



T.C.

ALANYA ALAADDİN KEYKUBAT ÜNİVERSİTESİ

LİSANSÜSTÜ EĞİTİM ENSTİTÜSÜ

METALURJİ VE MALZEME MÜHENDİSLİĞİ ANA BİLİM DALI

**TİTANYUM İMPLANTININ TRİBOKOROZYON
ÖZELLİKLERİNİN İNCELENMESİ VE SAYISAL GÖRÜNTÜ
İŞLEME TEKNİKLERİ KULLANILARAK TRİBOKOROZYONUN
ANALİZİ**

Yüksek Lisans

Bilal UĞURLU

**Danışman
Dr. Öğr. Üyesi Emrah IRMAK**

**ALANYA
2022**

T.C.
ALANYA ALAADDİN KEYKUBAT ÜNİVERSİTESİ
LİSANSÜSTÜ EĞİTİM ENSTİTÜSÜ

TİTANYUM İMPLANTININ TRİBOKOROZYON ÖZELLİKLERİNİN
İNCELENMESİ VE SAYISAL GÖRÜNTÜ İŞLEME TEKNİKLERİ
KULLANILARAK TRİBOKOROZYONUN ANALİZİ

Bilal UĞURLU

Anabilim Dalı: Metalurji Ve Malzeme Mühendisliği Ana Bilim Dalı

Program Adı: Nanobilim Ve Nanomühendislik Programı

Danışman

Dr. Öğr. Üyesi Emrah IRMAK

Bu tez çalışması BAP Komisyonunca kabul edilen 2021-02-10-LTP01 nolu proje kapsamında desteklenmiştir.

ALANYA
(2022)

JÜRİ VE ENSTİTÜ ONAYI

Bilal UĞURLU'nun "Titanyum İmplantının Tribokorozyon Özelliklerinin İncelenmesi ve Sayısal Görüntü İşleme Teknikleri Kullanılarak Tribokorozyonun Analizi" başlıklı tezi 23/12/2022 tarihinde aşağıdaki jüri tarafından değerlendirilerek "Alanya Alaaddin Keykubat Üniversitesi Lisansüstü Eğitim-Öğretim Yönetmeliği"nin ilgili maddeleri uyarınca, Metalurji ve Malzeme Mühendisliği Anabilim Dalında Yüksek Lisans tezi olarak oy birliği ile kabul edilmiştir.

	Unvanı-Adı Soyadı	İmza
Üye (Tez Danışmanı) :	Dr. Öğr. Üyesi Emrah IRMAK	
Üye :	Dr. Öğr. Üyesi Alper İNCESU	
Üye :	Dr. Öğr. Üyesi Ümit Akın USLU	

Doç. Dr. Derman VATANSEVER BAYRAMOL

Enstitü Müdürü

ETİK İLKE VE KURALLARA UYGUNLUK BEYANNAMESİ

Bu tezin bana ait, özgün bir çalışma olduğunu; çalışmamın hazırlık, veri toplama, analiz ve bilgilerin sunumu olmak üzere tüm aşamalarında bilimsel etik ilke ve kurallara uygun davrandığımı; bu çalışma kapsamında elde edilemeyen tüm veri ve bilgiler için kaynak gösterdiğimi ve bu kaynaklara kaynakçada yer verdiğimi; bu çalışmamın Alanya Alaaddin Keykubat Üniversitesi tarafından kullanılan “bilimsel intihal tespit programıyla tarandığını ve “intihal içermediğini” beyan ederim. Herhangi bir zamanda, çalışmamla ilgili yaptığım bu beyana aykırı bir durumun saptanması durumunda, ortaya çıkacak tüm ahlaki ve hukuki sonuçlara razı olduğumu bildiririm.

Bilal UĞURLU

TEŞEKKÜR

Bu bilimsel çalışmanın gerçekleştirilmesinde, başından sonuna kadar bilgi ve tecrübesinden yararlandığım, sabrını, desteğini ve samimiyetini esirgemeyen, değerli hocam sayın Dr. Öğr. Üyesi Emrah IRMAK 'a saygı ve teşekkürlerimi sunarım.

Çalışmalarımı yönlendirmemde, araştırmalarımnda bilgi, öneri ve yardımlarını esirgemedi, yetiştirme ve gelişmeye katkıda bulunan hocam sayın Dr. Öğr. Üyesi Alper İNCESU katkılarından dolayı teşekkür ederim. Bu çalışmada sağladıkları olanaklardan dolayı teşekkürlerimi bir borç bilirim.

Yapılan tez çalışması, Alanya Alaaddin Keykubat Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri Komisyonu tarafından 2021-02-10-LTP01 numaralı proje kapsamında desteklenmiştir. Bilimsel Araştırma Projeleri Birimine ve Alanya Alaaddin Keykubat Üniversitesi Rektörlüğüne desteklerinden dolayı teşekkürlerimi sunarım.

Hayatımın tüm aşamalarında her zaman yanımda olan, her türlü maddi ve manevi desteği sağlayan aileme teşekkür etmeyi borç bilirim.

ÖZET

TİTANYUM İMPLANTININ TRİBOKOROZYON ÖZELLİKLERİNİN İNCELENMESİ VE SAYISAL GÖRÜNTÜ İŞLEME TEKNİKLERİ KULLANILARAK TRİBOKOROZYONUN ANALİZİ

Bilal UĞURLU

Metalurji ve Malzeme Mühendisliği Ana Bilim Dalı

Alanya Alaaddin Keykubat Üniversitesi Lisansüstü Eğitim Enstitüsü

Aralık, 2022 (81 Sayfa)

Bu tez çalışmasında Titanyum implantının simüle edilmiş bir vücutsal ortama tabi tutulduğunda Titanyum implant malzemelerindeki aşınma ve korozyon olgusunun etkilerinin nicel olarak hesaplanması amaçlanmıştır. Titanyum implant, materyal bozulmasının yaygın olarak görüldüğü implant ile dayanak alaşımı arasındaki arayüzde Tribokorozyona uğrayan mekanik bir sistemdir. Sahadan elde edilen ve mevcut durumda ameliyatlarda aktif olarak kullanılan söz konusu malzemenin (Titanium-Ti6Al4V) yeterince fazla sayıda numunesi hazırlanarak bu malzemenin aşınma katsayısı, aşınma hacmi kaybı ve korozyon hızı gibi Tribokorozyon için oldukça önemli olan parametreler deneysel olarak laboratuvar ortamında belirlenmiştir. Benzetilmiş vücutsal ortamlarda bu tür aşındırıcı mekanik sistemlerin kapsamlı değerlendirmesi, çeşitli implant-implant alaşım malzemelerinin kombinasyonları için implant ve dayanak alaşımı arasındaki arayüzde aşınma ve korozyon etkileşimlerinden dolayı meydana gelen malzeme kaybının net bir şekilde anlaşılmasını sağlar. Söz konusu malzemeler, belirli bir sayıdaki döngü için ilgili standartlara uygun olarak kuru kayma aşınmasına maruz bırakılarak pin-on-disk kombinasyonları için aşınma hacmi kaybı ve sürtünme katsayısı aynı anda kaydedilmiştir. Gerçekçi koşulları arttırmak için, malzemelerin küçük bir yüzey alanı, daha sonra malzemelerin vücut pH seviyelerinde elektrokimyasal davranışını kolaylaştırmak için in-vitro (laboratuvar ortamında veya yapay koşullarda) olarak kullanılan Yapay Vücut Sıvısı (Artificial Body Fluids) varlığında korozyon kinetiğindeki eşzamanlı değişiklikleri ortaya çıkarılmıştır. Sonuçların Titanyumun vücut implantlarında hem aşınma hem de korozyon nedeniyle malzeme kaybına direnmek için ne kadar uygun olduğu araştırılmıştır. Taramalı elektron mikroskobu (SEM) kullanılarak sayısal görüntü işleme teknikleri

yardımıyla Ti6Al4V alaşımının aşınan ve korozyona maruz kalan bölgelerin görüntü iyileştirmesi sağlanarak morfolojik çıkarımlar yapılmıştır.

Anahtar Kelimeler: Titanyum, Aşınma, Korozyon, Tribokorozyon, Sayısal Görüntü İşleme, Yapay Vücut Sıvısı



ABSTRACT

INVESTIGATION OF TRIBOCORROSION PROPERTIES OF THE TITANIUM IMPLANT AND ANALYSIS OF TRIBOCORROSION USING DIGITAL IMAGE PROCESSING TECHNIQUES

Bilal UĞURLU

Department of Metallurgical and Materials Engineering
Graduate School of Alanya Alaaddin Keykubat University

December, 2022

In this thesis, it is aimed to quantitatively calculate the effects of wear and corrosion phenomenon on Titanium implant materials when the Titanium implant is exposed to a simulated bodily environment. The Titanium implant is a mechanical system that undergoes Tribocorrosion at the interface between the implant and the abutment alloy, where material degradation is common. A sufficient number of samples of the aforementioned material (Titanium-Ti6Al4V) obtained from the field and currently actively used in surgeries were prepared and parameters such as wear coefficient, wear volume loss and corrosion rate of this material, which are very important for Tribocorrosion, were experimentally determined in the laboratory environment. Comprehensive evaluation of such abrasive mechanical systems in simulated bodily environments provides a clear understanding of material loss due to wear and corrosion interactions at the interface between implant and abutment alloy for various combinations of implant-implant alloy materials. The materials in question were subjected to dry sliding wear in accordance with the relevant standards for a certain number of cycles, and the wear volume loss and friction coefficient were recorded simultaneously for pin-on-disc combinations. To enhance realistic conditions, simultaneous changes in corrosion kinetics were revealed in the presence of a small surface area of the materials, then in the presence of Artificial Body Fluids, which are used in-vitro to facilitate the electrochemical behavior of the materials at body pH levels. The results were investigated how suitable Titanium is to resist material loss in body implants due to both wear and corrosion. Morphological inferences were made by using scanning electron microscopy (SEM) with the help of digital image processing techniques by providing image enhancement of the worn and corroded areas of the Ti6Al4V alloy.

Keywords: Titanium, Wear, Corrosion, Tribocorrosion, Digital Image Processing, Artificial Body Fluid



İÇİNDEKİLER

JÜRİ VE ENSTİTÜ ONAYI	i
ETİK İLKE VE KURALLARA UYGUNLUK BEYANNAMESİ	ii
TEŞEKKÜR.....	iii
ÖZET	iv
ABSTRACT.....	vi
İÇİNDEKİLER	viii
TABLolar LİSTESİ.....	x
ŞEKİLLER LİSTESİ	xi
SİMGELER VE KISALTMALAR	xiv
1. GİRİŞ	1
1.1 Tezin Konusu ve Önemi	1
1.2 Tezin Amacı.....	2
1.3 Titanyum İmplantı (Ti6Al4V)	2
1.3.1 Alfa (α) alaşımları	6
1.3.2 Süper alfa (α) ya da α alaşımına yakın (near- α) alaşımlar	6
1.3.3 $\alpha+\beta$ Titanyum alaşımları	7
1.3.4 β Titanyum alaşımları	7
1.4 Aşınma	7
1.4.1 Adezyon Aşınması.....	8
1.4.2 Abrazif Aşınma.....	9
1.4.3 Erozyon Aşınması.....	11
1.4.4 Yorulma Aşınması	11
1.5 Korozyon	12
1.5.1 Lineer Polarizasyon Testi	15
1.5.2 Tafel Bütünleşik Potansiyodinamik Testi.....	15
1.5.3 Tafel Ayrık Potansiyodinamik Testi.....	15
1.5.4 Bütünleşik Potansiyodinamik Testi	15
1.6 Sayısal Görüntü İşleme	15

1.6.1 Bölütleme.....	17
1.6.2 Histogram Eşitleme.....	18
1.6.3 Kenar Bulma	18
1.7 Sertlik Ölçüm Yöntemleri.....	19
1.7.1 Brinell Sertlik Deneyi	19
1.7.2 Rockwell Sertlik Deneyi.....	19
1.7.3 Vickers Sertlik Deneyi.....	19
1.7.4 Mikrosertlik Ölçme Yöntemleri.....	20
1.8 Aşınma İz Derinliği	20
1.9 Yapay Vücut Sıvısı	21
2.LİTERATÜR TARAMASI	23
3.YÖNTEM	26
3.1 Giriş	26
3.2 Numunelerin Hazırlanması	26
3.3 Aşınma Deneyi	29
3.4 Sertlik Deneyi	36
3.5 Aşınma İz Derinliği	37
3.6 Korozyon Deneyi.....	38
3.7 Taramalı Elektron Mikroskobu (SEM) Deneyi	41
4. BULGULAR.....	55
4.1 Aşınma Deneyi Sonuçları	55
4.2 Korozyon Deneyi Sonuçları.....	56
4.3 Taramalı Elektron Mikroskobu (SEM) Deneyi Sonuçları	56
5. SONUÇ, TARTIŞMA VE ÖNERİLER	73
6. KAYNAKLAR	75
ÖZGEÇMİŞ	81

TABLÖLAR LİSTESİ

Tablo 1.3.1 Ti6Al4V alaşımının özellikleri	2
Tablo 1.3.2 Ti6Al4V alaşımın kimyasal bileşimi	4
Tablo 1.3.3.1 $\alpha + \beta$ alaşımları ve mekanik özellikleri	7
Tablo 3.3.1 Zamanla ölçülen aşınma derinliği, sürtünme katsayısı ve sürtünme kuvveti ortalama değerleri	33
Tablo 3.4.1 Vickers sertlik deneyi sonuçları.....	37
Tablo 3.5.1 Aşınma iz derinliği ölçüm sonuçları.....	38
Tablo 3.6.1 Korozyon deneyi parametreleri	41
Tablo 4.1.1 Aşınma hızı sonuçları	55
Tablo 4.1.2 Aşınma katsayısı ölçüm sonuçları	56
Tablo 4.2.1 Korozyon hızı sonuçları.....	56

ŞEKİLLER LİSTESİ

Şekil 1.3.1 Çeşitli Titanyum malzemeleri	4
Şekil 1.3.2 Yapay kalp kapakçığı	5
Şekil 1.4.1.1 Adezyon sırasındaki metal transferi	8
Şekil 1.4.1.2 Malzeme yüzeyindeki adezyon çizikleri	9
Şekil 1.4.2.1 Abrazif aşınma	10
Şekil 1.4.2.2 Abrasif aşınma mekanizmaları	10
Şekil 1.4.3.1 Erozyon aşınma mekanizmaları	11
Şekil 1.5.1 Elektrot potansiyelinde oluşan değişimler	14
Şekil 1.6.1 (a)X-ray görüntüsü, (b)Aort anjiogram, (c)Kemik taraması	16
Şekil 1.6.2 Sayısal görüntü işlemenin temel basamakları	17
Şekil 1.8.1 Aşınma iz derinliği ölçüm cihazı.....	21
Şekil 1.9.1 Yapay vücut sıvısı	22
Şekil 1.9.2 Yapay vücut sıvısı içeriği	22
Şekil 3.2.1 (a) Hassas kesme cihazı (b) Kesilmeden önce Ti6Al4V numuneleri (c) Aşınma deneyi için hazırlanmış numuneler (d) Korozyon deneyi için hazırlanmış numuneler ..	26
Şekil 3.2.2 (a) Sıcak kalıplama cihazı (b) Fenolik reçine (c) Kesilen numunenin sıcak kalıplama haznesine yerleştirilmesi	27
Şekil 3.2.3 Hazırlanan numuneler (a) Sıcak kalıplamadan çıkan numuneler (b) Zımparalamadan önce (c) Zımparalamadan sonra (d) Zımparalama Kağıtları	29
Şekil 3.3.1 UTS Tribometer T10 test cihazı	30
Şekil 3.3.2 (a) Ankara numunesi (b) Gaziantep Numunesi (c) Numunelerin Yerleştirilmesi (d) Numunelerin aşınma deneyi için hazneye yapay vücut sıvısı ile testi	30
Şekil 3.3.3 (a) 10N yük uygulanan numune örneği (b) 20N yük uygulanan numune örneği (c) 30N yük uygulanan numune örneği	31
Şekil 3.3.4 (a) Ankara numunelerine sırasıyla 10N, 20N ve 30N yük uygulandıktan sonra aşınma test cihazından çıkan numunelerin görüntüleri (b) Gaziantep numunelerine sırasıyla 10N, 20N ve 30N yük uygulandıktan sonra aşınma test cihazından çıkan numunelerin görüntüleri	31
Şekil 3.3.5 (a) Aşınma derinliği ortalama değerleri (b) Sürtünme katsayısı ortalama değerleri (c) Sürtünme kuvveti ortalama değerleri	33

Şekil 3.3.6 (a) Ankara 10N numunesinin sürtünme katsayısı şekli (b) Ankara 20N numunesinin sürtünme katsayısı şekli (c) Ankara 30N numunesinin sürtünme katsayısı şekli (d) Gaziantep 10N numunesinin sürtünme katsayısı şekli (e) Gaziantep 20N numunesinin sürtünme katsayısı şekli (f) Gaziantep 30N numunesinin sürtünme katsayısı şekli.....	35
Şekil 3.4.1 (a) Vickers sertlik deneyi için kullanılan cihaz (b) Sertlik deneyi için hazırlanan numune	36
Şekil 3.5.1 Aşınma iz derinliği için numunelerin cihaza yerleştirilmesi.....	37
Şekil 3.6.1 Korozyon deneyi öncesi hazırlanan numuneler	38
Şekil 3.6.2 Korozyon deneyi için kullanılan laboratuvar	39
Şekil 3.6.3 (a) Ankara numunesi Tafel eğrisi (b) Gaziantep numunesi Tafel eğrisi	40
Şekil 3.7.1 (a) Ankara 10N-1.00kx, 2.50kx , 5.00kx, 250x, 500x aşınma deneyi sonrası numunelerin sırasıyla SEM görüntüleri (b) Ankara 20N-1.00kx, 2.50kx , 5.00kx, 250x, 500x aşınma deneyi sonrası numunelerin sırasıyla SEM görüntüleri (c) Ankara 30N-1.00kx, 2.50kx , 5.00kx, 250x, 500x aşınma deneyi sonrası numunelerin sırasıyla SEM görüntüleri (d) Gaziantep 10N-1.00kx, 2.50kx , 5.00kx, 250x, 500x aşınma deneyi sonrası numunelerin sırasıyla SEM görüntüleri (e) Gaziantep 20N-1.00kx, 2.50kx , 5.00kx, 250x, 500x aşınma deneyi sonrası numunelerin sırasıyla SEM görüntüleri (f) Gaziantep 30N-1.00kx, 2.50kx , 5.00kx, 250x, 500x aşınma deneyi sonrası numunelerin sırasıyla SEM görüntüleri.....	46
Şekil 3.7.2 (a) Ankara numunesinin korozyon deneyi sonrası sırasıyla 1.00kx, 2.50kx, 250x, 500x görüntüleri (b) Gaziantep numunesinin korozyon deneyi sonrası sırasıyla 1.00kx, 2.50kx, 250x, 500x görüntüleri.....	48
Şekil 3.7.3 (a) Ankara numunesinin aşınma deneyinde 10N yük uygulandıktan sonraki SEM-EDX görüntüleri (b) Ankara numunesinin aşınma deneyinde 20N yük uygulandıktan sonraki SEM-EDX görüntüleri (c) Ankara numunesinin aşınma deneyinde 30N yük uygulandıktan sonraki SEM-EDX görüntüleri (d) Gaziantep numunesinin aşınma deneyinde 10N yük uygulandıktan sonraki SEM-EDX görüntüleri (e) Gaziantep numunesinin aşınma deneyinde 20N yük uygulandıktan sonraki SEM-EDX görüntüleri (f) Gaziantep numunesinin aşınma deneyinde 30N yük uygulandıktan sonraki SEM-EDX görüntüleri.....	52
Şekil 3.7.4 (a) Ankara numunesinin korozyon deneyinden sonraki SEM-EDX görüntüleri (b) Gaziantep numunesinin korozyon deneyinden sonraki SEM-EDX görüntüleri	54
Şekil 3.7.5 (a) Ankara numunesi korozyon deneyi sonrası map görüntüleri	54

