüştür. Mekanik alaşımlanmış Ti5Al2,5Fe ve Ti15Mo alaşımlarının aşınma yüzeylerinden genel olarak, abrasif aşınma mekanizmasının aktif olduğu anlaşılmıştır.

Daha sonra yapılacak çalışmalar için öneriler;

- Mekanik alaşımlama ile üretilen titanyum alaşımlarına yüzey modifikasyonu uygulanarak aşınma ve korozyon davranışlarına etkisi incelenebilir.
- Mekanik alaşımlama ile üretilen titanyum alaşımlarının farklı vücut sıvılarında aşınma ve korozyon davranışları incelenebilir.
- Her korozyon ölçme yöntemi ile aynı sonuçların elde edilmesi mümkün değildir. Bu nedenle mekanik alaşımlama ile üretilen alaşımlar farklı korozyon ölçme yöntemleri ile test edilerek daha doğru ve kesin sonuçlara ulaşılabilir.
- Toz metalürjisi yöntemi ile üretilen titanyum alaşımı biyomalzemelerin korozyon, aşınma ve yorulma davranışları önemlidir. Bu çalışmada korozyon ve aşınma davranışları incelenmiştir. Daha sonraki çalışmalarda yorulma davranışları incelenebilir.

KAYNAKLAR

Akdoğan, G., Sarıtaş, S., “Toz Metalürjisinin Biyomalzemelerin Gelişimindeki Katkısı”, **3. Uluslararası Toz Metalürjisi Konferansı**, Gazi Üniversitesi, Ankara, 1244-1262 (4-8 Eylül 2002).

Alvarado, J., Maldonado, R., Marxuach, J. And Otero, R., “Biomechanics of hip and knee prostheses” *Applications of Engineering Mechanics in Medicine*, GED-University of Puerto Rico Mayaguez, 6: 22 (2003).

Andersen, P.J., “Medical and Dental Application”, *Journal of Powder System and Applications*, 657-663 (1982).

Anık, S., Dikicioğlu, A., Vural, M., “Bakım ve Tamir İşlerinde Kaynak ve Metal Püskürtme”, *Metal ve Kaynak*, 49: 21-25 (1993).

Anık, S., “Malzeme Bilgisi ve Muayenesi”, W. Weissbach’ın Werkstoffkundeund Werkstoffprüfung adlı eserinden çeviri, *Kurtuluş Matbaası*, İstanbul, 28-35, (1977).

Arifin, A., Sulong, A. B., Muhamad, N., Syarif, J., and Ramli, M. I., “Material processing of hydroxyapatite and titanium alloy (HA/Ti) composite as implant materials using powder metallurgy: a review”, *Materials & Design*, 55: 165-175 (2014).

ASM Handbook, Alloy Phase Diagrams, *ASM International Handbook Committee*, Volume 3, ABD, (1992).

ASM Handbook, Powder Metal Technologies and Applications, *ASM International Handbook Committee*, Volume 7, (1998).

ASTM F-67-89, *Chemical Composition of Ti and Its Alloys*, 39 (1992).

ASTM, F136-84, *Mechanical Properties of Ti and Its Alloys*, 55 (1992).

Aygün, H., “Korozyon ve Jeotermal Uygulamalar”, *Jeotermal Enerji Seminerleri*, Geocen Web Sayfası, (2003).

Ayhan, H., “Biyomalzemeler”, *Bilim ve Teknik*, 513: 2-11 (2002).

Bardal, E., “Corrosion and protection”, *Springer*, London, 122-135 (2007).

Bartolomeu, F., Sampaio, M., Carvalho, O., Pinto, E., Alves, N., Gomes, J. R., and Miranda, G. “Tribological behavior of Ti6Al4V cellular structures produced by Selective Laser Melting”, *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*, 69: 128-134 (2017).

Bhandari, J., Khan, F., Abbassi, R., Garaniya, V. and Ojeda, R., “Modelling of pitting corrosion in marine and offshore steel structures – a technical review”, *J. Loss Prev. Process Ind.*, 37: 39-62 (2015).