(b) Gaziantep numunesi korozyon deneyi sonrası map görüntüleri	54
Şekil 4.3.1 (a) Ankara 10N numune görüntüsüne bölütleme işlemi uygulanması (b) Ankara 20N numune görüntüsüne bölütleme işlemi uygulanması (c) Ankara 30N numune görüntüsüne bölütleme işlemi uygulanması (d) Ankara korozyon numune görüntüsüne bölütleme işlemi uygulanması (e) Gaziantep 10N numune görüntüsüne bölütleme işlemi uygulanması (f) Gaziantep 20N numune görüntüsüne bölütleme işlemi uygulanması (g) Gaziantep 30N numune görüntüsüne bölütleme işlemi uygulanması (h) Gaziantep korozyon numune görüntüsüne bölütleme işlemi uygulanması	61
Şekil 4.3.2 (a) Ankara 10N numune görüntüsüne histogram eşitleme uygulanması (b) Ankara 20N numune görüntüsüne histogram eşitleme uygulanması (c) Ankara 30N numune görüntüsüne histogram eşitleme uygulanması (d) Ankara korozyon numunesine histogram eşitleme uygulanması (e) Gaziantep 10N numune görüntüsüne histogram eşitleme uygulanması (f) Gaziantep 20N numune görüntüsüne histogram eşitleme uygulanması (g) Gaziantep 30N numune görüntüsüne histogram eşitleme uygulanması (h) Gaziantep korozyon numunesine histogram eşitleme uygulanması	66
Şekil 4.3.3 (a) Ankara 10N numune görüntüsüne kenar bulma işlemi uygulanması (b) Ankara 20N numune görüntüsüne kenar bulma işlemi uygulanması (c) Ankara 30N numune görüntüsüne kenar bulma işlemi uygulanması (d) Ankara korozyon numune görüntüsüne kenar bulma işlemi uygulanması (e) Gaziantep 10N numune görüntüsüne kenar bulma işlemi uygulanması (f) Gaziantep 20N numune görüntüsüne kenar bulma işlemi uygulanması (g) Gaziantep 30N numune görüntüsüne kenar bulma işlemi uygulanması (h) Gaziantep korozyon numune görüntüsüne kenar bulma işlemi uygulanması	71

SİMGELER VE KISALTMALAR

Simgeler

α	Alfa
β	Beta
CoCrMo	Kobalt Krom Molib
i_{corr}	Korozyon akımı
E_w	Eşdeğer ağırlık
ρ	Öz kütle
μm	Mikrometre

Kisaltmalar

ALKÜ	Alanya Alaaddin Keykubat Üniversitesi
MARGEM	Malzeme Araştırma Geliştirme Merkezi
HA	Hidroksiapatit
EDS	X-ışınları Spektrometresi
SEM	Taramalı Elektron Mikroskobu
OM	Optik Metal Mikroskop
XRD	X-ışını Kırınımı

1. GİRİŞ

1.1 Tezin Konusu ve Önemi

Titanyum implantları yüksek dayanıklılık, korozyona karşı dirençlilik, düşük yoğunluk ve üstün biyouyumluluk özellikleri sayesinde, biyomedikal uygulamalar için sıkça tercih edilmektedir. Titanyum alaşımı en fazla oksijen ve karbon elementlerine karşı kimyasal ilgiye sahiptir. Bundan dolayı, en başta karbon elementine ilgisinden dolayı Titanyum hızlı bir şekilde gevrekleşmekte, yüksek sıcaklıkta ve oksijence zengin bir ortamda yeni kimyasal ürünler oluşturabilmektedir [1]. Titanyum alaşımı başka elementler arasında sürtünmeyle karşılaştığı zaman aşınma eğilimindedir. Korozyon, Titanyum implantının çevresiyle reaksiyon oluşturarak hidroksit, oksijen ve farklı bileşikler oluşturup istenmeyen kimyasal bir olaydır. İnsan vücudu oksijen, protein, akışkan su ve hidroksit gibi iyonlar içermektedir [2]. Bundan dolayı, insan vücudu Titanyum alaşımı için korozyon bir ortamdır. Titanyum alaşımı korozyon sebebiyle zayıflar ve korozyondan dolayı dokulara zarar verebilir [3]. Titanyum alaşımlarının mühendislik uygulamalarında sürtünme katsayısının yüksek ve aşınmaya karşı zayıf olması nedeniyle kullanımları kısıtlıdır. Titanyum alaşımının bu kötü tribolojik özelliklerini iyileştirmek için Titanyumun yüzey özelliklerini geliştirmek gerekmektedir.

Tribokorozyon bir temas maruz kalan yüzeylerde meydana gelen kimyasal, mekanik (aşınma) ve elektrokimyasal (korozyon) etkileşimlerin eşzamanlı etkisiyle indüklenen malzemelerin hem aşınma hem de korozyon olaylarının incelenmesidir [4]. Bu etkileşimler, temas eden yüzeylerin spesifik özelliklerine ve simüle edilmiş herhangi bir ortamdaki reaksiyonların bir sonucu olarak malzemelerin özelliklerindeki değişikliklere bağlı olarak hem olumlu hem de olumsuz sonuçlara neden olabilir.

Sayısal görüntülerin algoritmalar yardımıyla bilgisayarda işlenmesine sayısal görüntü işleme denir [5]. Sayısal görüntü işlemenin, analog görüntü işlemeye göre birçok avantajı vardır. Sayısal görüntü işleme, analog görüntü işlemeye göre uygulama sırasında sinyal bozulması veya gürültü artışı gibi ortaya çıkabilecek durumları engelleyebilir. Giriş verilerine uygulanabilecek algoritmalar sayısal görüntü işlemede daha fazladır. Sayısal görüntü işleme sayesinde büyük boyutlu sistemler modellenabilmektedir [6].

1.2 Tezin Amacı

Önceki çalışmalar, Titanyum implantının aşınma hacmi kaybı, sürtünme katsayısı ve korozyon hızı gibi niceleyicilerle sınırlandırılmıştır. Bu tez çalışmasında ise Tribokorozyona tabi tutulan malzemelerin değerlendirilmesinde kritik metrikler olan aşınma katsayıları ve polarizasyon direnci ölçümleri yapılarak araştırma daha da ileriye götürülmüştür. Titanyum implant materyallerinin deneysel sonuçları kapsamlı bir şekilde araştırılmış ve ticari olarak kullanılan mevcut implant materyallerine olası bir ikame Titanyum alaşımı konusu irdelenmiştir. Bunlara ek olarak aşınan Titanyum malzemelerinin SEM görüntüleri alınarak bu görüntülerin sayısal görüntü işleme teknikleri ile hem daha iyi görüntüler elde edilerek hem de aşınan kısımların morfolojik çıkarımları yapılmıştır. Ayrıca sayısal görüntü işleme teknikleri kullanılarak Titanyumun aşınma analizi yapılarak laboratuvar ortam analizlerine alternatif/destekleyici yöntemlerin rolü irdelenmiştir.

1.3 Titanyum İmplantı (Ti6Al4V)

Titanyum elementi yerkabuğunun %6'sını oluşturmaktadır [7]. Titanyum elementinin saf olarak bulunması zordur çünkü oksijen ve azota olan ilgisi fazladır. Titanyum malzemesi yüksek özgül çekme yoğunluğuna sahip olup çeliğe kıyasla %56 oranında düşük yoğunluktadır [8]. Titanyum elementi biyouyumlu ve korozyona karşı dayanımı yüksek malzeme olarak tanımlanır [9]. Titanyum malzemesinin üretim maliyetinin yüksek olması nedeniyle kullanım alanı kısıtlıdır [10]. Element sıralamasında Titanyum elementi 9. sıradadır, metal sıralamasında ise 4. sıradadır [7]. Ti6Al4V alaşımının kullanım alanları fazladır örneğin tıbbi uygulamalar, diş malzemeleri, uçaklarda ve havacılık sektörü gibi birçok alanda kullanılmaktadır. Bu çalışmada kullanılan Ti6Al4V alaşımının özellikleri Tablo 1.3.1'de verilmiştir.

Tablo 1.3.1 Ti6Al4V alaşımının özellikleri [11]

Özellikleri	Değer
Ergime Sıcaklığı	1649°C
Poisson Oranı	0.33
Sertliği (HRB)	36
Çekme Dayanımı	890-1000 Mpa
Yoğunluk	4,43g/cm ³
Dönüşüm Sıcaklığı	980-990°C

Ortopedi de Titanyum implantı, hasar gören kemiklerin tedavisi için ya da kemik erimesi (osteoporoz) gibi durumlarda kemikleri sabitlemek için kullanılır. Titanyum implantı aynı zamanda kemiklerin ya da hasarlı eklemlerin yerini doldurmak amacıyla da tercih edilebilir. Titanyumun bazı zayıf tribolojik özellikleri kullanım alanını kısıtlamaktadır [12]. Titanyum alaşımları özellikle aşınma riskinin az olduğu durumlarda tercih edilmektedir. Aşınmadan dolayı Titanyum alaşımı üzerinde bulunan korozyona direnç gösteren oksit tabakası oluşmaktadır [13]. Bundan dolayı aşınmanın sonucu olarak tehlikeli ölçüde korozyon oluşmaktadır. Bugün, yüzün üzerinde Titanyum alaşımının olduğu bilinmektedir [14]. Kullanılan geleneksel alaşımların içinde Ti6Al4V alaşımı tercih edilmektedir ve kullanılan Titanyum alaşımının %50'sini oluşturmaktadır [15]. Titanyum alaşımın yalnızca 20 ile 30'u kullanılabilir [14]. Titanyum alaşımları, korozyon direncinin yüksek olmasından dolayı, insan vücudu için kullanılan implant alaşım malzemelerinden birisidir. İnsan vücudunda bulunan asit pH değeri 7.4'tür. Titanyum implantı, insan vücudundaki asit değerinden en az etkilenen alaşım olduğundan dolayı metal alaşım malzemelerindeki en iyi seçeneklerden biridir.

Ti6Al4V alaşımında bulunan Al malzemesi alaşımın yoğunluğunu düşürürken, α fazı alaşımın kararlılığını ve direncini artırır [16]. Vanadyum ise alaşımın β faz miktarını artırır. Ti6Al4V alaşımına yüksek mukavemet sağlamak için ısıtıl işlem uygulanabilmektedir [16]. $\alpha + \beta$ alaşımları özellikle 350-400°C sıcaklarda ve mukavemet gerektiren uygulamalarda tercih edilebilir [17]. Ti6Al4V alaşımı özellikle beyin cerrahisi, ortopedi ve diş uygulamalarında kullanılan alaşımların hammaddesi olarak kullanılmaktadır. Paslanmaz çeliğe oranla korozyon direnci daha yüksek ve biyoyumlu özelliğinden dolayı metal alaşımı üretimde ilk tercih sebebidir. İçeriğinde bulunan vanadyum ise sünek malzeme olmasından dolayı özellikle hız çeliği üretiminde kullanılır. Vanadyum sünekliliği ve darbe direncinin fazla olmasından dolayı kırılmaya karşı dirençli bir yapı oluşturur. Titanyum alaşımından elde edilen malzemeler kırılmayan, esnek, hafif, yüksek dirençli ve sıcaklık değişimine dayanıklı malzemelerdir [18]. Tablo 1.3.2'de Ti6Al4V alaşım malzemesinin kimyasal bileşimi özellikleri verilmiştir.

Tablo 1.3.2 Ti6Al4V alaşımının kimyasal bileşimi [19]

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

Biyomedikal sektörende en çok kullanılan malzemeler Titanyum alaşımları (Ti6Al4V), paslanmaz elik, kobalt krom molibden (CoCrMo) alaşımları ve diğerk metalik alaşımlardır [20]. Titanyum alaşımları kalça eklemleri, diz eklemleri, omurga disklerinde, yapay damarlı stentlerde, vida şeklindeki kemik sabitleme vidalarında ve benzerlerinde kullanılabilirler. şekil 1.3.1’ de çeşitli Titanyum malzemeleri gösterilmiştir.



şekil 1.3.1 çeşitli Titanyum malzemeleri

Son zamanlarda yapılan araştırmalara göre Titanyum alaşımı biyoyumlu olmasına rağmen vücutta belli bir miktar iyon salınımı yaptığı bilinmektedir [21]. Titanyum alaşımlarının metal çözünürlüğü engellemek için birçok çeşit yüzey modifikasyonları uygulanabilir.

Biyomalzeme, son dönemlerde yaygın bir şekilde özellikle mühendislik uygulamalarında kullanılan bir tanımdır [22]. Biyomalzemeler eklem ya da biyomedikal alanında işlevini kaybetmiş bir yapının yerini almasıdır. İşlevini kaybetmiş yapının fonksiyonu geliştirebilir veya değıştirebilir. Biyomalzemeler, kaybedilmiş bir uzuv veya hastalıktan kaynaklı bir yapıyı farklılaştırabilir. Hiçbir zaman bu yapı orijinal uzuvun

görevini yapamayacaktır. Femur, tibia, humerus, diz ve kalça eklemleri gibi ortopedik uzmanlar tarafından değiştirilip yerine insan vücudu ile biyouyumlu ömür boyu vücut içerisinde kalacak malzemeler ile değiştirilir. Ortopedi alanında kemik kırıklarının tedavisi için sürekli gelişmeler olduğu bilinmesine rağmen ortopedi alanında uygulamaların yetersiz kaldığı bilinmektedir. Alaşımların yetersiz kalmasından kaynaklı ameliyatların tekrarlanmasına gerek kalmaktadır ve ameliyatların pahalı olmasıyla birlikte acı vermektedir. Aynı zamanda ameliyatlar her zaman başarılı olmayabilir. Mevcut biyouyumlu malzemelere yeni çözümler bulunarak mevcut alaşımlara alternatif alaşımlar geliştirilmelidir. Titanyum alaşımı, yüksek biyouyumlu olmasından dolayı diğer alaşımlara karşı üstünlük oluşturur. Titanyum alaşımı vücutta minimal seviyede yan etkileri olduğu bilinmektedir ve kimyasal reaksiyona uğramadığından dolayı güvenirliliği yüksektir.

Saf Titanyum elementi ve Ti6Al4V alaşımı farklı endüstrilerde de kullanılmaktadır. Saf Titanyum elementi zayıf mekanik özelliklerinden dolayı protez uygulamalarında genellikle üzerine poroz kaplama yapılarak kullanılmaktadır. Poroz kaplama kemiğin gelişimine yardımcı olduğu için implantlarda ve kalça protezlerinde özellikle tercih edilmektedir [23]. Saf Titanyum elementi içinde az miktarda azot, karbon ve hidrojen elementleri bulunmaktadır [24]. Tüm Titanyum alaşımlarının elektriksel iletkenlikleri düşüktür [25]. Titanyum alaşımları kardiyovasküler uygulamalarında sıklıkla kullanılmaktadır. Örneğin yapay kalp, kalp kapağı protezleri ve kanın devrini yardımcı olan malzemeler gösterilebilir. Titanyumun kardiyovaskülerde tercih edilmesinin özellikle sebebi biyouyumlu ve manyetik özelliği olmaması tercih edilme sebeplerinden biridir [26]. Pompada ve kanla temas olan bölgelerde dolaşıma ve yapay kalpte temas halindeki yüzeylerde Titanyum alaşımı kullanılır. Şekil 1.3.2 yapay kalp kapakçığı gösterilmiştir.



Şekil 1.3.2 Yapay kalp kapakçığı

(<http://cape.uwaterloo.ca/che100projects/heart/files/testing.htm>)

İnsan vücuduna yerleştirilen implantlar ilk önce makrofajlar ve nötrofiller aracılığıyla vücut tarafından tanımlanır. Tanımlanan implantların yüzeyine kemik kök hücreleri göç eder ve daha sonra osteoblastlar kemiğin yapısını tamamlamaya başlarlar. İlk oluşan reaksiyon implant vücuda yerleştirildiğinde, implant yüzeyinde proteinlerin emilimi başlar. Daha sonra makrofajlar ve nötrofiller implantı tanımaya başlarlar. Makrofajlar harekete geçer ve sitokin oluşturarak fibroblastları uyarırlar. Yeterli koşullar sağlanınca Titanyum alaşımı kemikte bulunan mineral dokuyla temasa geçer. Ancak kemik ve Titanyum mineral bulunmayan ince bir filmle ayrılır ve Titanyum alaşımı kemikle doğrudan temasa geçmez. Kemiğin Titanyum ile bağ oluşturabilmesi için kemiğin geçirgenliği ve Titanyumun biyoyumluluğu artırabilmek için bazı yüzey modifikasyon işlemleri uygulanır [27].

Titanyum implantlarının diğer malzemelere göre gelecekte daha çok tercih edileceği tahmin edilmektedir. Titanyum alaşımının tercih edilmesinin başlıca sebepleri korozyon direncinin yüksek ve biyoyumlu olmasından kaynaklanmaktadır. Uzun süredir kullanılan Titanyum implantının yerine yeni toksik madde içermeyen alaşımlar tercih edilmektedir. β tipi alaşımlar yeni geliştirilen Titanyum alaşımlardır. Yüksek biyoyumluluk ve düşük modül değerinden dolayı beta tipi alaşımlar tercih edilmektedir. Titanyum alaşımları, eş eksenli ve iğnesel mikroyapılarından dolayı özellikleri farklıdır [27]. Örneğin eş eksenli yapısındaki alaşımlar korozyon çatlamasına karşı dirençli, yüksek süneklik ve mukavemet gösterirken iğnesel yapıdaki alaşımlar kırılma tokluğu ve sürtünme direnci yüksek özelliğe sahiptir [27].

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

1.3.1 Alfa (α) alaşımları

Alfa alaşımları çoğunlukla kimya endüstrisi ve proses mühendisliğinde kullanılır. α fazı yüksek alaşımların, β alaşımlarına karşı yüksek sıcaklıklar da aşınmaya karşı direnci daha fazladır. Çok az miktarda α alaşımları içeren atom, süneklik ve tokluğu düşük seviyedeki sıcaklıklarda bile devam ettirebilir [28].

1.3.2 Süper alfa (α) ya da α alaşımına yakın (near- α) alaşımlar

Süper alfa (α) veya α alaşımına yakın (near- α) alaşımlar, şeklinde bilinmekte olan alaşımlar mikro yapısındaki α fazı yüksek kararlılığa sahiptir. α' ya yakın alaşımlar,

yüksek sıcaklık gerektiren uygulamalarda kullanılır. En çok tercih edilen Titanyum alaşımı Amerikan TIMETAL 834" tür [29]. 600 °C sıcaklıklarda bile uzun süre kararlılığını korur ve ayrıca oksidasyona karşı direncini korumayı başarır [30].

1.3.3 $\alpha+\beta$ Titanyum alaşımları

$\alpha+\beta$ Titanyum alaşımlarının, en çok tercih edileni Ti6Al4V ve Ti6Al6V2Sn' dir [31]. $\alpha+\beta$ Titanyum alaşımları, kimyasal bileşimlerdeki α ve β fazının kararlılığını artırmak için birden fazla alaşım elementi içerir. Ti6Al4V alaşım malzemesinin avantajı stabil özellikleridir ve aynı zamanda en çok kullanılmakta olan malzemelerden biridir. Tablo 1.3.3.1 de bazı $\alpha + \beta$ alaşımları ve mekanik özellikleri gösterilmiştir.

Tablo 1.3.3.1 $\alpha + \beta$ alaşımları ve mekanik özellikleri (Yukari vd., 2008)

Alaşım tipi	Çekme Dayanımı (Mpa)	Akma Dayanımı (Mpa)
Ti6Al4V	900	830
Ti6Al6V2Sn	1030	970
Ti7Al4Mo	1030	970

1.3.4 β Titanyum alaşımları

β Titanyum alaşımları, kararsız alaşımlar olup β matrisinin α fazından çöktürülüp sertleştirilmiştir. Kırılma dayanımı fazladır ve β Titanyum alaşımları korozyon dayanımını kuvvetlendirmek için molibden içerir. β alaşımları, kararsız alaşımlar olup ve α fazının β matrisi içinde çöktürülmesi ile sertleştirilebilirler [30].