Bhola, R., Chandra, C., Alabbas, F. M., Kundu, S., Mishra, B. and Olson, D. L., “Corrosion response of Ti6Al4V and Ti15Mo dental implant alloys in the presence of listerine oral rinse”, *International Journal of Corrosion*, 7 (2013).

Biehl, V. and Breme, J., “Metallic biomaterials”, *Materialwissenschaft und Werkstofftechnik*, 32 (2): 137-141 (2001).

Bilhan, H., “Çeşitli organik tükürük komponentlerinin diş hekimliğinde kullanılan farklı döküm alaşımları ve amalgam’ın korozyonu üzerine etkisi”, Doktora Tezi, *İstanbul Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü*, İstanbul, 25-29 (2003).

Black, J. and Hastings, G., “Handbook of Biomaterial Properties”, *Chapman & Hall*, 136-198 (2001).

Blackwood, D. J., Chua, A. W. C., Seah, K. H. W., Thampuran, R. and Teoh, S. H., “Corrosion behaviour of porous titanium–graphite composites designed for surgical implants”, *Corrosion Science*, 42 (3): 481-503 (2000).

Bolzoni, L., Esteban, P. G., Ruiz-Navas, E. M., and Gordo, E., “Mechanical behaviour of pressed and sintered titanium alloys obtained from prealloyed and blended elemental powders”, *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*, 14: 29-38 (2012).

Bolzoni, L., Ruiz-Navas, E. M., and Gordo, E., “Feasibility study of the production of biomedical Ti-6Al-4V alloy by powder metallurgy”, *Materials Science and Engineering: C*, 49: 400-407 (2015).

Bongaerts, J. H. H., Rossetti, D. and Stokes, J. R., “The lubricating properties of human whole saliva”, *Tribology Letters*, 27 (3): 277-287 (2007).

Božić, D., Cvijović, I., Vilotijević, M. and Jovanović, M. T., “The influence of microstructural characteristics on the mechanical properties of Ti6Al4V alloy produced by the powder metallurgy technique”, *Journal of the Serbian Chemical Society*, 71 (8-9): 985-992 (2006).

Browne, M., and Gregson, P.J., “Surface modification of titanium alloy implants”, *Biomaterials*, 15 (11): 894-898 (1993).

Buciumeanu, M., Araujo, A., Carvalho, O., Miranda, G., Souza, J. C. M., Silva, F. S., and Henriques, B., “Study of the tribocorrosion behaviour of Ti6Al4V–HA biocomposites”, *Tribology International*, 107: 77-84 (2017).

Büyükkelleci, Ü., “Yeni bir aşınma test cihazı tasarımı ve bazı metallerin aşınma davranışlarının araştırılması”, Yüksek Lisans Tezi, *Fırat Üniversitesi, Fen Bilimleri Enstitüsü*, Elazığ, 50-65 (2008)

Cao, F., Kumar, P., Koopman, M., Lin, C., Fang, Z. Z., and Chandran, K. R., “Understanding competing fatigue mechanisms in powder metallurgy Ti–6Al–4V alloy: Role of crack initiation and duality of fatigue response”, *Materials Science and Engineering: A*, 630: 139-145 (2015).

Ceyhan T. ve Köse, N., “Ortopedide biyomalzeme kullanımı: genel bilgiler ve tanımlar”, *TOTBİD Dergisi*, 10 (2): 79-82 (2011).

Chen, Y. Y., Xu, L. J., Liu, Z. G., Kong, F. T. and Chen, Z. Y., “Microstructures and properties of titanium alloys Ti-Mo for dental use”, *Transactions of Nonferrous Metals Society of China*, 16: 824-828 (2006).

Chen, Z. K., Meng, C., Dong, J. X., Zhou, T., Tong, X. and Zhou, H., “The comparative study of W/Cr addition in Fe-base by laser surface alloying on fatigue wear resistance of GCr”, *Surface and Coatings Technology*, 286: 25-35 (2016).