1.4 Aşınma

Aşınma, birbiri ile temas halinde olan ve birbirlerine göre izafi hareket durumundaki cisimlerin malzemelerde sürtünme etkisi ile meydana gelen malzeme ve kütle kaybıdır [32]. Aşınmanın etkisi ile yüzeyler arası malzeme transferi ya da aşınan malzemenin parçaları sonucunda malzeme kaybı oluşur. Malzemelerin aşınmadan sayılması için yavaş bir şekilde devamlı olması, sürtünme olması ve istenmeyen bir durum oluşması gerekir. Aşınma sisteminin temel unsurları; ana malzeme, karşı malzeme, yük, ara malzeme ve harekettir. Aşınmaya başlıca etki eden faktörler arasında temas halindeki yüzeylerin kimyasal ve sertlik yapısı etkilidir. Malzemenin sertlik değerinin yüksek olması malzeme kaybını zorlaştırır. Aşınma direncini arttırmak için

birbiriyle temas halindeki parçaların malzemeleri farklı seçilmelidir. Fiziksel ve kimyasal etki ile ortaya çıkan aşınmadan dolayı birçok çeşit aşınma mekanizmaları vardır. Aşınma mekanizmaları adezyon, abrazif aşınma, erozyon ve yorulma aşınması şeklinde sıralanabilir. Bu mekanizmaları sınıflandırma yapılırken temas yüzeyi, temas şekli, yüzeye etki eden kuvvet, aşındırıcının boyutu ve türü olarak sınıflandırılmıştır.

1.4.1 Adezyon Aşınması

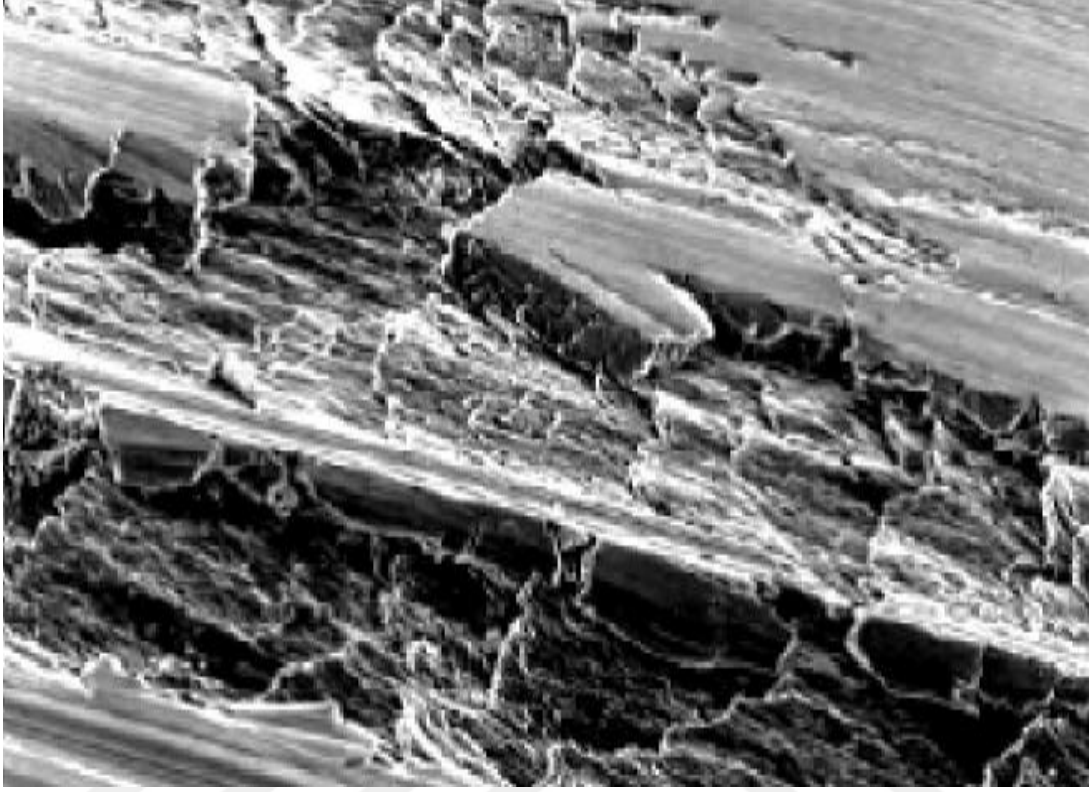
Özellikle metal-metal aşınmanın etkisinden kaynaklı birbirleri ile kayma sürtünmesi oluşturan aşınma mekanizmasıdır. Adezyon aşınmasını tanımlamak gerekirse temas halindeki yüzeylerin birbiri ile etkileşime girip bir yüzeyden diğer bir yüzeye malzeme transferi şeklinde tanımlanabilir [33]. En yaygın aşınma türü adezyon aşınması olmasına rağmen genellikle hasarı hızlandırıcı etkide bulunmaz. Adezyon aşınmasında kayan sistemlerin etkisiyle malzeme kaybı hızlıdır. Temas alanlarının küçük olması özellikle bu alanlarda yüksek basınçlar oluşturabilir. Yüksek basıncın etkisi ile mikro kırıklar oluşur. Malzemenin bağıl hareketinin etkisi ile kaynak bağları kopar ve bunun etkisi ile malzeme kaybı meydana gelir ve bu malzeme kaybına adezyon aşınması denir [34]. Metalik malzeme çiftleri arasında özellikle büyük adezyon aşınmaları oluşur. Yapılan birçok testler sonucunda metallerde adezyon aşınmasının yumuşak bölgeden sert bölgeye doğru kaynak noktasına ulaşınca malzemelerin transfer oluşturduğunu göstermektedir. Bu transferin etkisi sonucunda yumuşak bölgeden kopan parçaların bir kısmı sert bölgeye transfer olur bu sonucunda az bir miktar ise sürtünmeden kaynaklı bölgeleri aşındırmaktadır [34]. Şekil 1.4.1.1’de adezyon sırasındaki metal transferi gösterilmiştir.



Şekil 1.4.1.1 Adezyon sırasındaki metal transferi [35]

Adezyon aşınmasını engellemek için; birbirleri içerisinde çözünemeyecek malzemeler seçilmeli, malzemelerin teması en aza indirilmeli, yüzeyler düz seçilmeli ve yağlama yapılması gerekir. Adezyon aşınması genellikle yakın ve basit alaşım yapan malzemeler arasındadır. Bundan dolayı malzeme seçimi yaparken malzemelerin bir yüzü

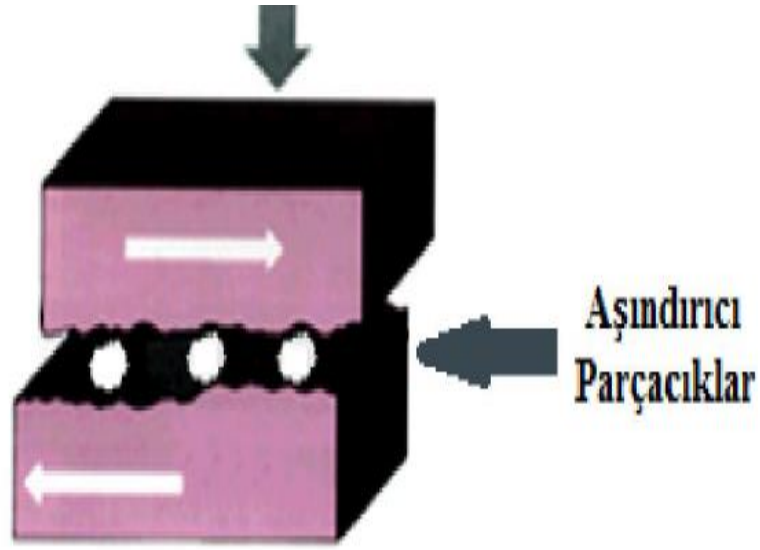
sert ise diğey yüzü yumuşak olacak şekilde seçilmelidir. Adezyon aşınmasından kaynaklı malzemelerin yüzeylerindeki çizikler parlatılmış gibi görünür [36]. Şekil 1.4.1.2’de malzeme yüzeyindeki adezyon çizikleri gösterilmiştir.



Şekil 1.4.1.2 Malzeme yüzeyindeki adezyon çizikleri [35]

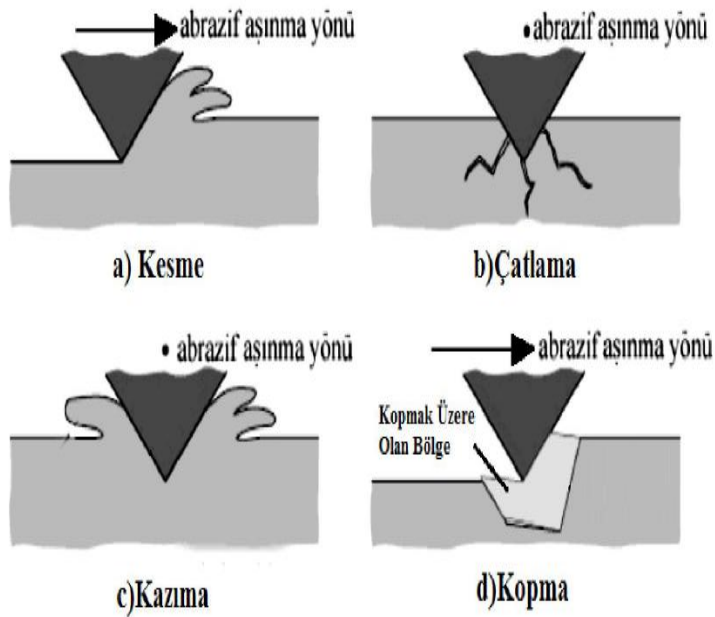
1.4.2 Abrazif Aşınma

Malzemenin yüzeyinde sert taneciklerin kopması ve malzemenin kendinden daha sert yüzeyle temasından dolayı parçaların kopmasından kaynaklanan aşınma türüne abrazif aşınma denir [33]. Sert ve keskin bir yüzeyin daha yumuşak bir yüzeyden parça koparmasına abrazif aşınmadır. Kopan parçalar kazma etkisi oluşturarak bundan dolayı taşlama etkisine neden olur ve malzeme kaybı oluşur. Abrazif aşınmaya örneğin motorda oluşan yanma ürünleri veya dışarıdan kaynaklı tozların sisteme girmesinden oluşan aşınmadır. Abrazif aşınma endüstriyel cihazlarda malzeme kaybının başlıca sebebidir. Abrazif aşınmada malzemelerin özellikleri etkilidir bunlar; kristal yapı, akma direnci, sertliği, mikroyapısı ve tokluk örnek verilebilir. Abrazifin cinsi, sıcaklık, temas hızı, uygulanan birim yük, nem ve korozyon etkisi abrazif aşınmaya etki eder. Abrazif aşınmanın önlenmesi için yüzeyin sertliği arttırmak, aşınan malzemeleri değiştirmek ve aşınan parçaları uzaklaştırmak gerekir [37]. Şekil 1.4.2.1’de abrazif aşınma gösterilmiştir.



Şekil 1.4.2.1 Abrasif aşınma

Abrasif aşınma sınıflandırılması dört başlık altında toplanabilir ve sınıflandırma yapılırken malzemenin yüzeyine ve cinsine göre yapılır. Bunlar; kesme, çatlama, kazıma (sürtme), kopma olarak sınıflandırılır [35]. Şekil 1.4.2.2’de abrasif aşınma mekanizmaları gösterilmiştir.

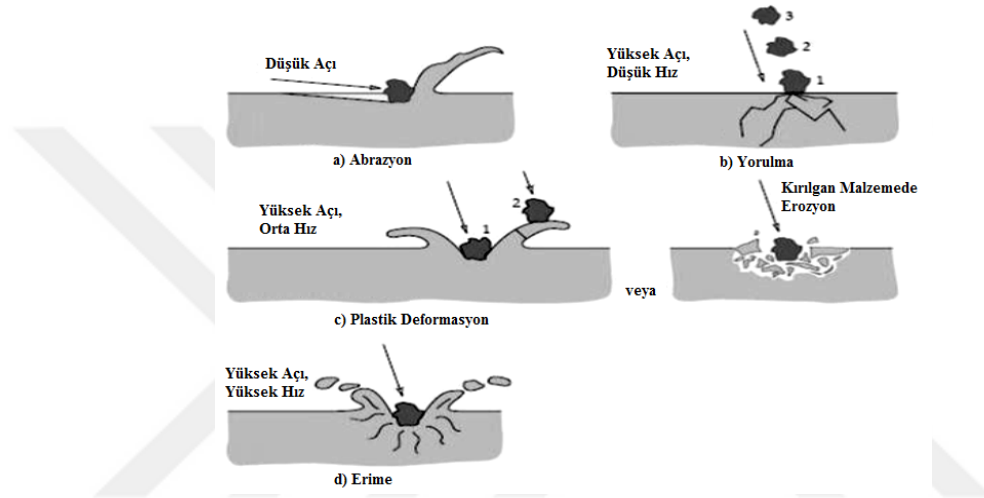


Şekil 1.4.2.2 Abrasif aşınma mekanizmaları [35]

Abrasif aşınmayı engellemek için aşınan parçaların ve yüzeylerin sisteme girmesini engelleyecek şekilde yüzeyler devamlı temizlenmeli ve sızdırmazlığı sağlanmalıdır.

1.4.3 Erozyon Aşınması

Erozyon aşınması, yüzeye hızlı bir şekilde püskürtülen parçacıkların gaz veya sıvı jetlerinin malzemenin yüzeyini aşındırıp malzemenin yüzeyinden parçalarının ayrılmasına sebep olur bu da malzeme yüzeyinde kütle kaybetmesine neden olur [38]. Erozyon aşınması; çarpma hızına, malzemenin büyüklüğüne, malzemenin türüne ve çarpma açısına göre farklı sınıflandırmalar oluşturur [34]. Şekil 1.4.3.1’de erozyon aşınma mekanizmaları gösterilmiştir.



Şekil 1.4.3.1 Erozyon aşınma mekanizmaları [35]

Malzemenin çarpma açısı azaldığı zaman abrazyon aşınmaya benzerdir. Çünkü aşınan malzemeler yüzeye tarama etkisi oluşturur. Aşındırıcı parçacıkların hızı erozyon yüzeyini etkiler. Aşındırıcı parçacıkların hızı yeterli değilse plastik deformasyon zayıftır ve aşınmaya yüzey yorulması şeklinde adlandırılır. Yüksek hızlara ulaşıncaya plastik deformasyon artar bundan dolayı parçacıklarda kesme ve kırılmalar oluşur. Erozyon aşınmasına örnek olarak difüzyon pompaları, akışkan taşıyan cihazlar, uçağa çarpan yağmur damlaları ve buhar türbinleri örnek verilebilir.

1.4.4 Yorulma Aşınması

Dişli çark ve rulmanlı yatak gibi birbiriyle hareketli olan parçalarda temas eden alan olduğundan basınçlar oluşur. Bundan dolayı kayma gerilmeleri oluşur ve malzemede yorulma başlar. Değişken uygulanan yükler altında maksimum kayma gerilmesi seviyesine ulaşıncaya küçük boşluklar ve plastik deformasyon meydana gelir. Bu boşluklar zamanla yüzeye doğru ilerler ve büyürler. Yüzeyde oluşan küçük boşluklar zamanla

büyüyüp genişler ve yüzeyde çukurluklar oluşur buna da yorulma aşınması denir [39]. Sürekli uygulanan yükler altında yüzeyde ve yüzey altında çatlaklar meydana gelir. Yorulma aşınması maksimum uygulanan kuvvetler altında yüzeye statik çekme kuvveti oluşturur. Uygulanan kuvvetin direk yüzeye uygulanması durumunda yorulma aşınması meydana gelir buna çarpma yorulması denir. Koroziif ortamlarda yorulma aşınması yorulmalı korozyon aşınması olarak da adlandırılır. Yorulma aşınması titreşimli hareket olduğundan genellikle makine elemanlarında oluşur. Yorulmadan kaynaklı aşınmayı azaltabilmek için sürtünme katsayısının minimum seviyede olmalıdır. Yüzeyler arasına yağlama yapmak aşınmayı azaltmak için önemlidir.

1.5 Korozyon

Korozyon, malzemelerin elektrokimyasal ve kimyasal etkileşimleri sonucu malzemenin yapısında meydana gelen olaylar sonucunda özelliklerinin değişmesine denir [40]. Metal malzemelerin ısı transferi sonucunda aşınma meydana gelmesi gibi olaylar korozyon değildir. Malzemede korozyon meydana gelmesi ekonomik kayıplara neden olabilir. Bu nedenle korozyona karşı malzemelerin dirençleri artırılması için yüzey kaplamaları yapılabilir. Malzemenin korozyon kaybında ortamın etkisinden kaynaklanan kayıpları en aza indirmek için yeni sistemler geliştirilmelidir. Korozyona maruz kalan malzeme yenisiyle değiştirilebilir. Metallerin saf halde kararsız olmaları korozyonun temel sebebidir [41]. Çünkü bu durumda metaller en stabil (kararlı) haldedirler. Korozyona sebep olan elektrokimyasal ve kimyasal etkileşimler sonucu malzemenin yapısında ve özelliklerinde değişimler meydana gelir. Korozyon meydana gelmesi için ortamın koroziif ve belli bir süre geçmesi gerekir. Metal malzemelerin korozyon hızları iki şekilde ifade edilebilir [42]. Birincisi malzemenin birim yüzeyinde oluşan kütle azalması ikincisi malzemenin yüzeyinde oluşan kalınlık kaybıdır.

Korozyon hızı birimleri aşağıdaki şekilde gösterilir:

Korozyon Penetrasyonu (mm/yıl): Korozyonun etkisi ile bir yılda oluşan malzeme kalınlığının azalması olayıdır.

Ağırlık Kaybı (g/m^2): Korozyonun etkisi ile bir günde meydana gelen malzemenin yüzeyinin $1 m^2$ sinde oluşan ağırlık azalmasıdır.

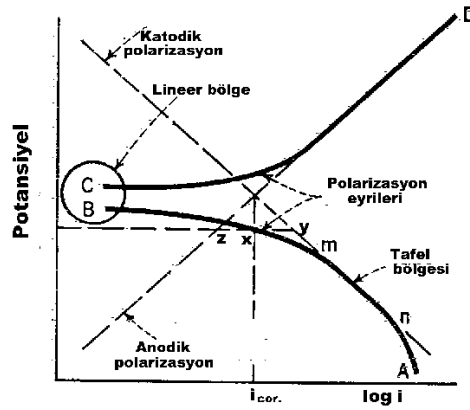
Korozyon akım yoğunluğu ($\mu a/cm^2$): Malzemenin yüzeyinin $1 cm^2$ deki anodik akımdır.

Korozyonun başlıca sebepleri ortamın etkisidir. Ortamın asitliği, baziklik durumu ve nem miktarı gibi nedenler korozyon hızını başlatıcı ve hızlandırıcı etkenlerdir [43]. Metallerin farklı ortamlardaki korozyon sonuçları ortamın farklı mekanizmaları ve etkilerinden kaynaklanır. Yaklaşık 14 adet korozyon türü bulunmaktadır [44]. Bunlardan bazıları şunlardır;

- 1-) Çukur korozyonu: Korozyon etkisinin küçük bölgelerde yoğunlaşarak krater ve çukurcuk oluşturan korozyon şeklidir.
- 2-) Galvanik Korozyon: Farklı metal malzemelerin ve alaşımların temasları sonucunda oluşan aynı ortamda bulunması durumunda meydana gelen korozyon çeşididir.
- 3-) Kabuk Altı Korozyon: Malzeme yüzeyinde korozyon oluşması veya başka bir sebepten meydana gelen korozyon türüdür.
- 4-) Seçimli Korozyon (Dezinsifikasyon): Etkileşim halinde olan alaşımların birinin diğerinden önce korozyon meydana gelmesi olayıdır.
- 5-) Taneler Arası Korozyon: Metal malzemenin tane sınırlarında oluşan korozyon çeşididir.
- 6-) Erozyonlu Korozyon: Bağlı hızın etkisi ile ortam ve malzeme yüzeyinde oluşan korozyon olayıdır.
- 7-) Aşınmalı Korozyon: Yeterli kuvvet uygulandığında malzeme yüzeyinde ileri ve geri hareket yaparak oluşan korozyon türüdür.
- 8-) Kavitasyon Korozyonu: Pompa kanatları, gemilerde bulunan pervaneler ve türbinler gibi sistemlerde bulunan korozyon çeşididir.
- 9-) Kaçak Akım Korozyonu: Doğru akım bulunduran yüksek voltajlı elektrik hatları, raylı sistemler ve kaynak makinaları gibi sistemler zeminde kaçak akım oluştururlar. Kaçak akımın etkisi ile çevrede olan metallerde korozyon meydana gelir.
- 10-) Mikrobiyolojik Korozyon: Mikro canlıların bazıları korozyona sebep olur. Bunun sonucunda asit ve sülfürler gibi bileşenler oluşur bu da korozyon hızını artırır. Bazı durumlarda mikroplardan doğrudan elektrokimyasal reaksiyonlara da katılabilir.