Cheng, X. Y., Li, S. J., Murr, L. E., Zhang, Z. B., Hao, Y. L., Yang, R., and Wicker, R. B., “Compression deformation behavior of Ti–6Al–4V alloy with cellular structures fabricated by electron beam melting”, *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*, 16: 153-162 (2012).

Choubey, A., Basu, B. and Balasubramaniam, R., “Tribological behaviour of Ti-based alloys in simulated body fluid solution at fretting contacts”, *Materials Science and Engineering: A*, 379 (1): 234-239 2004.

Cordero, Z. C., Knight, B. E. and Schuh, C. A., “Six decades of the Hall–Petch effect—a survey of grain-size strengthening studies on pure metals”, *International Materials Reviews*, 61 (8): 495-512 (2016).

Cömert, I., “Biyomalzemelerin gelişmesine toz metalürjisinin etkisi”, Yüksek Lisans Tezi, *Yıldız Teknik Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü*, 24-25 (2005).

Çelikyürek, İ., “Demir alüminantların borlanması ve aşınma özelliklerinin belirlenmesi”, Doktora Tezi, *Eskişehir Osmangazi Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü*, 107-108 (2006).

Dabrowski, J. R. and Oksiuta, Z., “Poros implantation material from vitalium alloy powder”, *Material Engineering*, 4 (200): 174-178 (2000).

Davidson, J. A., Mishra, A. K., Kovacs, P. and Poggie, R. A., “New surface-hardened, low-modulus, corrosion-resistant Ti-13Nb-13Zr alloy for total hip arthroplasty”, *Bio-medical Materials and Engineering*, 4 (3): 231-243 (1994).

De Meo, D. and Oterkus, E., “Finite element implementation of a peridynamic pitting corrosion damage model”, *Ocean Engineering*, 135: 76-83 (2017).

Dee, K. C., Puleo, D. A., and Bizios, R., “An introduction to tissue-biomaterial interactions”, *Cell Mol. Biol.*, 8: 419-425 (2004).

Duggirala, R. and Shivpuri, R., “Effects of processing parameters in P/M steel forging on part properties: A review part I powder preparation, compaction, and

sintering”, *Journal of Materials Engineering and Performance*, 1(4): 495-503 (1992).

Elias, C. N., Fernandes, D. J., Resende, C. R. S. and Roestel, J., “Mechanical properties, surface morphology and stability of a modified commercially pure strength titanium alloy for dental implants”, *Dental Materials*, 31 (2): e1-e13 2015.

Fındık, F., ve Coşan, M., “Biomedikal Uygulamalarda Metalik Malzeme Seçimi”, *Makine ve Metal Teknolojisi Dergisi*, 129 (9): 32-40 (2002).

Galvele, J. R., “Tafel’s law in pitting corrosion and crevice corrosion susceptibility”, *Corrosion Science*, 47 (12): 3053-3067 (2005).

Ganesh, B. K. C., Ramanaih, N., Bhuvanewari, N. and Pammi, S. V. N., “Effect of Hank’s solution and shot blasting on the tribological behavior of titanium implant alloys”, *International Journal of Materials and Biomaterials Applications*, 2 (1): 5-11 (2012).

Geetha, M., Singh, A. K., Asokamani, R., and Gogia, A. K., “Ti based biomaterials, the ultimate choice for orthopaedic implants—a review”, *Progress In Materials Science*, 54 (3): 397-425 (2009).

German, R. M., “Powder metallurgy & Particulate Materials Processing 1st ed.” Çeviri Editörleri, Sarıtaş, S., Türker, M., Durlu, N., *Türk Toz Metalurjisi Derneği*, Ankara, 59-94 (2016).

Gollapudi, S., “Grain size distribution effects on the corrosion behaviour of materials”, *Corrosion Science*, 62: 90-94 (2012).

Gooch J., “Encyclopedic Dictionary of Polymers”, *Springer*, New York, 779 (2007).