Gelişen teknoloji ile birlikte anodik ve katodik eğriler yardımıyla korozyon hızını belirlemek için elektrokimyasal yöntemler kullanılmaktadır. Korozyon hızını belirlemek için potansiyel ve akım eğrileri kullanılabilir [45]. Elektrokimyasal yöntemin avantajı uygulama kolaylığıdır. Örneğin herhangi bir andaki korozyon hızı belirlenebilir. Ameliyatlarda kullanılan alaşımların korozyon hızının belirlenmesinde kullanılabilir. Korozyonda eş zamanlı olarak anodik ve katodik reaksiyonlar oluşur [46]. Anodik ve

katodik reaksiyonların fazla gerilimleri sonucu ile akımın logaritmasını oluşturan anodik ve katodik polarizasyon eğrileri çizilerek E_{cor} (korozyon potansiyeli) ve buna karşılık oluşturan potansiyele i_{cor} değeri bulunur [47]. Korozyona maruz kalan elektrodun potansiyeli pozitif, katodik reaksiyon negatif yönde birbirine doğru yaklaşır. Bunlar potansiyel değeri oluşturur bunlara karşılık gelen akıma korozyon akımı (i_{cor}) denir. Denge durumunda olan ve korozyona maruz kalan elektroda dış akımın uygulanması durumunda elektrot potansiyelinde oluşan bölgeler şekil 1.5.1 de gösterilmiştir.



Şekil 1.5.1 Elektrot potansiyelinde oluşan değişimler [47]

Denge durumunda anodik ve katodik akımlar (x) birbirine denktir. Denge durumunda akım net değildir. Denge durumunda anodik akım (z) ile katodik akım (y) denktir. Dış akımın korozyon akımından büyük bir değere ulaştığı zaman polarizasyon eğrileri bükülerek lineer bir bölge oluşturur. Fazla gerilim ile dış akım algoritmasının lineer olduğu nokta Tafel bölgesini oluşturur. Tafel polarizasyon eğrisi deneylerde korozyon hızını tespit etmek için kullanılır. Korozyon hızını belirlemek için potansiyostatik ve galvanostatik yöntemleri kullanılarak polarizasyon eğrileri çizilir [48]. Potansiyostatik yöntem, elektrotu belli bir potansiyelde bir süre bekledikten sonra bu değere denk gelen değer ölçülür. Galvanostatik yöntem, elektrodu anodik ve katodik belirli akım verilir ve bu akım elektrotun potansiyelini ölçer [49].

Korozyon hızını ölçmek için gerçekleştirilen testler; Lineer polarizasyon testi, tafel bütünleşik potansiyodinamik testi, tafel ayrık potansiyodinamik testi ve bütünleşik potansiyodinamik testi'dir.

1.5.1 Lineer Polarizasyon Testi

Lineer polarizasyon testi ile malzemeye uygun lineer olan akım gerilim aralığı seçilir.

1.5.2 Tafel Bütünleşik Potansiyodinamik Testi

Tarama en az katodik potansiyel değerinden başlayarak kesintiye uğratılmadan maksimum anodik potansiyel değerine kadar gerçekleştirilir. Bu testin dezavantajı katodik alanda uygulanması gereken gerilim malzemenin yüzey yapısını değiştirdiğinden dolayı açık devrede büyük ölçüde potansiyel değerleri oluşur [50].

1.5.3 Tafel Ayırık Potansiyodinamik Testi

Anodik ve katodik bölgede taramalar sırasıyla yapılır. İlk olarak katodik tarama gerçekleştirilir. Katodik taramadan sonra dikkatli bir şekilde yüzey hazırlama prosedürüne uygulanarak anodik tarama yapılır. Bu bölgelerden elde edilen veriler birleştirilerek tek bir tarama sonucu elde edilir.

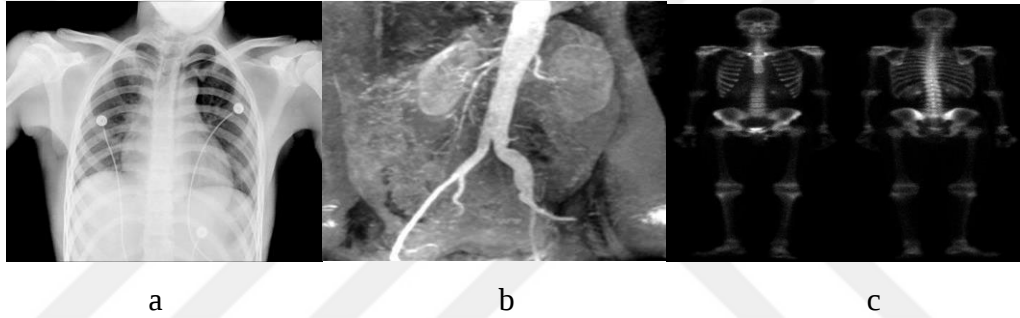
1.5.4 Bütünleşik Potansiyodinamik Testi

Minimum seviyedeki katodik potansiyel değerinden başlayarak kesintiye uğramadan maksimum anodik potansiyele kadar uygulanır. Test bitince anodik ve katodik bölgelerin gerilim ve akım alanına bakılarak uygun bölgeler yardımıyla Tafel eğrisi bulunur.

1.6 Sayısal Görüntü İşleme

Görüntü işleme sayesinde sayısal görüntüler farklılaştırılabilir ya da nesne bulma kullanılarak görüntüler iyileştirilebilir [51]. Görüntü işlemede işlem sırası vardır. İlk önce görüntü yakalanır ve işlem başlamış olur. Daha sonra yakalanan görüntü farklı teknikler sayesinde kullanılmaya başlanır. Bu işlemler bilgisayar bilimi ve matematik barındırır; üretim, sağlık, makine, tasarım ve elektronik gibi sektörlerde tercih edilir. Görüntü işleme sayesinde veriler yakalanır daha sonra değerlendirme ve ölçme yapıp farklı bir cihazda okunarak elektronik ortama atılıp aktarılır. Görüntüyü işlemek için ilk

evre görüntü üzerindeki gürültüyü gidermektir. Görüntülerdeki gürültüyü azaltmak farklı işlemler uygulanır [52]. Bilgisayar sayesinde görüntüler analiz edilip görüntü içerisindeki nesneler detaylandırılır. Bu sayede sayısal görüntü işleme uygulanmış olur. Görüntü işleme üretimden tasarıma kadar farklı alanlarda ve kontrol mekanizmalarında kullanılır. Görüntü işleme teknikleri uygulanarak zamandan tasarruf, kalite, pratiklik, yeni iş birimlerinin oluşmasına yardımcı olabilir. Sayısal görüntü işleme farklı tasarımlara yardımcı olur ve üretim giderlerini azaltabilir. Sağlık alanında doku tespiti, patolojik bulgular ve kanserli hücrelerin tespiti gibi uygulamalarda görüntü işleme sıkça kullanılmaktadır. Tıbbi görüntülerin elde edilmesi ile birlikte elde edilen görüntülerin sayısallaştırılmasıyla görüntülerde siyah beyaz noktacıklar şeklinde darbe gürültüsü bulaşabilmektedir. Şekil 1.6.1’de tıp da kullanılan sayısal görüntü işleme uygulamaları gösterilmiştir.

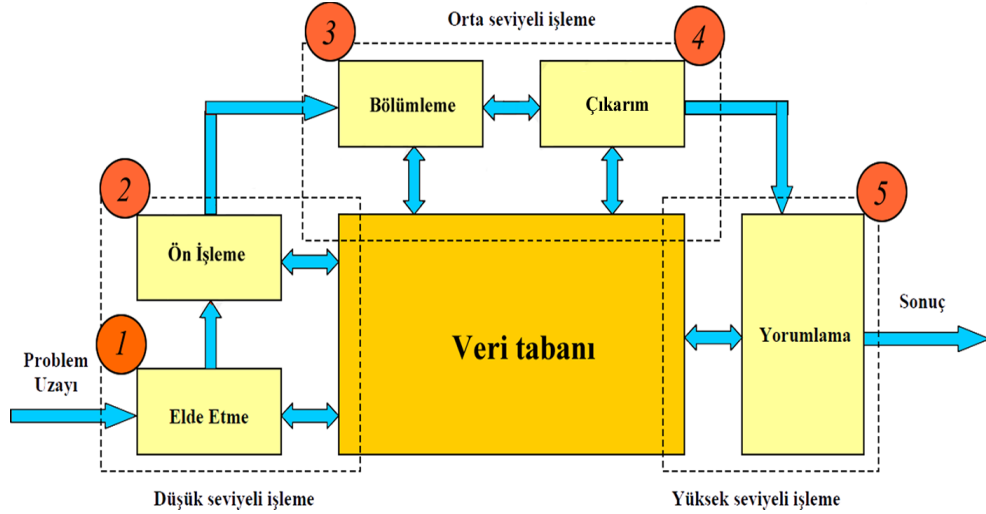


Şekil 1.6.1 (a)X-ray görüntüsü, (b)Aort anjiogram, (c)Kemik taraması

Sayısal görüntü işleme sayesinde otonom sistemler geliştirilip insan yükü en aza indirilebilir. Sayısal görüntüyü, görüntünün 3 boyutludan 2 boyutluya dönüştürülmesi gibi tanımlayabiliriz [53]. Görüntüler dijital ve analog şeklinde ikiye ayrılabilir [54].

Analog Görüntü: Görüntünün analog olabilmesi için görüntü üzerindeki tüm fonksiyon $f(x,y)$ değerleri bütün sayıları kapsıyor ise oluşan görüntüye analog görüntü denir [55]. Analog olan bir resme örneğin mikroskop ile baksak bile görüntü üzerinde renkler mevcuttur.

Dijital (Sayısal) Görüntü: Analog görüntü olan $f(x,y)$ şeklinde gösterilen parametreleri ayrık örnekler şeklinde ifade edilmesidir ve $f[x,y]$ şeklinde gösterilir. Sayısal görüntü işleme, analog şeklinde gösterilen görüntü sayısala dönüştürülerek daha sonradan görüntü üzerinde sınıflandırma, iyileştirme ve sıkıştırma gibi işlemler uygulanmasıdır [56]. Şekil 1.6.2 de sayısal görüntü işlemenin basamakları aşağıdaki şekilde gösterilebilir.



Şekil 1.6.2 Sayısal görüntü işlemenin temel basamakları

Elde Etme: Görüntünün sayısal kamera ile elde edilmesidir.

Ön İşleme: Görüntüyü işlemeden önce daha iyi bir görüntü oluşturabilmek görüntü ön aşamalardan geçirilir. Bu aşamalar temel olarak;

- görüntüyü iyileştirme (image enhancement),
- görüntüyü onarma (image restoration) ve
- görüntüyü sıkıştırma (image compression) şeklinde sıralanabilir.

Bölümleme: Görüntü işleme basamaklarının en zor uygulamasıdır. Görüntünün arka ve nesne planının ya da görüntü içindeki farklı özellikleri olan alanların birbirinden çıkarılmasıdır.

Çıkarım: Ham bilgilerin ve istenilen ayrıntıların görüntüde öne çıkarılmasıdır. Kısaca arka plandan istenilen alanların ve birbirinden çıkarılmasıdır.

Yorumlama: Bu basamak yüksek seviyeli görüntü işlemedir. Farklı karar mekanizmaları sayesinde görüntüden arka planın çıkarılıp alanların ve nesnelerin sınıflandırılıp etiketleme işlemidir.

1.6.1 Bölütleme

Görüntü bölütleme, görüntü içerisindeki farklı özellikteki bölgeleri anlamlı bir şekilde ayırmaktır [57]. Görüntü bölütlemeye gri seviyeye sahip görüntüler farklılık ve benzerliklerine bağlı olarak dinamik ve durağan görüntülerde kullanılabilir. Görüntü bölütleme sayesinde görüntüdeki benzer bölgeleri dikkate alarak görüntünün farklı bölgelere ayrılmasını sağlar [58]. Görüntü bölütlemenin kullanım alanları medikal

görüntüleme, uydu sayesinde nesneleri tespit etme, yüz tanıma, parmak izi tanıma ve trafik kontrol sistemleri örnek verilebilir.

1.6.2 Histogram Eşitleme

Histogram eşitleme, ilk histogramın bütün gri seviyesini dengeli eşit piksel sayısına dönüştürmesidir [59]. Histogram eşitleme ile histogramı dar olan resim veya görüntü içindeki alanlar için daha net sonuçlar çıkar. Histogram eşitleme resmin tamamına veya belirli bir bölgeye uygulanabilir. Bütün görüntüye yapılırsa global histogram eşitleme veya sadece belirli bir bölgeye uygulanırsa lokal histogram eşitleme denir. Histogram eşitleme görüntünün histogramını kullanarak kontrast ayarının görüntüye işlenmesidir [60]. Histogram eşitleme, uygulamanın aşamaları olarak ilk önce görüntünün histogramı bulunur. Daha sonra histogramı bulunan görüntüden faydalanılarak kümülatif histogramı tespit edilir. Kümülatif histogram ile histogram değerinin kendisinden önceki ve kendisinin toplanması ile elde edilir. Kümülatif histogram bulguları normalize edilip yeni elde edilen resimde olması gereken maksimum renk değeriyle çarpılır ve elde edilen tüm değerler tam sayıya yuvarlanır. Bu sayede yeni gri değerleri bulunmuş olur. İlk histogram gri değerleri yeni bulunan gri seviye değerleri karşılaştırılır ve oluşan gri seviye değerleri sayesinde yeni histogram grafiği bulunur.

1.6.3 Kenar Bulma

Görüntünün tanımlanabilmesi alanların belirlenmesi gerekmektedir. Kenar bulma sayısal görüntü işleme tekniklerinden ve resmin analizi için son derece önemli amaçlardan biridir. Kenar bulma temel olarak renkli ve gri seviyeli görüntüler için uygulanabilir [61]. Kenarlar parlaklık işlevinin aniden değiştiği piksellerdir. Kenar bulma algoritmaları canny, prewitt, sobel, log, robert cross ve zerocross örnek verilebilir. Sobel kenar bulma algoritması, görüntünün kenarlarına karşılık gelen bölgesel keskin kenarları oluşturur. Görüntü üzerinde bulunan iki boyutlu geçişleri ölçerek keskin bölgeleri gösterir. Gri resimde çalışma yapar. Çok bulanık görüntülerde kullanılmaz. Çünkü kenarları bulamaz ve bulmuş olduğu kenarları çok ince gösterir. Canny kenar bulma algoritması, beyaz gürültüyle bozulmuş görüntü kenarları için uygundur. Prewitt kenar bulma algoritması, robert cross kenar tespitinden farkı kullanılan filtrelerin boyutları ve formlarıdır. Prewitt kenar bulma yönteminde, maskenin ortasında yer alan eleman ile

kenar değeri hesaplanacak piksel değerinin çarpılması esas alınır. Log kenar bulma algoritması, gauss filtresi ile gürültüyü uzaklaştırır görüntüyü düzleştirir. Laplace filtresi ile parlaklık değişimlerini hesaplayarak kenarları tespit eder. Zerocross algoritması, görüntünün ikinci türevindeki sıfır noktalarının bulunmasıdır.

1.7 Sertlik Ölçüm Yöntemleri

Sertlik ölçüm yöntemleri malzeme yapısının plastik deformasyona olan direncidir. Sertlik ölçüm yöntemleri malzeme yüzeyinde oluşan kalıcı izi ölçmeye yarar. Sertlik ölçme, sabit batıcı ucun numuneye batırılarak diğer numune yüzeyinin direncini ölçmeye yarar. Sertlik ölçme yöntemleri; brinell sertlik deneyi, rockwell sertlik deneyi, vickers sertlik deneyi, mikro sertlik deneyi'dir [62].

1.7.1 Brinell Sertlik Deneyi

Numune yüzeyine belli bir kuvvet belirlenmiş çaptaki bilya sayesinde belirlenmiş bir süre uygulanarak numune yüzeyinde sabit bir izin oluşmasını sağlar. Bu kuvvetten dolayı kalıcı izin küresel yüzey alanına bölünmesiyle Brinell sertlik değeri bulunur [63].

1.7.2 Rockwell Sertlik Deneyi

Rockwell sertlik deneyinde numune yüzeyine sabit bir uç az bir kuvvet ile bastırılır. Bunun sebebi malzeme ve uç arasında teması kurmak ve ölçüdeki boşlukları azaltmaktır. Bu işlemten sonra uygulanan yük yüksek değere artırılır daha sonra eski değerine indirilir. Uçun batma derinliğinde oluşan artışa bağlı Rockwell sertlik değeri tespit edilir [64]. Rockwell sertlik deneyinde ölçümü yapmak için elmas koni veya çelik bilye batıcı uç kullanılır.

1.7.3 Vickers Sertlik Deneyi

Vickers sertlik deneyinde ölçmek için 136°C açığa sahip elmas piramid tercih edilir. 136°C'lik elmas derecesine sahip piramid sayesinde batma derinliği ve numune yüzeyindeki köşegen uzunluğuna bağlı cetvellerden vickers sertliği hesaplanır [65]. Vickers sertliğin çok fazla kullanım yeri vardır. Sert ve yumuşak numuneler için

kullanıldığı gibi ince tabakalarda da kullanılabilir. Vickers sertliği yüke bağlı değildir. Vickers sertliğinin avantajı bütün metal ve işlem görmüş malzemeler için bir tip batıcı kullanılması yeterlidir. Aynı zamanda vickers sertliğinin doğru okumalar yapması avantajı da vardır.

1.7.4 Mikrosertlik Ölçme Yöntemleri

Mikrosertlik yöntemi genellikle çok küçük malzemeler ve ince saçların sertlik değerini ölçmek için uygundur. Bu yöntem için Vickers ve Knoop mikrosertlik ölçme kullanılır. Vickers ucu tabanı kare, tepe açısı 136° olan piramit uç ile Knoop ucu ise 172° olan piramit biçiminde elmas uç tercih edilir [66].

1.8 Aşınma İz Derinliği

Aşınma iz derinliği yüzeylerdeki yükseklik farklılıklarından kaynaklanan oluşumlardır. Her üretim süreci yüzey kalitesini etkiler bu da aşınmaya neden olur. Yüzeylerin aşınması yüzeyin kalitesi hakkında bilgi verir. Malzemenin yüzey kalitesini anlayabilmek için aşınma iz ölçümüne bakılarak öznel ve objektif ölçüm gibi yöntemler kullanılabilir. Öznel yöntemde malzeme görsel ve dokunsal bakılarak kontroller gerçekleştirilebilir. Aşınma iz derinliğini ölçmede tarafsız olabilmek için ilk olarak optik ve dokunsal cihazlar kullanılabilir. Bu cihazlar sayesinde 2D ve 3D boyutlu incelemeye olanak sağlar. Ölçüm sonuçları tespit edilip, değerlendirilir ve analiz yapılabilir. İşlenen yüzeylerin kalitesi işleme performansı üzerinde önemlidir. ASME B46.1-2002 de tanımlanan aşınma iz derinliği ölçüm parametreleri;

Ra: Değerlendirilen profilin aritmetik ortalama sapması

Rq: Değerlendirilen profilin aritmetik karekök sapması

Rp: Profilin en büyük tepe yükseklik değeri

Rv: Profilin en büyük çukur derinlik değeri

Rt: Profilin en büyük yüksekliği

Rpm: Profilin en büyük tepe yüksekliği değerleri ortalaması

Rz: Profilin en büyük yüksekliği değerleri ortalaması

Rmax: Maksimum derinlik

Sm: Ortalama profil düzensizlikler arası mesafe

Pc: Tepe yoğunluğu

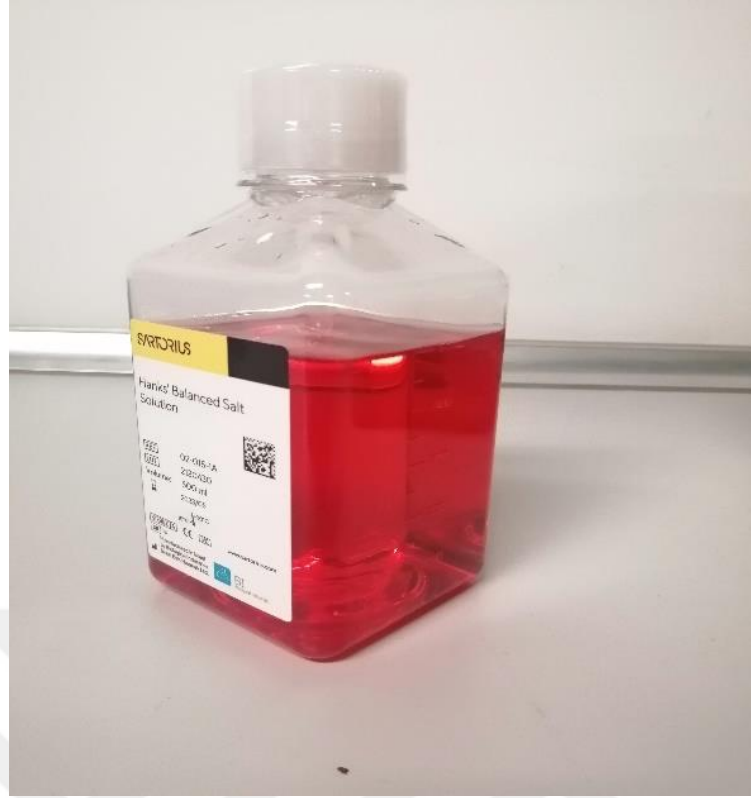
Aşınma iz derinliğini birçok faktörden etkilenebilir. Bunlar insan, ölçüm nesnesi, ölçüm cihazı, çevre, ölçüm stratejisi gibi faktörlerden etkilenebilir. Şekil 1.8.1 de aşınma iz derinliği ölçüm cihazı gösterilmiştir.