Güven, Ş. Y., “Biyouyumluluk Ve Biyomalzemelerin Seçimi”, *Mühendislik Bilimleri ve Tasarım Dergisi*, 2 (3): 303-311 (2014).

Harmer, S., “Guide to wear problems and testing for industry”, *Materials Science and Technology*, 17 (5): 612 (2001).

He, G., Eckert, J., Dai, Q. L., Sui, M. L., Löser, W., Hagiwara, M., and Ma, E., “Nanostructured Ti-based multi-component alloys with potential for biomedical applications”, *Biomaterials*, 24 (28): 5115-5120 (2003).

Henriques, V. A. R., Galvani, E. T., Petroni, S. L. G., Paula, M. S. M. and Lemos, T. G., “Production of Ti-13Nb-13Zr alloy for surgical implants by powder metallurgy”, *Journal of Materials Science*, 45 (21): 5844-5850 (2010).

Ho, W. F., “A comparison of tensile properties and corrosion behavior of cast Ti–7.5 Mo with cp Ti, Ti-15Mo and Ti-6Al-4V alloys”, *Journal of Alloys and Compounds*, 464 (1): 580-583 (2008).

Ho, W. F., Ju, C. P. and Lin, J. C., “Structure and properties of cast binary Ti–Mo alloys”, *Biomaterials*, 20 (22): 2115-2122 (1999).

- Hsu, R. W. W., Yang, C. C., Huang, C. A., and Chen, Y. S., "Electrochemical corrosion properties of Ti-6Al-4V implant alloy in the biological environment", *Materials Science and Engineering: A*, 380 (1): 100-109 (2004).
- Hussein, M. A., Mohammed, A. S. and Al-Aqeeli, N., "Wear characteristics of metallic biomaterials: a review", *Materials*, 8 (5): 2749-2768 (2015).
- Hutchings, I. M., "Tribology: Friction And Wear Of Engineering Materials, *Metallurgy And Materials Science Series*, First Published in Great Britain, (1992).
- Iijima, D., Yoneyamab, T., Doib, H., Hamanakab, H., Kurosakia, N., "Wear properties of Ti and Ti-6Al-7Nb castings for dental prostheses", *Biomaterials*, 24: 1519-1524 (2003).
- Imam, M. A. and Fraker, A. C., "Titanium alloys as implant materials", *Medical applications of titanium and its alloys: The material and biological issues, ASTM International*, 3-15 (1996).
- Iwabuchi, A., Lee, J. W. and Uchidate, M., "Synergistic effect of fretting wear and sliding wear of Co-alloy and Ti-alloy in Hanks' solution", *Wear*, 263 (1), 492-500 (2007).
- J. J. Ramsden: 'The design and manufacture of biomedical surfaces', *CIRP Ann.-Manuf. Technol.*, 56 (2): 687-711 (2007).
- Jackson, M. J., and Ahmed, W., "Surface engineered surgical tools and medical devices", *Springer Science & Business Media*, 533- 576 (2007).
- Jonn, B.P., Young, K. K., "Biomedical Engineering Handbook, Unit:37" *Metallic Biomaterials*, 2000.
- Júnior, M., Severino, J. R., Nogueira, R. A., Araújo, R. O. D., Donato, T. A. G., Arana-Chavez, V. E. and Grandini, C. R., "Preparation and characterization of Ti-15Mo alloy used as biomaterial", *Materials Research*, 14 (1): 107-112 (2011).
- Karanjai, M., Sundaresan, G. V. N., Rao, T. R., Mohan, R. and Kashyap, B. P, "Development of titanium based biocomposite by powder metallurgy processing with in situ forming of Ca-P phases" *Materials Science and Engineering: A*, 447 (1): 19-26 (2007).
- Kipouros, G. J., Caley, W. F., and Bishop, D. P., "On the advantages of using powder metallurgy in new light metal alloy design", *Metallurgical and Materials Transactions A*, 37 (12): 3429-3436 (2006).
- Koike, M., Cai, Z., Fujii, H., Brezner, M. and Okabe, T., "Corrosion behavior of cast titanium with reduced surface reaction layer made by a face-coating method", *Biomaterials*, 24: 4541-4549 (2003).
- Kokubo, T., Kushitani, H., Sakka, S., Kitsugi, T. And Yamamuro, T., "Solutions able to reproduce in vivo surface-structure changes in bioactive glass-ceramic A-W", *Journal of Biomedical Materials Research*, 24 (6); 721-734 (1990).

Kökden, M.U., "GGG 50 ve GGG 80 sınıfı küresel grafitli dökme demirlerin abrasiv aşınma davranışına östemperleme işleminin etkisi" , Yüksek Lisans Tezi, **İstanbul Teknik Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü**, İstanbul, 92-121 (1998).

Kumar, S., and Narayanan, T. S., "Electrochemical characterization of β -Ti alloy in Ringer's solution for implant application", **Journal of alloys and compounds**, 479 (1): 699-703 (2009).

Kurgan, N., "T/M paslanmaz çelik implantlarının üretimi ve teknolojik özellikleri üzerine bir araştırma", **Celal Bayer Üniversitesi, Fen Bilimleri Enstitüsü**, Manisa, Doktora Tezi , 25-46 (2005).

Kurt A., "Katı hal birleştirmeler için difüzyon kaynağı", **Kaynak Teknolojisi I. Ulusal Kongresi**, Ankara, 77-84 (13-15 Kasım 1997).

Kuzucu, V., Ceylan, M., Çelik, H. and Aksoy, I., "Phase investigation of a cobalt base alloy containing Cr, Ni, W and C", **Journal of Materials Processing Technology**, 74 (1-3), 137-141 (1998).

Langer R., Cima L.G., Tamada J.A. and Wintermantel E., "Future directions in biomaterials", **Biomaterials**, 11: 742, 1996.

Lautenschlager, E. P. and Monaghan, P. "Titanium and titanium alloys as dental materials", **International Dental Journal**, 43 (3): 245-253 (1993).

Lee, E. B., Han, M. K., Kim, B. J., Song, H. J., and Park, Y. J., "Effect of molybdenum on the microstructure, mechanical properties and corrosion behavior of Ti alloys", **International Journal of Materials Research**, 105 (9): 847-853 (2014).

Leyens, C. and Peters M., "Titanium and titanium alloys-fundamentals and applications", **Wiley VCH Weinheim**, 423-451 (2003).

Li, T., Jiang, F., Olevsky, E. A., Vecchio, K. S., and Meyers, M. A., "Damage evolution in Ti6Al4V–Al₃Ti metal-intermetallic laminate composites", **Materials Science and Engineering: A**, 443 (1): 1-15 (2007).

Lütjering, G. and Williams J. C., "Titanium", **Springer**, Berlin, 2007.

Mareci, D., Bocanu, C., Nemtoi, G. and Aelenei, D., "Electrochemical behaviour of titanium alloys in artificial saliva", **Journal of the Serbian Chemical Society**, 70 (6): 891-897 (2005).

Mareci, D., Chelariu, R., Ivanescu, S., Gordin, D. M., Cretescu, I., and Gloriant, T., "Electrochemical behavior of a new titanium alloy for dental applications", **Revista de Chimie**, 60: 787-793 (2009).

Mareci, D., Lucero, V., and Mirza, J., "Effect of replacement of vanadium by iron on the electrochemical behaviour of titanium alloys in simulated physiological media", **Revista de Metalurgia**, 45 (1): 32-41 (2009).

Mohammed, M. T., Khan, Z. A., Geetha, M., and Siddiquee, A. N., “Microstructure, mechanical properties and electrochemical behavior of a novel biomedical titanium alloy subjected to thermo-mechanical processing including aging”, *Journal of Alloys and Compounds*, 634: 272-280 (2015).

Mohan, P., Amigo, A. and Amigo, V. “Effects of Fe and Mo content on the microstructure and mechanical properties of Ti-Mo based alloys prepared by elemental blend and mechanical alloying technique”, *Transactions of PMAI*, 42 (1): 25-31 (2016).