Şekil 1.8.1 Aşınma iz derinliği ölçüm cihazı

1.9 Yapay Vücut Sıvısı

Yapay vücut sıvısı bir organik tuz bileşimi ile insan vücut sıvısına benzer uygun sıcaklıkta ve pH da elde edilen yarı kararlı sentetik sıvıdır [67]. Belirli şartlar altında oluşan yapay vücut sıvıları içerisine daldırılan malzemelerin üzerinde kalsiyum fosfat tabakaları çeşitli biyomalzemelerin değerlendirilmesinde kullanılmaktadır [68]. Yapay vücut sıvısı insan hücre dışı sıvılarına benzer inorganik bileşik içeren buna karşın proteinler gibi organik bileşikler içermeyen çözeltilerdir. Üretilen biyomalzemelerin biyoaktiviteleri ve biyouyumlulukları hazırlanan yapay vücut sıvıları içerisinde daldırma yöntemiyle ölçülebilmektedir. Şekil 1.9.1 de yapay vücut sıvısı gösterilmiştir.



Şekil 1.9.1 Yapay vücut sıvısı

Şekil 1.9.2 yapay vücut sıvısının içerisinde bulunan çözeltiler gösterilmiştir. [69]

HBSS – HANK'S BALANCED SALT SOLUTION

	Liquid				
	HBSS 1X	HBSS 10X without Ca & Mg	HBSS 1X without Phenol Red	HBSS 1X without Ca & Mg	HBSS 1X without Ca & Mg without Phenol Red
Catalog Nos.	9220	9230 (10X)	9224	9228	9232
Component	mg/L	mg/L	mg/L	mg/L	mg/L
Sodium Chloride	8000	80000	8000	8000	8000
Potassium Chloride	400	4000	400	400	400
Potassium Phosphate, monobasic KH_2PO_4	60	600	60	60	60
Glucose	1000	10000	1000	1000	1000
Phenol Red, Na salt	10	100	—	10	—
Sodium Phosphate, dibasic Na_2HPO_4 anhyd.	48	479	48	48	47.86
Magnesium Sulfate, anhyd. MgSO_4	98	—	98	—	—
Calcium Chloride, anhyd.	140	—	140	—	—
Sodium Bicarbonate	350	—	350	350	350

Şekil 1.9.2 Yapay vücut sıvısı içeriği

2.LİTERATÜR TARAMASI

Titanyum alaşımları aşınma, korozyon ve düşük mukavemet gibi sebeplerden dolayı uzun süre kullanılamamaktadır. Bundan dolayı ikinci bir ameliyat ihtiyacı oluşmaktadır. Bu ameliyatlar pahalı ve hastaya acı vermekte aynı zamanda ameliyatlar başarılı geçmeyebilir. Bundan dolayı Şap ve diğerleri 2019 yılında bu sorunları ortadan kaldırmak için yeni alaşımların geliştirilmesi için araştırma yapmışlardır [70].

Urtekin ve diğerleri 2019 yılında Titanyum alaşımına ısıtma işlemi ve TiN kaplamanın mekanik özelliklere olan etkisini araştırmışlardır [71]. Titanyum alaşımına ısıtma işlemi uygulanması sonucunda yük kapasitesi artmıştır. Sadece TiN kaplaması uygulandığında ise yük kapasitesinin azaldığı görülmüştür. Hem TiN kaplama hem de ısıtma işlemi uygulandığı zaman sadece TiN kaplanmış numunelere göre yük kapasitesinin değişmediği görülmüştür. SEM ve Optik mikroskop kullanılarak morfolojik görüntüleme yapılmıştır.

Gökdemir 2005 yılında termal oksidasyonun CP-Ti ve Ti6Al4V alaşımının korozyon ve yüzey özelliklerine etkilerini araştırmıştır [72]. Termal oksidasyon sonucunda işlemsiz orijinal ve oksitlenen numunelerin sertlik ölçümleri, optik mikroskop incelemeleri ve X ışınları difraksiyon incelemeleri yapılmıştır. Hazırlanan numunelere Rocwell C indentasyon testi, korozyon testi ve çizik testi gerçekleştirilmiştir.

Titanyum yüzeyleri üzerinde Vurat 2016 yılında yaptığı araştırmada osteojenik ve biyouyumlu özellikte olan kompozit nano kaplamalar geliştirmiştir [73]. Nano kaplamaların üzerinde biyolojik, kimyasal ve fiziksel özellikleri incelenmiştir. Kaplamalarda biyouyumlu ve polimer olan hidroksiapatit, poli ve stronsiyum ranelat kullanılmıştır. Geliştirilen nanofiber kaplamaların titanyum alaşımı üstünde poröz yapı oluşturmuş ve bu sayede hücre canlılığı için uygun bir arayüzey oluşturmuştur.

Yıldız 2010 yılında Titanyum için biyouyumluluğu arttırmak ve yüzeyde biyoaktif yapılar oluşturmak için ZrO_2 ve HA farklı oranlarda hazırlanarak uygulama gerçekleştirmiştir [25]. Çoğunlukla ZrO_2 +HA genellikle yüzey pürüzlülüğünü arttırmıştır. Yapay vücut sıvısı içinde bekletilen numunelerin yüzeylerinde biyoaktif Ca/P olan yapı oluşmuştur. Titanyum alaşımının SVS çözeltileri içinde in vitro biyouyumluluğu hakkında bilgiye ulaşmak için iki farklı grupta araştırma gerçekleştirilmiştir. İlk grup HA + ZrO_2 tozları ile kumlama, ikinci grupta yağ doku lazeri ile yüzey modifikasyonu yapılmıştır. İki yüzey işleminin numunelerin yüzeylerini

değiştirdiği ve kumlama işleminin lazer işlemine kıyasla daha belirgin pürüzlü yüzey yapısı oluşturmuştur.

Memu 2019 yılında Ti6Al4V alaşımının mekanik özellikleri araştırmıştır [74]. EDE yöntemi kullanılarak üretilen ofset, blok ve standart boyutlarda numunelerin yüzey pürüzlülüğü incelenmiştir. Elde edilen numuneler standart ölçülerde çekme testi uygulanmıştır. EDE yöntemi sayesinde Ti6Al4V alaşımının üretim öncesi ve sonrası mekanik özellikleri incelenmiştir.

Titanyum alaşımının sürtünme katsayısının yüksek olması ile beraber aşınma direncinin düşük olması Titanyum alaşımının kullanım alanını sınırlandırmaktadır. Bundan dolayı titanyum alaşımının aşınma özelliklerini iyileştirmek için çeşitli yüzey modifikasyon işlemleri uygulanmaktadır. Özkan 2019 yılında yaptığı araştırmada saf Titanyum (CP-Ti) ve Ti6Al4V alaşımının yüzey özelliklerini geliştirmiştir. CP-Ti'un yüzeyi Ni-B ile kaplanırken Titanyum alaşımı yüzeyine pulse akım kaplama yöntemiyle nikel ve farklı oranlarda grafen kaplama yapılmıştır [75]. Yüzey morfolojisi EDS, SEM, OM ve XRD analizi yapılmıştır. Elde edilen Ni-B kaplaması ile farklı ölçüdeki grafen kompozit kaplamalar, işlem görmemiş CP-Ti ve Ti6Al4V alaşımına göre daha düşük aşınma hızı, yüksek sertlik ve yüksek sürtünme katsayısı göstermiştir.

Arslan 2020 yılında Ti6Al4V alaşımının CO_2 lazer kaynaklı birleştirmenin kaynak değerlerinde ısı etkisi olan kaynak ilerleme hızı incelemiştir [76]. Titanyum alaşımına CO_2 lazer kaynak yöntemi sayesinde farklı kaynak hızlarında birleştirme yapılarak mekanik değerleri araştırmak için çekme testi ve sertlik ölçümleri yapılmıştır. Aynı zamanda birleştirmelerin mikroyapıları da incelenmiştir. Bu sayede birleştirmelerin mekanik özellikleri ve mikroyapıları incelenerek kaynak ilerleme hızının etkisi araştırılmıştır. Aynı zamanda Titanyum alaşımının biyokorozyon ve biyoyumluluğu etkileri araştırılmıştır. Lazer kaynaklı Titanyum alaşımları yapay vücut sıvısı içerisinde bekletilerek biyoaktivite özellikleri incelenmiştir. Biyoaktivite testinden sonra yüzeyde bulunan hidroksiapatit temizlenerek ağırlık kayıpları hesaplanmıştır. Aynı zamanda biyokorozyon hızları bulunmuştur.

Ateş 2018 yılında Titanyum alaşımını farklı sıcaklıklarda ve farklı difüzyon süresinde Düşük Basıncılı Karbürleme fırınlarında karbürlenerek Titanyum alaşımının yüzey ve mekanik özelliklerini geliştirmek için en iyi sıcaklık ve süre parametreleri belirlemeyi amaçlamıştır [77]. En iyi parametreler 850 °C' de 4 saat süreyle karbürleme uygulanmış numune olduğu tespit edilmiştir. Sürtünme katsayısı 0.18 olarak bulunmuştur.

Ti6Al4V alaşımının borlanması ve borlanmış titanyum alaşımının mekanik özelliklerini Kaplan 2017 yılında incelemiştir [78]. Titanyum alaşımına hem katı hem de sıvı ortamda borlanması yapılmıştır. Borlama işlemi sayesinde Titanyum alaşımının sertlik değeri 330 HV'den 2800 HV'ye yükselmiştir. Borlanmış Titanyum alaşımının aşınma direnci 17 kat yapay vücut sıvısında ise 36 kat artmıştır. Korozyon kaybı deneyleri sonrasında borlama sresinin artmasıyla birlikte korozyon direnci 1,2 kattan 5 kata kadar arttığı görülmüştür. Borlanmış numunelerin korozif ortama karşı daha yüksek bir direnç gösterdiği görülmüştür. Borlanmış numunelerin toksik etki göstermediği ortaya çıkmıştır. Borlanmış Titanyum alaşımının cilt i irritasyona sebep olmadığı anlaşılmıştır.



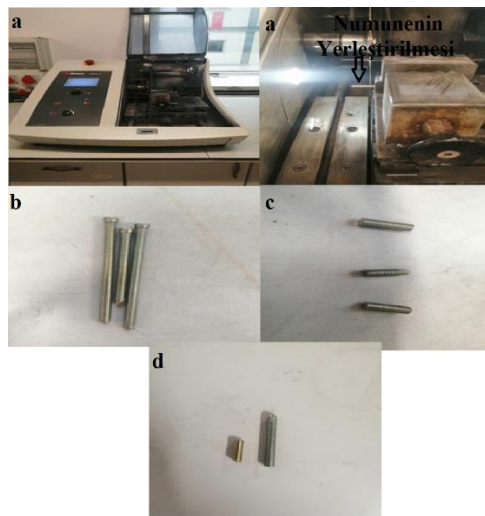
3.YÖNTEM

3.1 Giriş

Araştırma yapılırken iki ayrı firmadan temin edilen Ti6Al4V alaşımının aşınma deneyi, korozyon deneyi, SEM görüntüleri, vickers sertliği ve aşınma derinliği ölçüm analizi yapılmıştır.

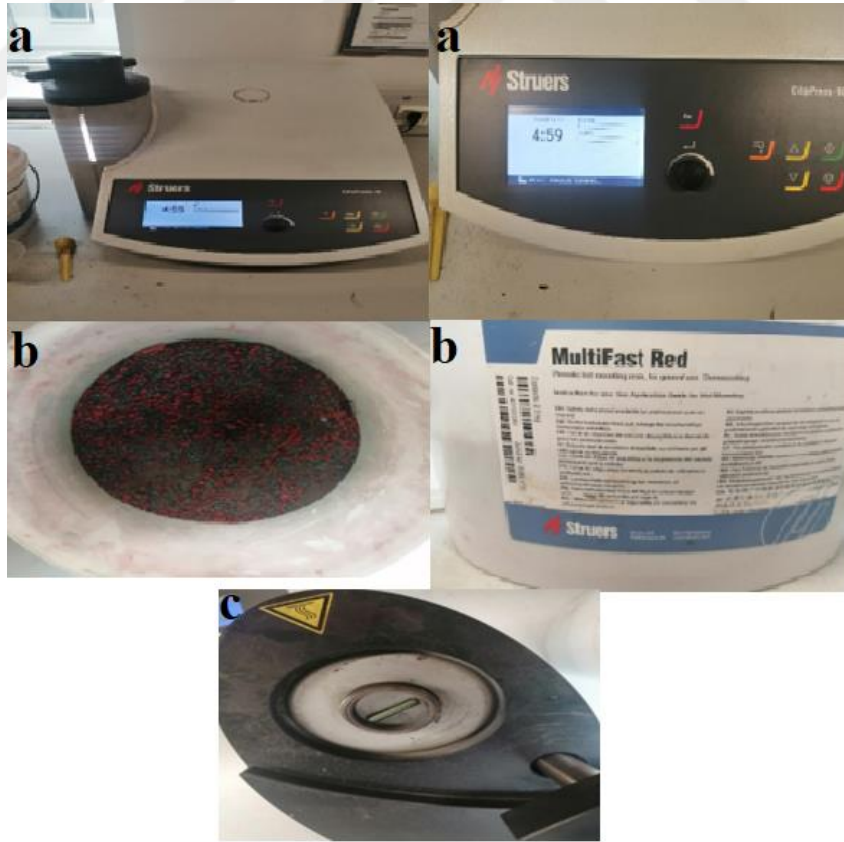
3.2 Numunelerin Hazırlanması

Ti6Al4V numuneleri aşındırma, korozyon ve vickers sertliği ölçümü için numuneler uygun boyutlandırma yapılmıştır. Numuneleri boyutlandırmak için secotom hassas kesme cihazı kullanılmıştır. Hassas kesme cihazı kullanımı basit ve esnektir. Yüksek kaliteli parçalar ve yüksek kapasiteli kesme işlemleri için tercih edilir. Metaller, kompozitler, elektronik parçalar, biyomalzemeler vb. malzemeler için hassas bir şekilde kesme işlemi uygulanabilir. Numuneden kesme işlemi uygularken numunenin fazla ısınmamasına ve çok fazla deformeye karşı önlem alınmalıdır. Numuneye kesme işlemi uygularken oluşan ısınmayı en aza indirmek için soğutucu sıvı kullanılır. Kesme işlemi sırasında uygulanan sıvının numune üzerinde korozyona sebep olmamalıdır. Kullanılan soğutucu sıvı numune üzerinde oluşan ısıyı ve numuneden kopan parçaları kesme alanından uzaklaştırmalıdır. Şekil 3.2.1’de numunelerin kesilme aşamaları a, b, c ve d gösterilmiştir.



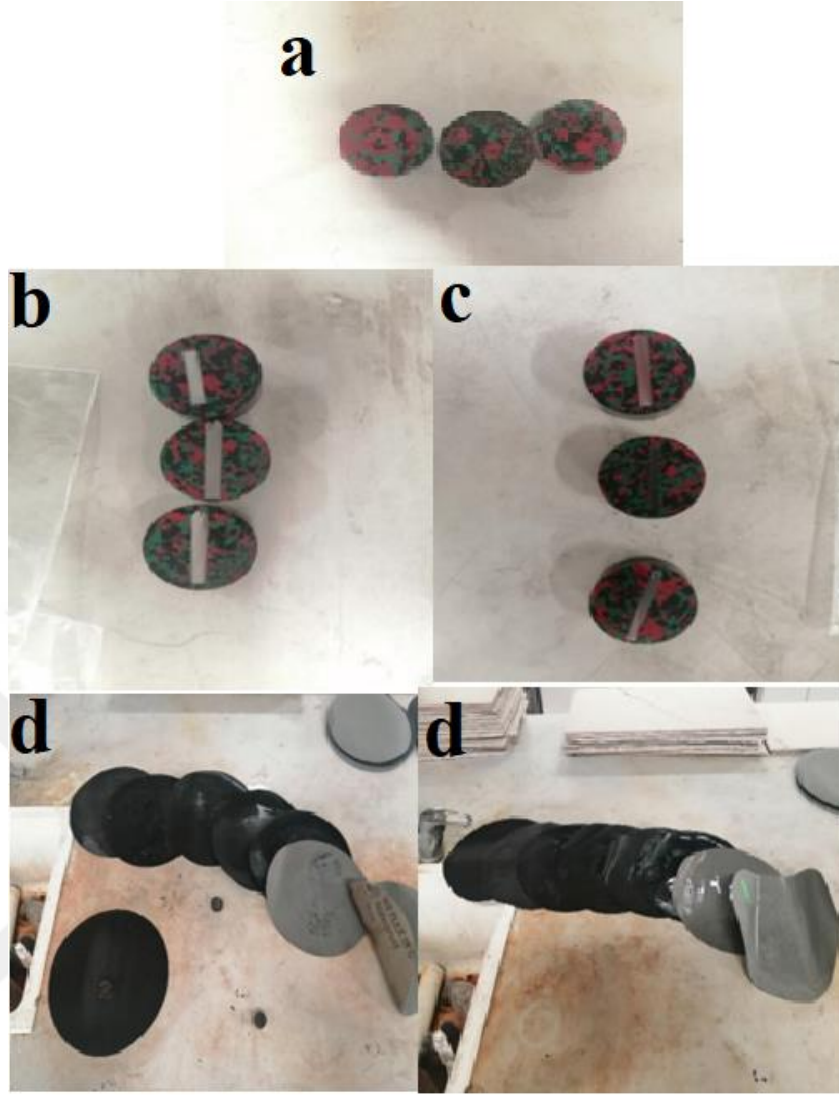
Şekil 3.2.1 (a) Hassas kesme cihazı (b) Kesilmeden önce Ti6Al4V numuneleri (c) Aşınma deneyi için hazırlanmış numuneler (d) Korozyon deneyi için hazırlanmış numuneler

Uygun boyutlarda kesilen numuneler fenolik reçine kullanılarak sıcak kalıplama cihazına yerleştirilir. Sıcak kalıplama cihazında numuneyi yerleştirmek için hazne bulunur. İncelenecek numune bakalit cihazının haznesine uygun şekilde yerleştirilir. İlk önce sıcak bakalit tozunu numune üzerine dökülür. Burada dikkat edilmesi gereken nokta tozların sıkışmasına dikkat edilmelidir çünkü sıkışma gerçekleştiği zaman bakalit tozu numune yüzeyini geçmelidir ve aynı zamanda bakalit tozu numunenin diğer yüzeylerini de tamamen kapatması önemlidir. Numune yerleştirildikten sonra numune ve bakalit tozları 150°C sıcaklık ve 30Mpa basınçta belli bir süre bekletilir daha sonra soğutulup numune hazneden çıkarılır. Sıcak kalıplama uygulanırken bakalit, akrilik ve epoksi gibi reçineler tercih edilir. Fenolik reçineler bir termoset plastikdir [79]. Fenol ve formaldehit kimyasal bir bileşendir. Fenol formaldehit reçinesi sıcaklığa karşı dirençli, dengeli ve yalıtım kalitesinin yüksek olması nedeniyle özellikle elektrik malzemeleri gibi birçok alanda kullanılmaktadır. Sıcak kalıplama cihazına kesilen numuneler yerleştirilip belli bir oranda fenolik reçine eklendikten sonra cihaz çalıştırılıp numune hazır hale getirilir. Şekil 3.2.2 de fenolik reçine ve numunelerin sıcak kalıplama cihazına a, b ve c’de yerleştirilmesi gösterilmiştir.