Newkirk, J. W., and Kosher, R. A., “Designing with powder metallurgy alloys” *Handbook of Mechanical Alloy Design*, (2004).

Niinomi, M., “Mechanical biocompatibilities of titanium alloys for biomedical applications”, *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*, 1 (1): 30-42 (2008).

Niinomi, M., “Metallic biomaterials”, *J. Artif. Organs*, 11 (3): 105-110 (2008).

Niinomi, M., “Recent metallic materials for biomedical applications”, *Metallurgical and Materials Transactions a-Physical Metallurgy and Materials Science*, 33: 477-486 (2002).

Novák, P., Kříž, J., Michalcová, A., and Vojtěch, D. “Effect of alloying elements on properties of PM Ti-Al-Si alloys”, *Acta Metallurgica Slovaca*, 19 (4): 240-246 (2013).

Oliveira, N. T. C. and Guastaldi, A. C., “Electrochemical stability and corrosion resistance of Ti–Mo alloys for biomedical applications”, *Acta Biomaterialia*, 5 (1): 399-405 (2009).

Onur, A. ve Arslan, F., “Yağ atomizasyonu yöntemiyle alüminyum alaşımı ve kalay tozu üretimi”, *1. Ulusal Toz Metalürjisi Konferansı*, Ankara, 193-206 (16-17 Eylül 1996).

Özyürek, D., Özbilen, S. and Çetinkaya, C., “An investigation of contamination in titanium during mechanical milling and sintering”, *4th International Powder Metallurgy Conference*, Turkey, 1249-1257 (2005).

Özyürek, D. and Tekeli, S., “Wear properties of titanium and Ti6Al4V titanium alloy by mechanical milling”, *High Temperature Materials and Processes*, 30 (1-2): 175-180 (2011).

Özyürek, D., Tunçay, T., Evlen, H. and Çiftçi, İ., “Synthesis, characterization and dry sliding wear behavior of in-situ formed TiAl₃ precipitate reinforced A356 alloy produced by mechanical alloying method”, *Materials Research*, 18 (4): 813-820 (2015).

Park, J. B. and Lakes, R. S., “Biomaterials”, *Planum Pres*, New York and London, 66-115 (1992).

- Pasinli, A., “Biyomedikal uygulamalarda kullanılan biyomalzemeler”, *Makine Teknolojileri Elektronik Dergisi*, 4: 25-35 (2004).
- Ramesh, C. S., Seshadri, S. K., Iyer, K. J. L., “A Survey of aspects of wear of metals”, *Indian Journal of Technology*, 29 (4), 179-185 (1991).
- Ramsden, J. J., Allen, D. M., Stephenson, D. J., Alcock, J. R., Peggs, G. N., Fuller, G. and Goch, G., The design and manufacture of biomedical surfaces. *CIRP Annals-Manufacturing Technology*, 56 (2): 687-711 (2007).
- Ren, G., Zhang, Z., Zhu, X., Men, X., Jiang, W., and Liu, W., “Sliding wear behaviors of Nomex fabric/phenolic composite under dry and water-bathed sliding conditions”, *Friction*, 2 (3): 264-271 (2014).
- Revie, R. W., and Uhlig, H. H., “Corrosion and corrosion control: an introduction to corrosion science and engineering”, *Hoboken New Jersey*, 425-434 (2008).
- Ribeiro, A. L. R., Junior, R. C., Cardoso, F. F., Fernandes Filho, R. B. and Vaz, L. G., “Mechanical, physical, and chemical characterization of Ti-35Nb-5Zr and Ti-35Nb-10Zr casting alloys”, *Journal of Materials Science: Materials in Medicine*, 20 (8): 1629-1636 (2009).
- Roa, J. J., Fargas, G., Jimenez-Pique, E. and Mateo, A., “Deformation Mechanisms induced under high cycle fatigue tests in a metastable austenitic stainless steel”, *Materials Science and Engineering: A*, 597: 232-236 (2014).
- Robert, M., “Cobalt-base alloys used in bone surgery”, *Injury, International Journal of the Care of the Injured*, 31 (2000).
- Rondelli, G., and Vicentini, B., “Effect of copper on the localized corrosion resistance of Ni-Ti shape memory alloy”, *Biomaterials*, 23 (3): 639-644 (2002).
- Sarıkaya, Ö., “Aşınmaya karşı yüzey mühendisliği yöntemleri”, *Korozyon Derneği Yayını*, Ankara, 1-60 (2007).
- Sarıtaş S., “Toz metalürjisi, Makina Mühendisleri El Kitabı, Cilt 1, (2.Baskı)”, *MMO Yayınları*, Ankara, 64-83 (1994).
- Schutz, R. W., and Watkins, H. B., “Recent developments in titanium alloy application in the energy industry” *Materials Science and Engineering: A*, 243 (1): 305-315 (1998).
- Sikka, V. K., Baldwin, R. H., Howell, C. R., and Reinshagen, J. H., “Powder production, processing, and properties of Fe sub 3 Al”, *Advances in Powder Metallurgy*, 2: 207-217 (1990).
- Silva, F. J., Casais, R. B., Martinho, R. P. and Baptista, A. P. M., “Role of abrasive material on micro-abrasion wear tests”, *Wear*, 271 (9): 2632-2639 (2011).

- Simsek, I. and Ozyurek, D., “The Effect of α_2 -Phase (Ti₃Al) on the Wear Behavior of Titanium Alloys Added Small Amounts of Fe”, *Acta Physica Polonica A*, 131(1): 99-101 (2017).
- Siqueira, R. P., Sandim, H. R. Z., Hayama, A. O. F., and Henriques, V. A. R. Microstructural evolution during sintering of the blended elemental Ti–5Al–2.5 Fe alloy, *Journal of Alloys and Compounds*, 476 (1): 130-137 (2009).
- Somunkıran, İ. ve Çelik, H., “T/M yöntemiyle üretilmiş Co esaslı Co-Cr-Mo alaşımlarının mikro yapı ve mekanik özelliklerine Cr oranının etkisi”, *Fırat Üniversitesi Fen Ve Mühendislik Bilimleri Dergisi*, 19 (2): 235-241 (2007).
- Sun F., Zúñiga A., Rojas P. and Lavernia E. J., “Thermal stability and recrystallization of nanocrystalline Ti produced by cryogenic milling”, *Metallurgical and Materials Transactions A*, 37 (7): 2069-2078 (2006).
- Suryanarayana, C., “Mechanical alloying and milling”, *Progress In Materials Science*, 46 (1): 1-184 (2001).
- Sutherland, D. S., Forshaw, P. D., Allen, G. C., Brown, I. T. and Williams, K. R., “Surface analysis of titanium implants”, *Biomaterials*, 14 (12): 893-899 (1993).
- Taddei, E. B., Henriques, V. A. R., Silva, C. R. M. and Cairo, C. A. A., “Production of new titanium alloy for orthopedic implants”, *Materials Science and Engineering: C*, 24 (5): 683-687 (2004).
- Tunçay, T., “A356 Alaşımında Cu Miktarının Mikroyapı ve Aşınma Davranışı Üzerine Etkisi”, *Politeknik Dergisi*, 19 (4): 585-592 (2016).
- Uluengin, B., “Mimari Metaller Özellikleri, Bozulma Nedenleri, Koruma Ve Restorasyon Teknikleri”, *Birsen Yayınevi*, İstanbul, (2006).
- Ureña, J., Gordo, E., Ruiz-Navas, E., Vilaboa, N., Saldaña, L., and Jiménez-Morales, A., “Electrochemical comparative study on corrosion behavior of conventional and powder metallurgy titanium alloys in physiological conditions” *Metal Powder Report*, (2016).
- Vanzillotta, P. S., Sader, M. S., Bastos, I. N., & de Almeida Soares, G., “Improvement of in vitro titanium bioactivity by three different surface treatments” *Dental materials*, 22 (3): 275-282 (2006).
- Vasilescu, E., Drob, P., Raducanu, D., Cinca, I., Mareci, D., Moreno, J. C., and Rosca, J. M., “Effect of thermo-mechanical processing on the corrosion resistance of Ti6Al4V alloys in biofluids” *Corrosion Science*, 51 (12): 2885-2896 (2009).
- Veiga, C., Davim, J. P., and Loureiro, A. J. R., “Properties and applications of titanium alloys: a brief review”, *Reviews on Advanced. Materials Science*, 32 (2): 133-148 (2012).