Şekil 3.2.2 (a) Sıcak kalıplama cihazı (b) Fenolik reçine (c) Kesilen numunenin sıcak kalıplama haznesine yerleştirilmesi

Hassas kesme ile kesilen numunelerin yüzeyleri çizikli ve pürüzlüdür. Bu pürüzlü ve çizikli yüzeyi uzaklaştırılması için numune zımparalanmalıdır. Zımparala işlemi sırayla yapılır. Her sıralamada bir öncekinden ince olan zımparalama kullanılır. Bu sayede numunelerde oluşan deformasyon ve çizikler minimum seviyeye indirilir. Zımparalar SiC, Al_2O_3 benzer aşındırıcıların suya karşı dayanıklı, sert veya kumaşa yapıştırılarak elde edilir. Zımparalar aşındırıcıların boyutuna bakılarak numaralandırma yapılır. Zımparaların numaralandırılması aşındırıcı tane sayısına göre yapılır. Zımpara kağıdı numarası büyüdükçe numune yüzeyinde aşındırıcı partikül boyutları azalır ve zımpara kağıdı inceler. Numune parçasının ısınmasını ve kopan parçaları numune yüzeyinden uzaklaştırmak için sıklıkla numune su ile temizlenir. Bir ince zımparaya geçildiğinde numune 90° döndürülmelidir. Numune 90 derece döndürüldüğünde bir önceki zımparalama izlerinin kaybolduğu görülür. Zımparalama yaparken süreyi bir önceki zımparalama kağıdı kullanılan süreden daha fazla zımparalama işlemi yapılır. Zımparalama işlemi sırasında numune yüzeyine fazla bastırılmamalıdır. Numune yüzeyine çok bastırılması numunedeki çizikleri ve zımparalama süresini artırır. Numuneler her kademedan sonra yıkanmalıdır ve yüzeye yapışmış partikül varsa temizlenmelidir. Sıcak kalıplama cihazından çıkan numunelerin her biri tek tek zımparalama işlemi yapılmalıdır. Zımparalama işlemi için sırasıyla P60D, P120D, P320C, P400C, P600C, P1000C, P1200 ve 2500 kağıtları kullanılmıştır. Şekil 3.2.3 de a, b, c ve d' de numunelerin sıcak kalıplamadan çıkan, zımparalamadan önce sonra ve zımparalama kağıtları gösterilmiştir.



Şekil 3.2.3 Hazırlanan numuneler (a) Sıcak kalıplamadan çıkan numuneler (b) Zımparalamadan önce (c) Zımparalamadan sonra (d) Zımparalama Kağıtları

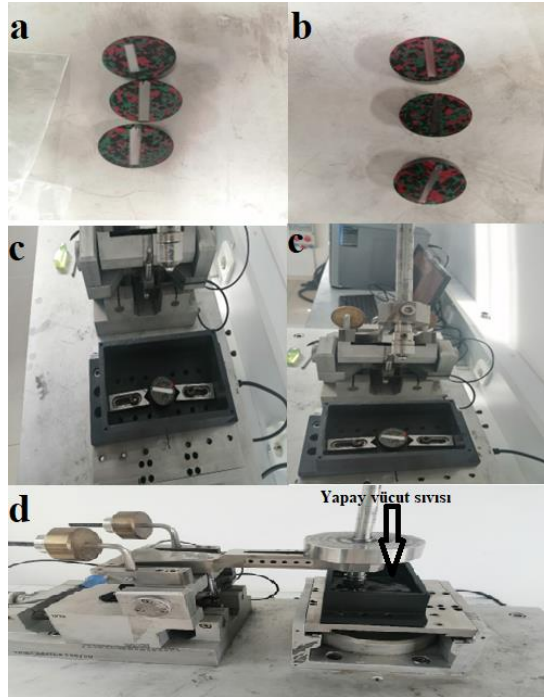
3.3 Aşınma Deneyi

Aşınma deneylerinde UTS Tribometer T10 test cihazı kullanılmıştır. Bu test cihazı ile ASTM G-99 standardına uygun testler yapılabilir. ASTM G13 standardına uygun testler yapılarak aşınma ve sürtünme davranışları incelenebilir. Korozyon hücresi sayesinde farklı korozif ortamlarda (vücut sıvısı, bazik çözeltiler vb.) malzemeler üzerindeki aşınma ve sürtünmeyi incelemeye olanak sağlar. Potansiyostat ilave edilerek elektro-Tribokorozyon testi yapılabilir. Malzemenin korozyona karşı yüksek dirençli olması sağlanarak uzun süre kullanılmasına olanak sağlar. Biyomedikal malzemeler üzerinde aşınma ve sürtünme testi yapılmasına olanak sağlar. Şekil 3.3.1 'de aşınma testi için kullanılan test cihazı gösterilmiştir.



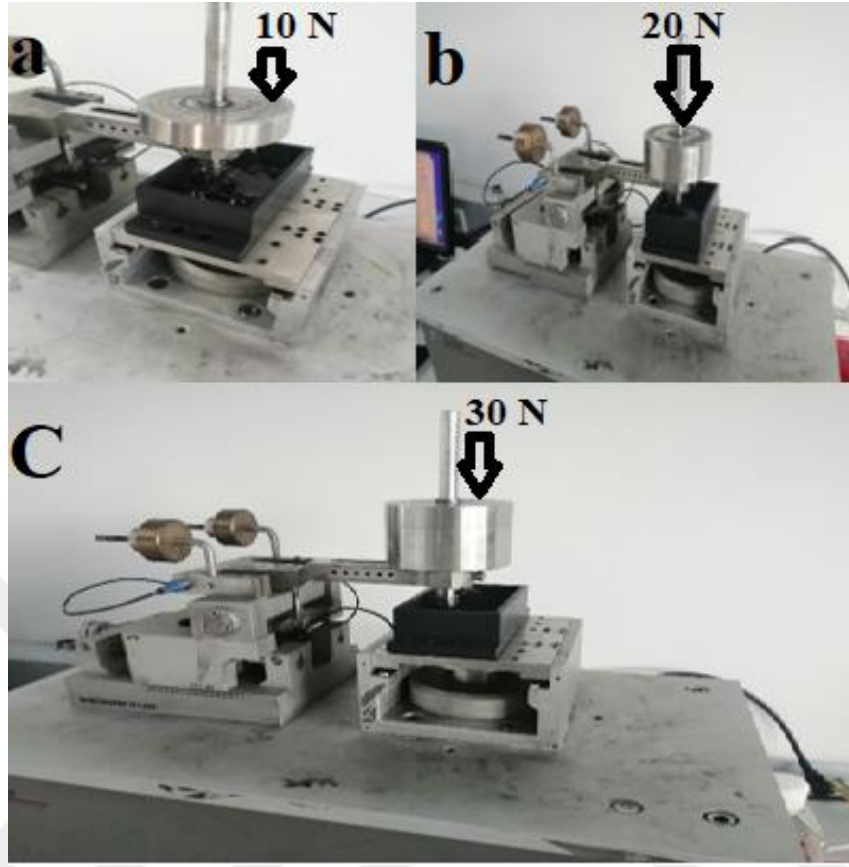
Şekil 3.3.1 UTS Tribometer T10 test cihazı

Aşınma deneylerinde Ti6Al4V alaşımından 3 adet Ankara firmasından ve 3 adet Gaziantep firmasından elde edilen numune kullanılarak deneyler yapılmıştır. Her deney için yüzeyin bozulmasından kaynaklanabilecek hataları ortadan kaldırılmış aynı şartlarda deneyler gerçekleştirilmiştir. Her iki firmadan elde edilen numuneler sırasıyla 10N, 20N ve 30N yük uygulanmıştır. Bütün numunelerin deney aşaması oda sıcaklığında ve yapay vücut sıvısı kullanılarak deneyler yapılmıştır. Aşınma test cihazının hızı sabit tutulmuştur. Şekil 3.3.2 de a, b, c ve d 'de firmalardan temin edilen numunelerin hazırlanıp test cihazına yerleştirilmesi gösterilmiştir.



Şekil 3.3.2 (a) Ankara numunesi (b) Gaziantep Numunesi (c) Numunelerin Yerleştirilmesi (d) Numunelerin aşınma deneyi için hazneye yapay vücut sıvısı ile testi

Şekil 3.3.3 de sırasıyla a, b ve c numunelerine 10N, 20N ve 30N yük uygulanmıştır.



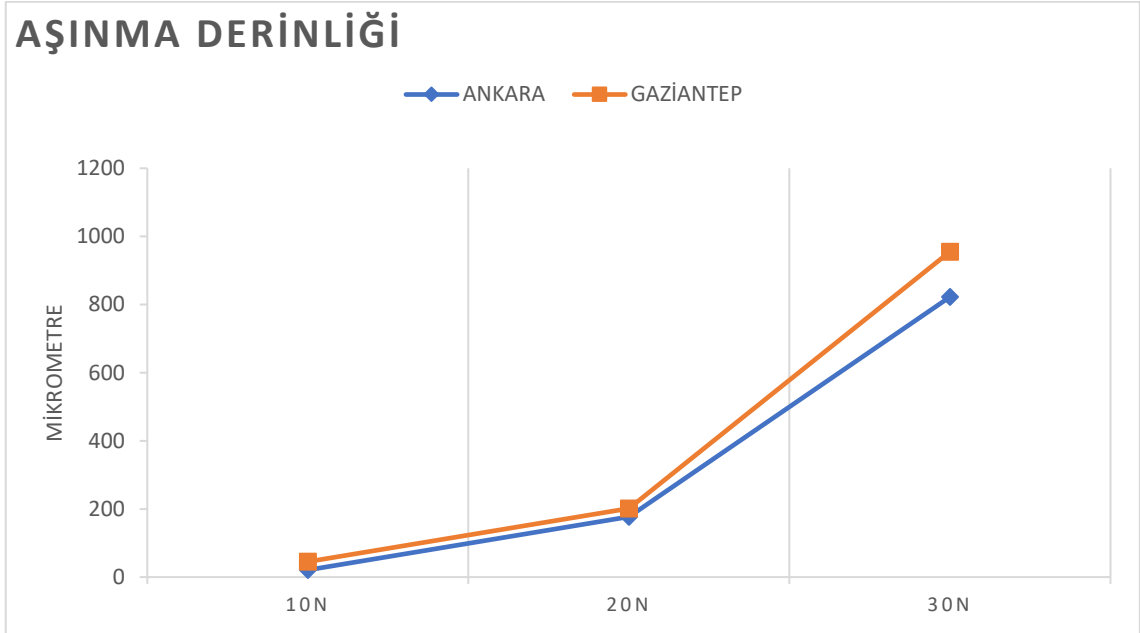
Şekil 3.3.3 (a) 10N yük uygulanan numune örneği (b) 20N yük uygulanan numune örneği (c) 30N yük uygulanan numune örneği

Aşındırma deneyi öncesi ve sonrası bütün numuneler alkolle temizlenmiştir. Şekil 3.3.4 de a ve b’de iki firmaya ait numunelere sırasıyla 10N, 20N ve 30N yük uygulandıktan sonra aşınma test cihazından çıkan numuneler gösterilmiştir.

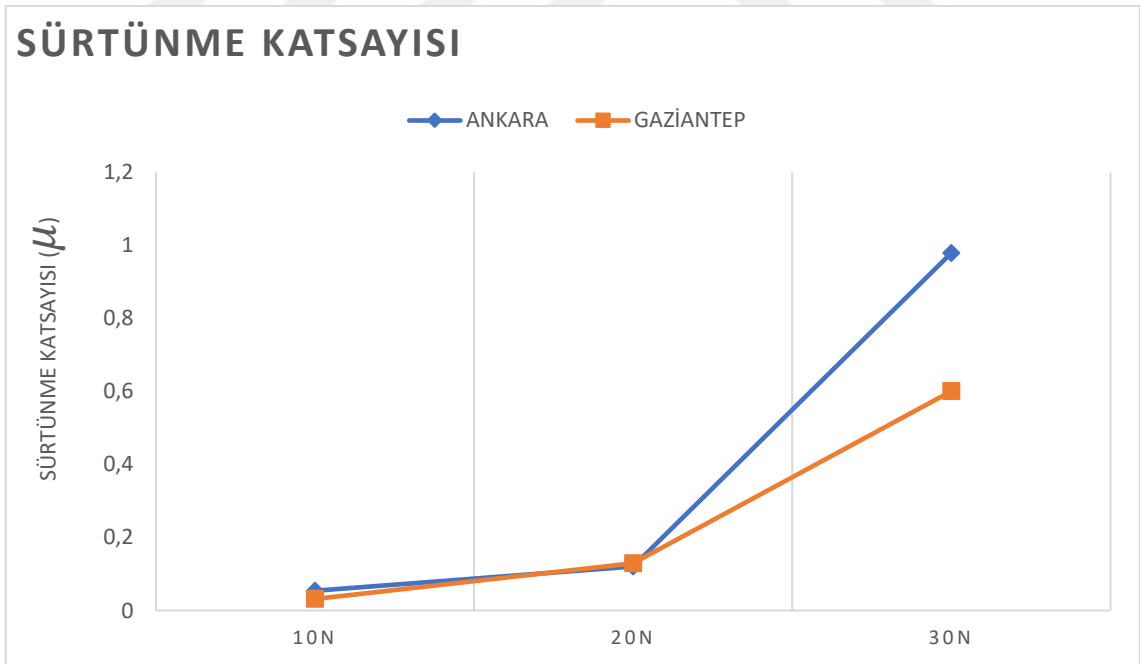


Şekil 3.3.4 (a) Ankara numunelerine sırasıyla 10N, 20N ve 30N yük uygulandıktan sonra aşınma test cihazından çıkan numunelerin görüntüleri (b) Gaziantep numunelerine sırasıyla 10N, 20N ve 30N yük uygulandıktan sonra aşınma test cihazından çıkan numunelerin görüntüleri

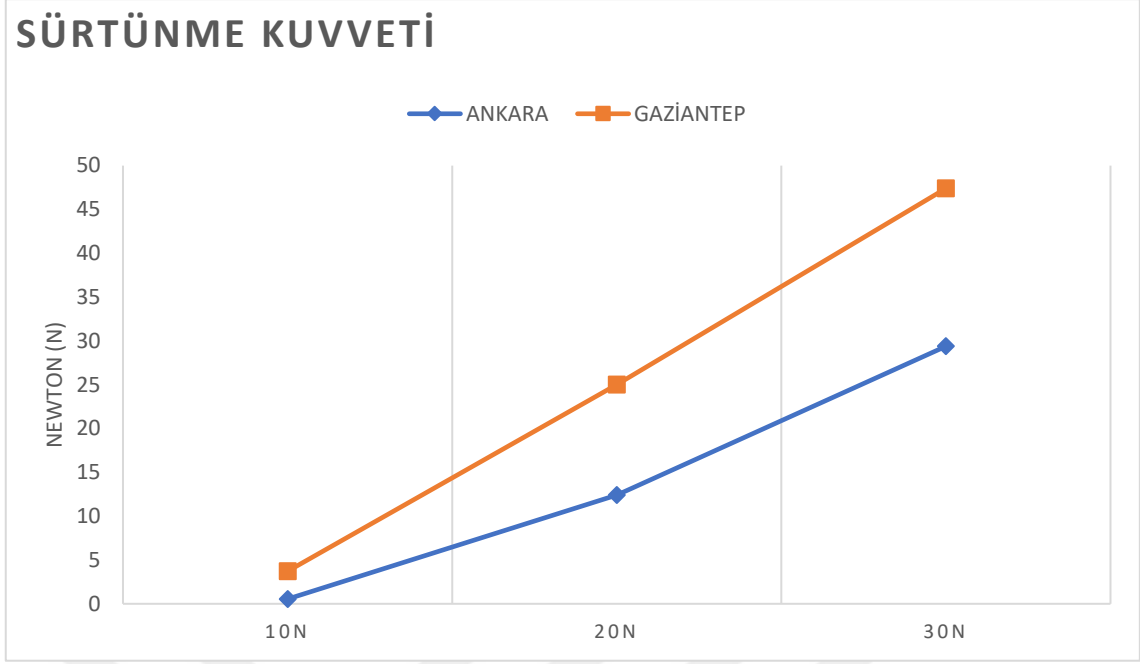
Aşınma deneyi uygulandıktan sonra numunelerin aşınma derinliği, sürtünme katsayısı ve sürtünme kuvvetinin ortalama değerleri şekil 3.3.5’de a, b ve c’de gösterilmiştir.



(a)



(b)



(c)

Şekil 3.3.5 (a) Aşınma derinliği ortalama değerleri (b) Sürtünme katsayısı ortalama değerleri (c) Sürtünme kuvveti ortalama değerleri

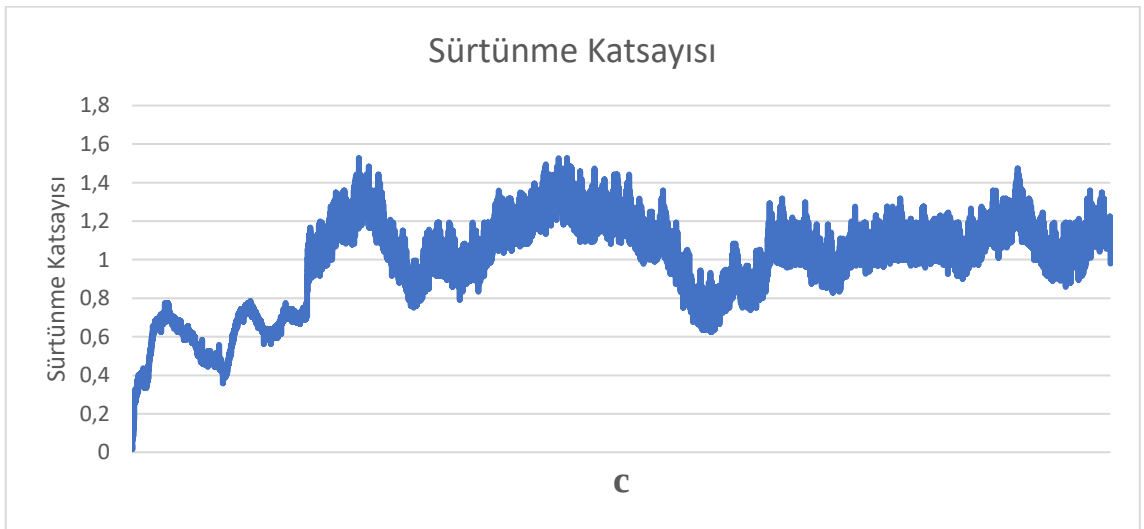
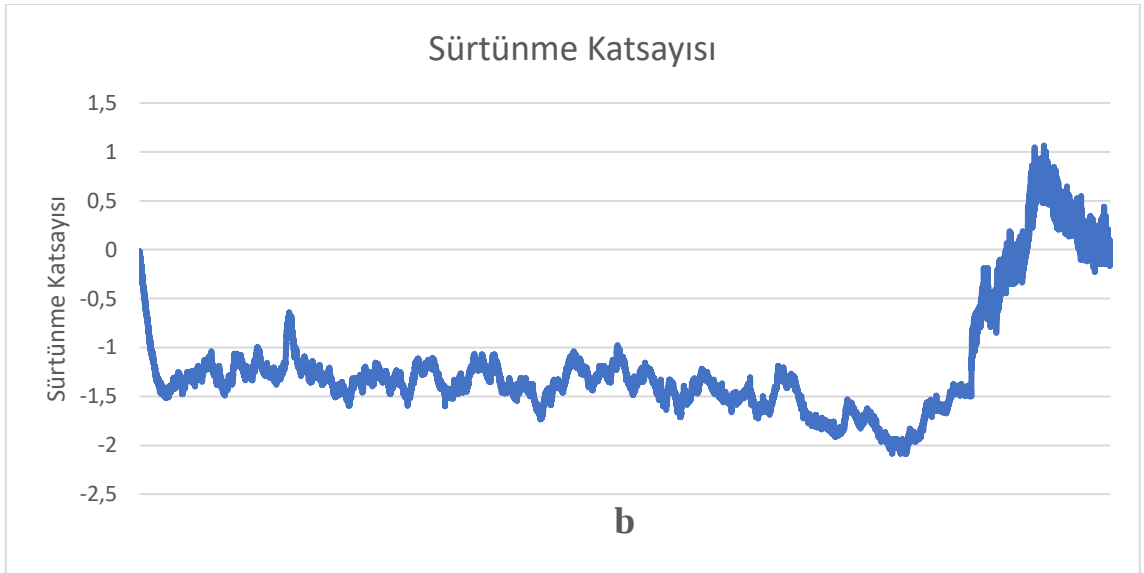
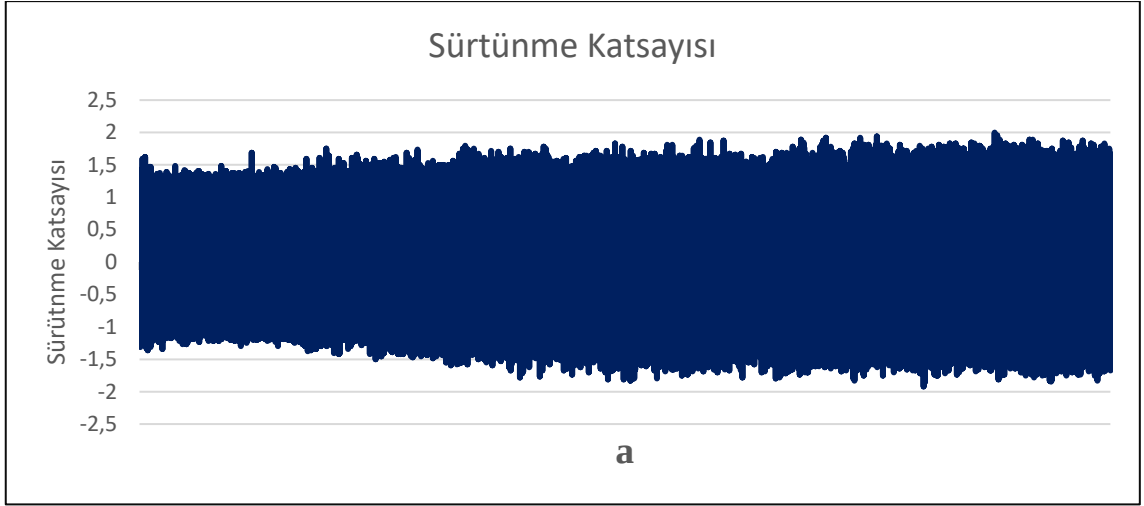
Ankara ve Gaziantep firmalarından elde edilen numunelerin zamanla ölçülen ortalama değerleri tablo 3.3.1 de gösterilmiştir.