Vencl, A., Bobić, I., Jovanović, M. T., Babić, M. and Mitrović, S., “Microstructural and tribological properties of A356 Al–Si alloy reinforced with Al₂O₃ particles”, *Tribology Letters*, 32 (3): 159-170 (2008).

Wagner, M. “Medium-term results of a modern metal-on-metal system in total hip replacement”, *Arthroplast*, Springer, Japan, 49-62 (2001).

Welsch, G., Boyer, R. and Collings, E. W., “Materials properties handbook: titanium alloys”, *ASM international*, 483-633 (1993).

Xu, L. J., Xiao, S. L., Jing, T. I. A. N. and Chen, Y. Y., “Microstructure, mechanical properties and dry wear resistance of β -type Ti–15Mo–xNb alloys for biomedical applications”, *Transactions of Nonferrous Metals Society of China*, 23 (3): 692-698 (2013).

Yalçın B., Varol R., “Ti-6Al-4V ve Ti-5Al-2.5Fe alaşımlarının toz metalürjisi yöntemiyle imalatı ve bazı mekanik özelliklerinin araştırılması”, *Politeknik Dergisi*, 11 (3): 235-241, (2008).

Yamanoglu, R., Efendi, E. and Daoud, I., “Sintering properties of mechanically alloyed Ti-5Al-2.5Fe”, *Simulation*, 1, 10007045 (2017).

Ye, X., Zion, T. H., Tang, G., and Song, G., “Mechanical properties and phase transition of biomedical titanium alloy strips with initial quasi-single phase state under high-energy electropulses”, *Journal of the mechanical behavior of biomedical materials*, 42: 100-115 (2015).

Zadpoor, A. A., “Mechanics of additively manufactured biomaterials”, *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*, 70:1-6 (2017).

Zhang K, Mei J, Wain N and Wu X., “Effect of hot-isostatic-pressing parameters on the microstructure and properties of powder Ti-6Al-4V hot-isostatically-pressed samples”, *Metallurgical and Materials Transactions A*, 41 (4): 1033-1045, (2010).

Zmitrowicz, A., “Wear patterns and laws of wear—a review”, *Journal of Theoretical and Applied Mechanics*, 44 (2): 219-253 (2006).

ÖZGEÇMİŞ

İjlal ŞİMŞEK 1985 yılında Osmaniye’de doğdu, ilkokul ve ortaokul öğrenimini aynı şehirde tamamladı. İskenderun Anadolu Meslek ve Meslek Lisesi Bilgisayar Bölümü’nden mezun oldu. 2005 yılında Karabük Üniversitesi Tasarım ve Konstrüksiyon Öğretmenliği bölümünde öğrenime başlayarak 2009 yılında mezun oldu. 2011 yılında Karabük Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü Makine Eğitimi Anabilim dalında yüksek lisansını tamamladı. 2011 yılında Karabük Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü İmalat Mühendisliği Anabilim dalında doktora eğitimine başladı. 2011 yılından beri Karabük Üniversitesi TOBB Teknik Bilimler Meslek Yüksekokulu Makine ve Metal Teknolojileri bölümünde Öğretim Görevlisi olarak çalışmaktadır.

ADRES BİLGİLERİ

Adres : Karabük Üniversitesi TOBB Teknik Bilimler Meslek Yüksekokulu
Balıklarkayası Mevkii/KARABÜK

Tel : (545) 507 00 92

E-posta : ijlalispir@karabuk.edu.tr