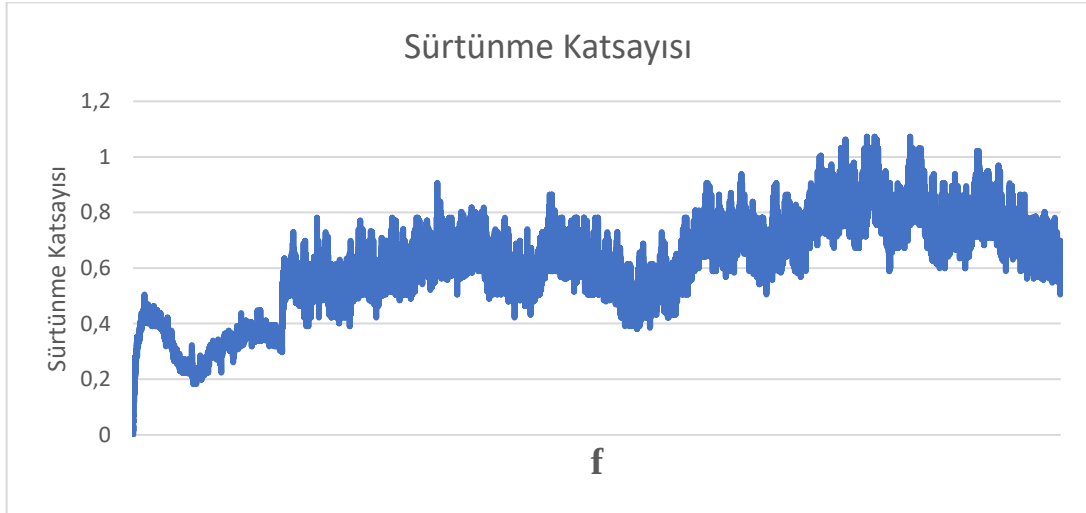
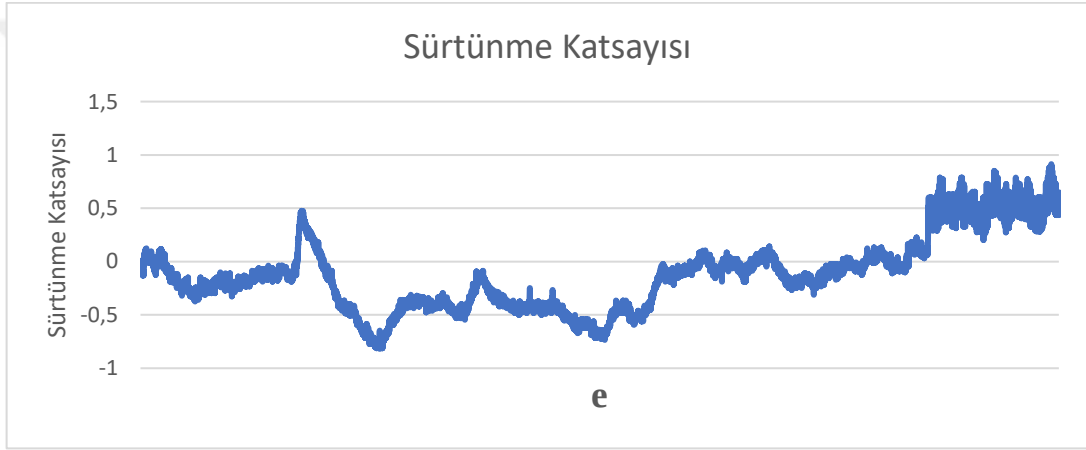
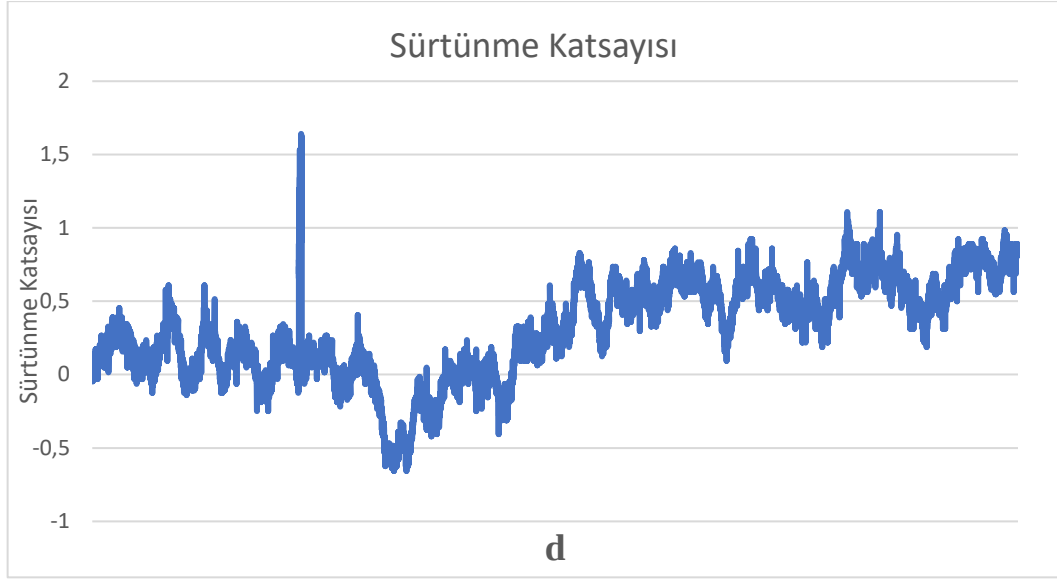
Tablo 3.3.1 Zamanla ölçülen aşınma derinliği, sürtünme katsayısı ve sürtünme kuvveti ortalama değerleri

ANKARA	Aşınma Derinliği (mikrometre)	Sürtünme Katsayısı (μ)	Sürtünme Kuvveti (Newton)
10N	20,846634183	0,054167556	0,54167556
20N	176,8411705	0,120537949	12,41075898
30N	822,3780189	0,979251663	29,37754988

GAZİANTEP	Aşınma Derinliği (mikrometre)	Sürtünme Katsayısı (μ)	Sürtünme Kuvveti (Newton)
10N	45,19979343	0,0317023104	3,170231042
20N	201,3276266	0,129483354	12,58966707
30N	955,1827745	0,60060179	18,01805371

İki firmadan alınan numuneler incelendiğinde uygulanan yükler arttıkça numunelerin aşınma derinliği, sürtünme katsayısı ve sürtünme kuvveti de artmıştır. Şekil 3.3.6 da numunelerin sırasıyla sürtünme katsayıları ayrıntılı bir şekilde gösterilmiştir. Numuneler kayma hızı 48.00 mm/s ve 3.0 Hz frekansta testler yapılmıştır.





Şekil 3.3.6 (a) Ankara 10N numunesinin sürtünme katsayısı şekli (b) Ankara 20N numunesinin sürtünme katsayısı şekli (c) Ankara 30N numunesinin sürtünme katsayısı şekli (d) Gaziantep 10N numunesinin sürtünme katsayısı şekli (e) Gaziantep 20N numunesinin sürtünme katsayısı şekli (f) Gaziantep 30N numunesinin sürtünme katsayısı şekli

Tablo 3.3.2’de Ankara ve Gaziantep numunelerin kayma mesafesi a ve b de ortalamaları değeri verilmiştir.

Tablo 3.3.2 (a) Ankara numunesi kayma mesafesi ortalama değeri (b) Gaziantep numunesi kayma mesafesi ortalama değeri

Ankara Numunesi	Kayma Mesafesi (m)
10N	99,96232603
20N	99,97882356
30N	99,9772096

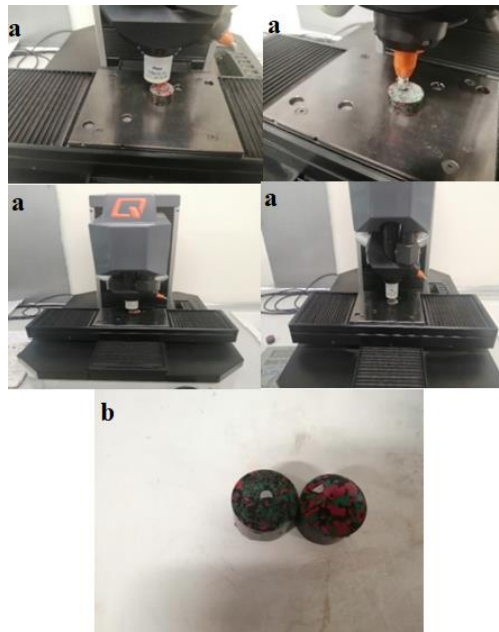
a

Gaziantep Numunesi	Kayma Mesafesi (m)
10N	99,9775318
20N	99,97798969
30N	99,97726636

b

3.4 Sertlik Deneyi

Sertliği ölçülecek olan numunenin yüzeylerine kuvvet uygulandığı zaman numune sabit olmalıdır. Numune sertlik deneyinde örs yüzeyine yerleştirilmelidir ve numune yüzeyi uygulanacak batıcı uca kadar yükseltilmelidir. Numuneye yük artırılarak uygulanır ve sonra kaldırılır. Her iki firmadan elde edilen numuneler sıcak kalıplama cihazında uygun boyutlarda hazırlanarak vickers sertlik deneyi uygulanmıştır. Şekil 3.4.1’de sertlik deneyi için hazırlanan numuneler ve vickers sertlik deneyi için kullanılan cihazlar a ve b’de gösterilmiştir.



Şekil 3.4.1 (a) Vickers sertlik deneyi için kullanılan cihaz (b) Sertlik deneyi için hazırlanan numune

Gaziantep ve Ankara firmasından elde edilen numunelerin vickers sertliği deneyi sonuçları tablo 3.4.1 de gösterilmiştir.

Tablo 3.4.1 Vickers sertlik deneyi sonuçları

	GAZİANTEP	ANKARA
1.	340 HV	351 HV
2.	351 HV	352 HV
3.	322 HV	334 HV
4.	345 HV	322 HV
5.	336 HV	330 HV
6.	344 HV	335 HV
7.	366 HV	337 HV
8.	347 HV	341 HV
Ortalama	343,875 HV	337,75 HV

Elde edilen veriler sonucu değerlendirildiğinde her iki firmadan elde edilen numunelerin Titanyum alaşımı için ortalaması olan 340.51 HV Vickers sertliğine yakındır.

3.5 Aşınma İz Derinliği

Her iki firmadan temin edilen numunelerin aşınma iz derinliğini belirlemek için kullanılan cihaza yerleşimi şekil 3.5.1 de gösterilmiştir.



şekil 3.5.1 Aşınma iz derinliği için numunelerin cihaza yerleştirilmesi

Aşınma deneyinden çıkan numuneler Ankara 10N, Ankara 20N, Ankara 30N, Gaziantep 10N, Gaziantep 20N, Gaziantep 30N sırasıyla aşınma iz derinliği ölçülmüştür. Çıkan ölçümlerin sonuçları tablo 3.5.1 de gösterilmiştir.

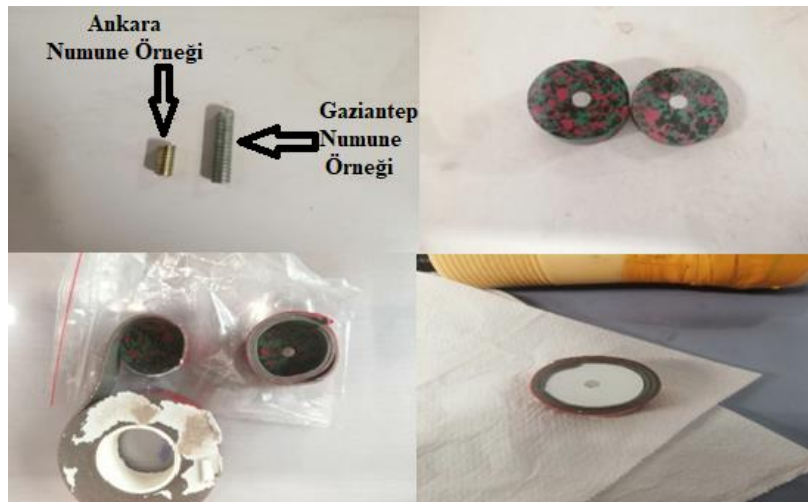
Tablo 3.5.1 Aşınma iz derinliği ölçüm sonuçları

	Ankara 10N	Ankara 20N	Ankara 30N
1	245 μm	350,3 μm	378,6 μm
2	246,6 μm	370,5 μm	375,6 μm
3	305,3 μm	322,2 μm	396,1 μm
4	332 μm	375,9 μm	381,1 μm
5	324 μm	333 μm	378,8 μm
Ortalama Değeri	290,58 μm	350,38 μm	382,04 μm

	Gaziantep 10N	Gaziantep 20N	Gaziantep 30N
1	127,9 μm	300 μm	394 μm
2	159,2 μm	244,1 μm	333,6 μm
3	134,1 μm	280,3 μm	318,9 μm
4	164,7 μm	232,9 μm	414,2 μm
5	119,8 μm	281,3 μm	365,1 μm
Ortalama Değeri	141,14 μm	267,72 μm	365,16 μm

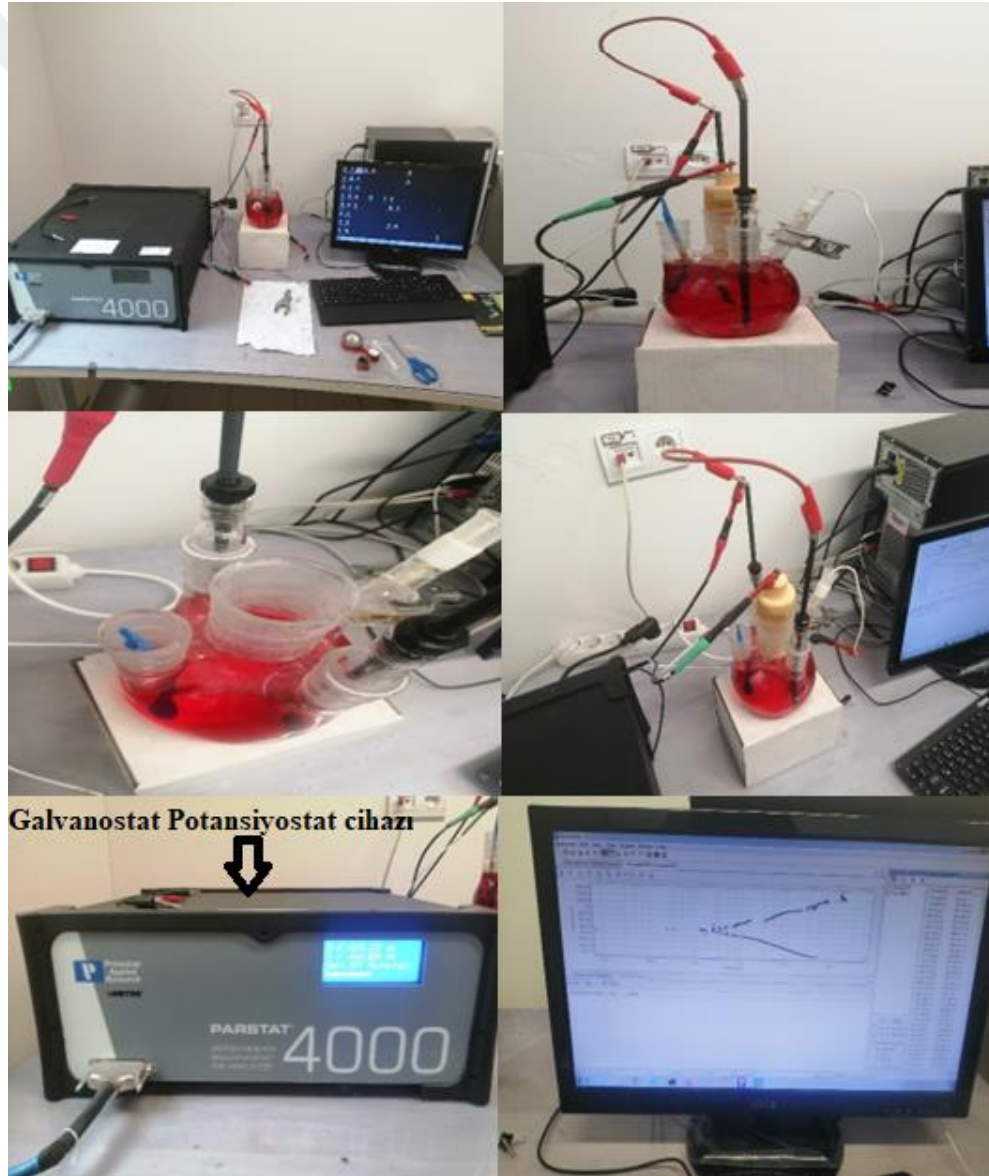
3.6 Korozyon Deneyi

Hazırlanan numuneler üzerinde belirli bir yüzeyin korozyon değeri ölçülür. Soğuk bakalitleme işleminden önce, numuneler aşınma deneyinde olduğu gibi numuneler hazırlanması için uygun boyutlarda kesilir. Sıcak kalıplama cihazına yerleştirilir ve zımparalama işlemi uygulanır. Soğuk bakalit silindir şeklinde hazırlanır. Bir tanesi Ankara bir tanesi Gaziantep firmasına ait olan numunelerin korozyon deneyi için hazırlanması Şekil 3.6.1 de gösterilmiştir.



Şekil 3.6.1 Korozyon deneyi öncesi hazırlanan numuneler

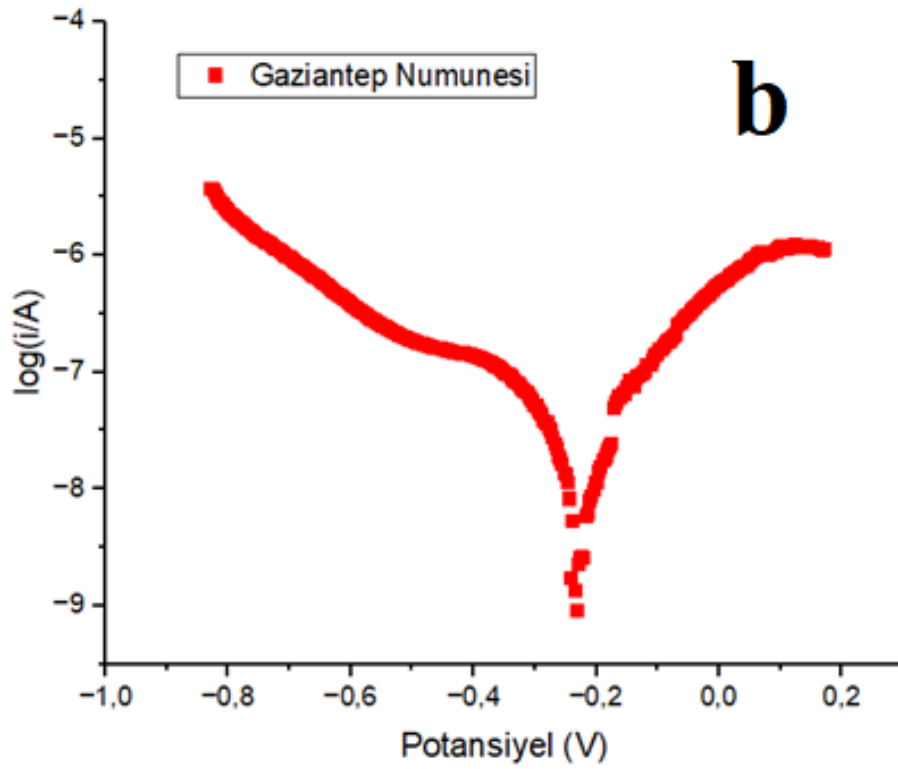
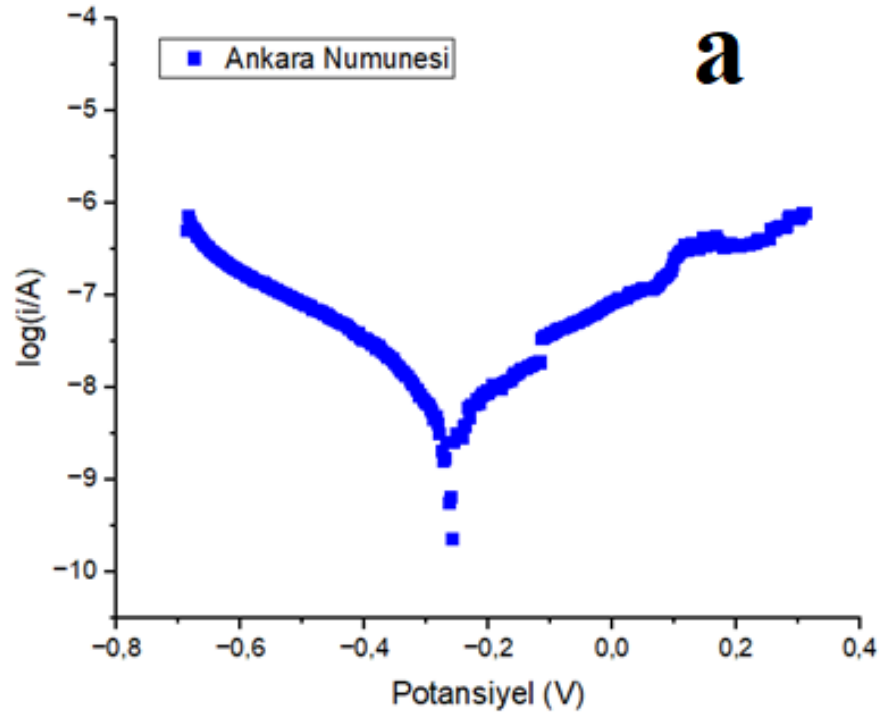
Numuneye bakalitleme işlemi uygulandıktan sonra numune alt ve üst yüzeylere sahip olur. Numunenin alt bölgesinde korozyon üst bölgesinde ise deney sırasında numuneyi stabil tutmak için düz tabanlı vida girişine uygun delik açılır. Numunenin düz tabanlı olan kısmına tutucu elektrod numuneye vidalanır ve test hücrene bırakılır. Bir tane referans elektrod ve iki tane grafit elektrod hücreye yerleştirilir. Daha sonra numunenin yarısını kaplayacak şekilde yapay vücut sıvısı eklenir. Dikkat edilmesi gereken yer numunenin üst bölgesinin çözelti ile temas etmemelidir. Korozyona maruz kalacak alt yüzeyin teste başlamadan önce numunenin alanı ölçülmeli ve yüzey prosedürüne göre numune hazırlanmalıdır. Tüm testlerden önce numunenin koroziif ortamda açık devre potansiyeline bakılır ve sonra gerekli testler yapılır. Şekil 3.6.2 de korozyon deneyi gösterilmiştir.



Galvanostat Potansiyostat cihazı

Şekil 3.6.2 Korozyon deneyi için kullanılan laboratuvar

Şekil 3.6.3 a ve b de Ankara ve Gaziantep numunelerin tafel eğrileri gösterilmiştir.



Şekil 3.6.3 (a) Ankara numunesi Tafel eğrisi (b) Gaziantep numunesi Tafel eğrisi

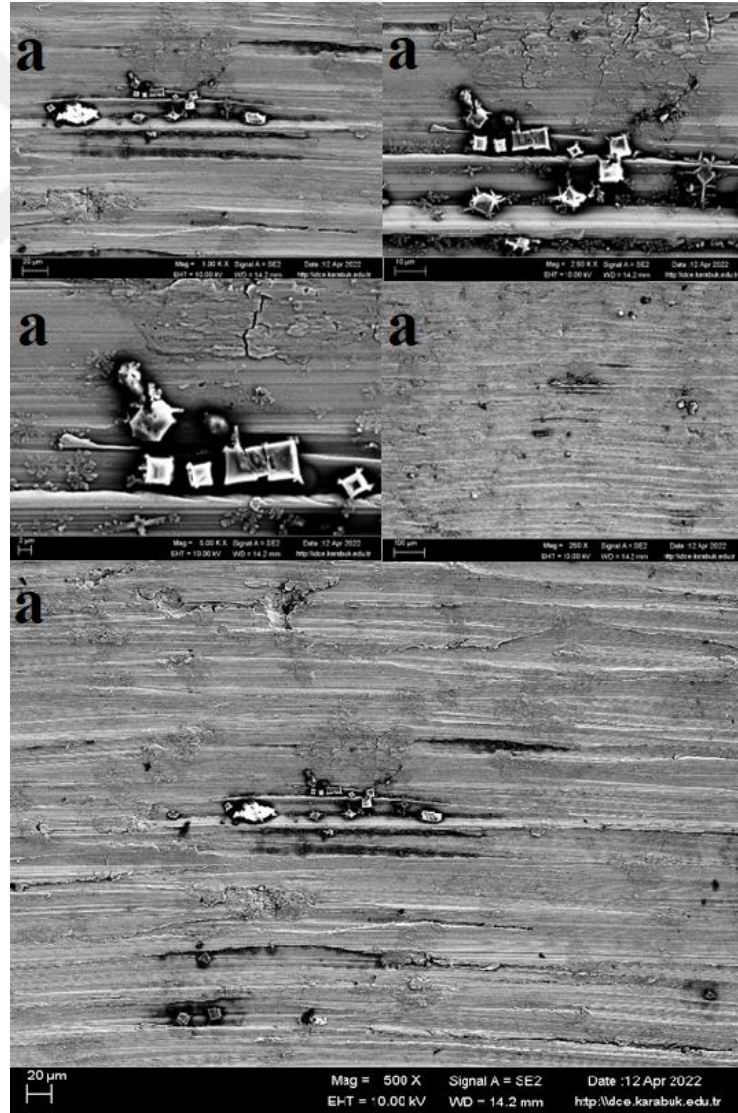
Korozyon deneyi için kullanılan parametreler tablo 3.6.1 de gösterilmiştir.

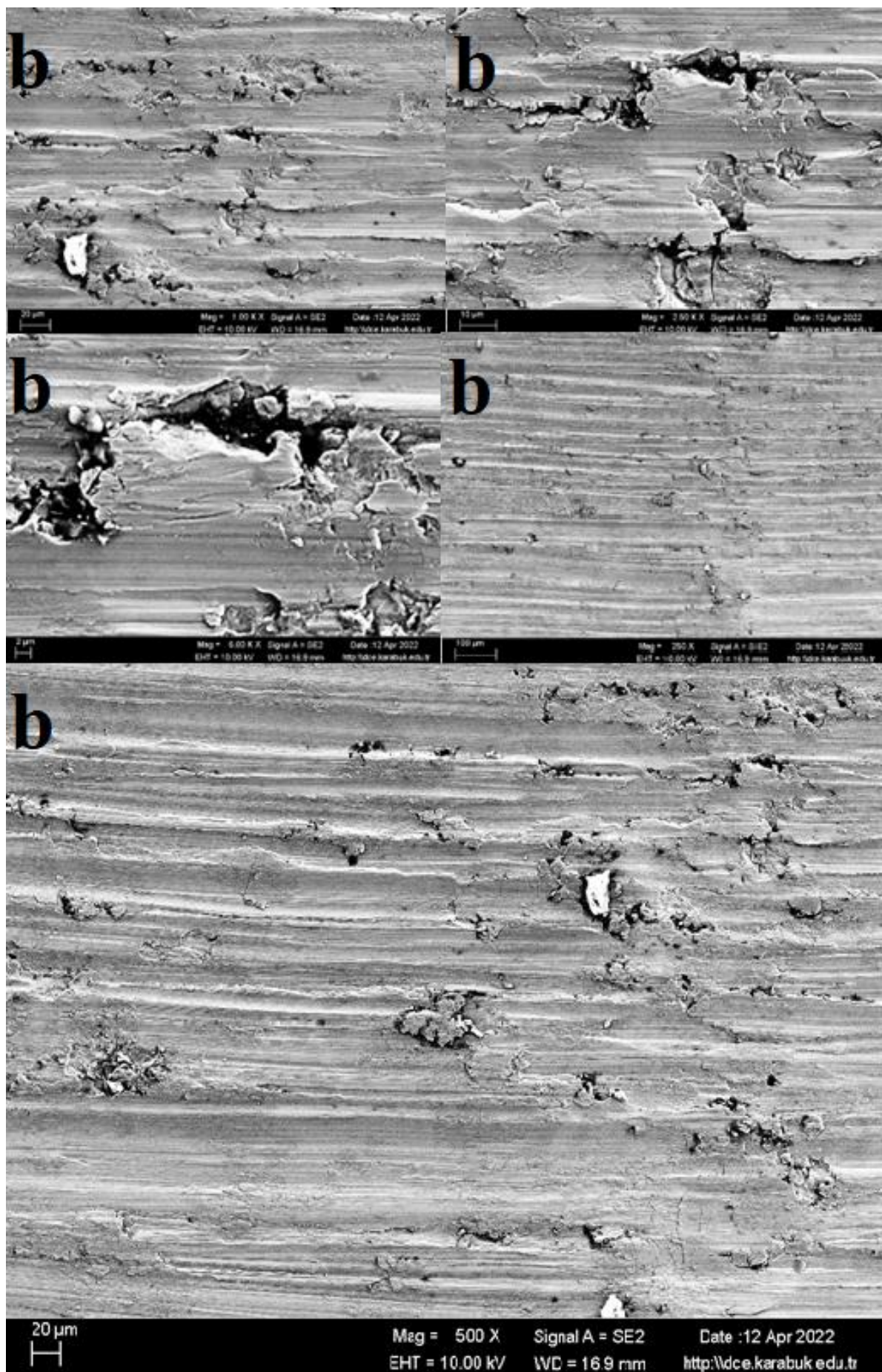
Tablo 3.6.1 Korozyon deneyi parametreleri

Numuneler	Yüzey Alanı (cm^2)	Eşdeğer Ağırlık (g)	Yoğunluk (g/cm^3)
Ankara	0,12	23,93	4,51
Gaziantep	0,12	23,93	4,51

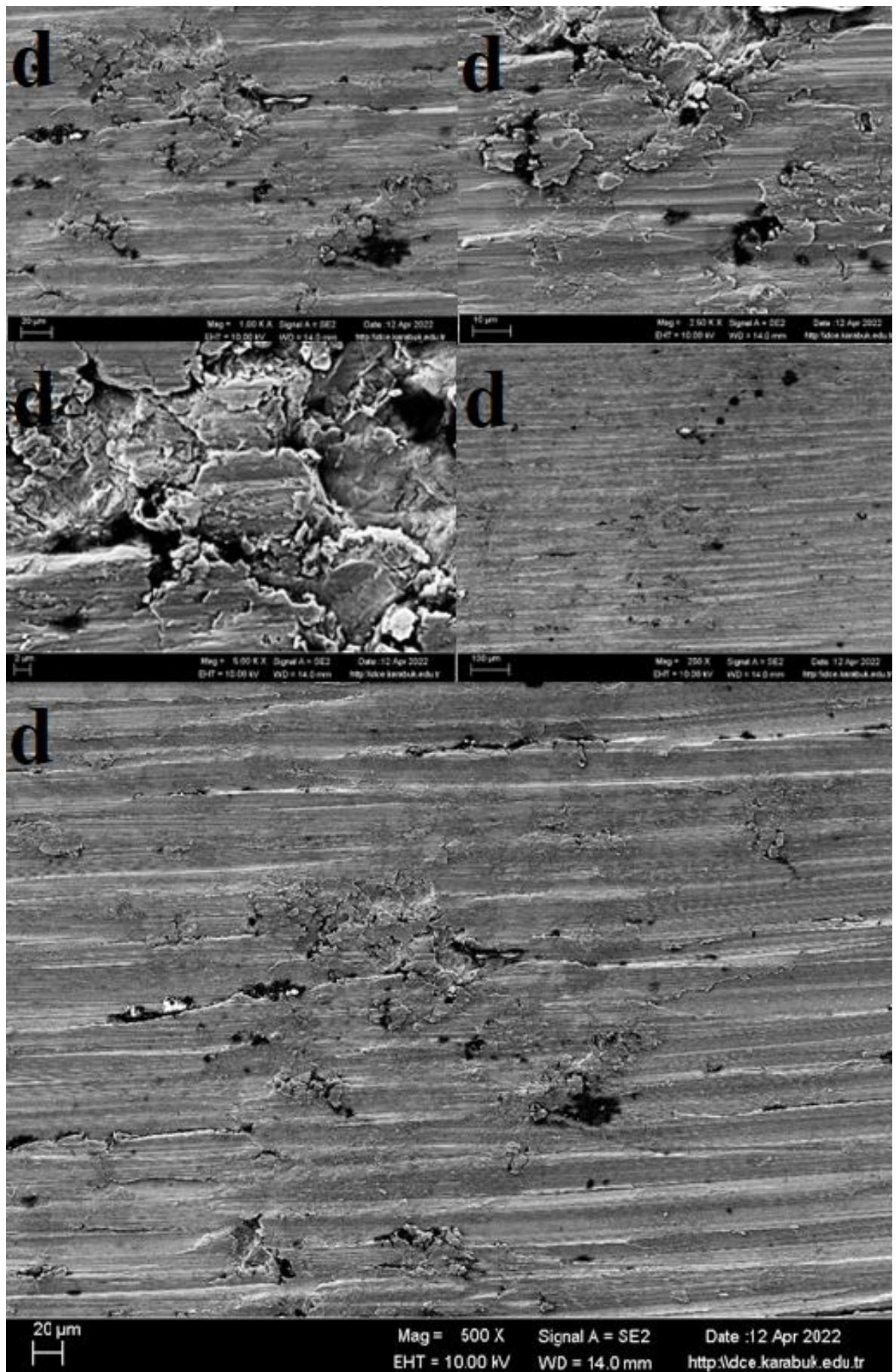
3.7 Taramalı Elektron Mikroskobu (SEM) Deneyi

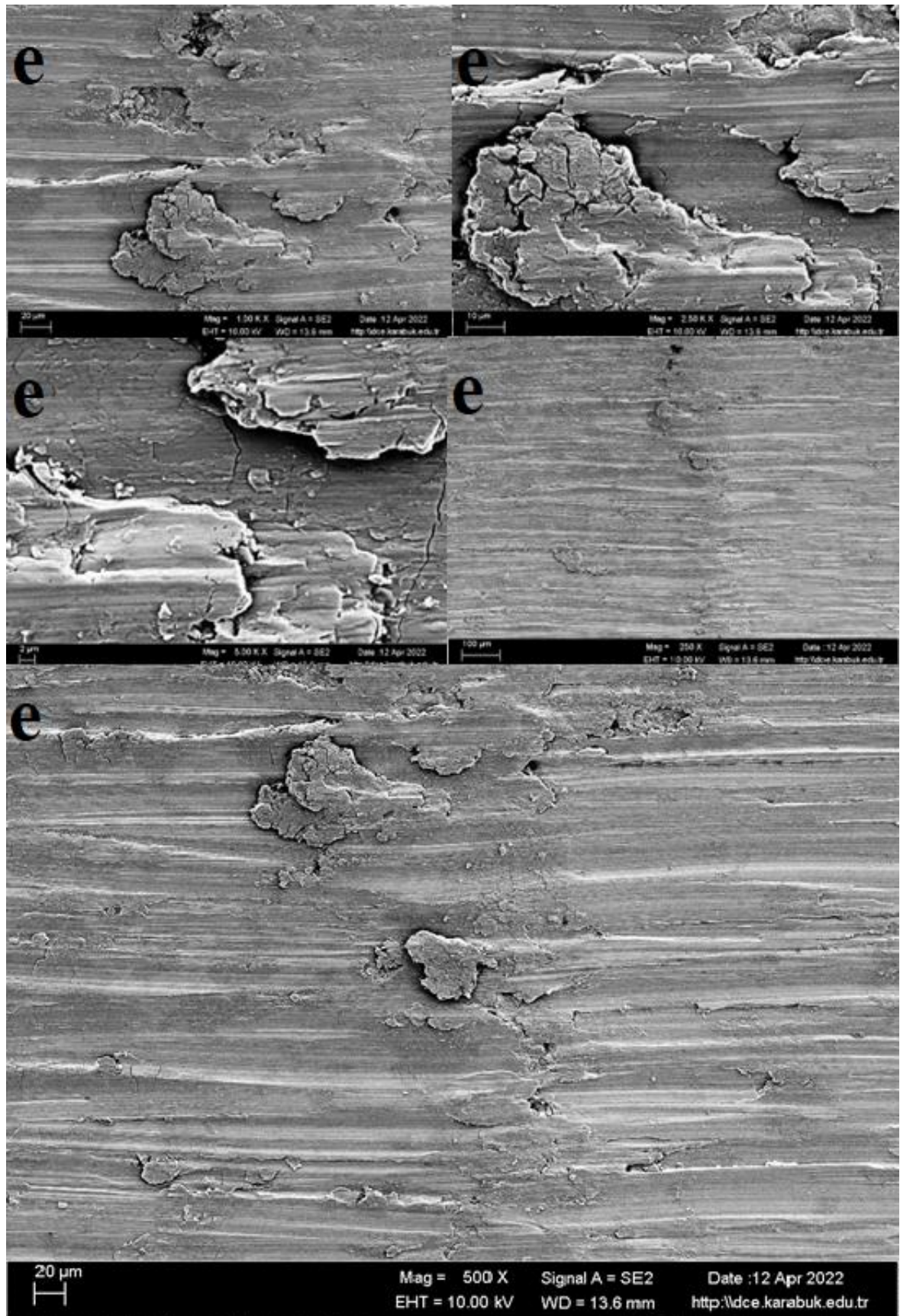
Titanyum alaşımının aşınma ve korozyondan sonra Taramalı Elektron Mikroskobu (SEM) kullanılarak sayısal görüntü işleme teknikleri yardımıyla Tribokorozyon uygulamalarında kullanılma potansiyeli araştırmak için iki firmadan temin edilen numunelerin sırasıyla SEM görüntüleri alınmıştır. Şekil 3.7.1 de aşınma deneyi sonrası numunelerin sırasıyla SEM görüntüleri verilmiştir.

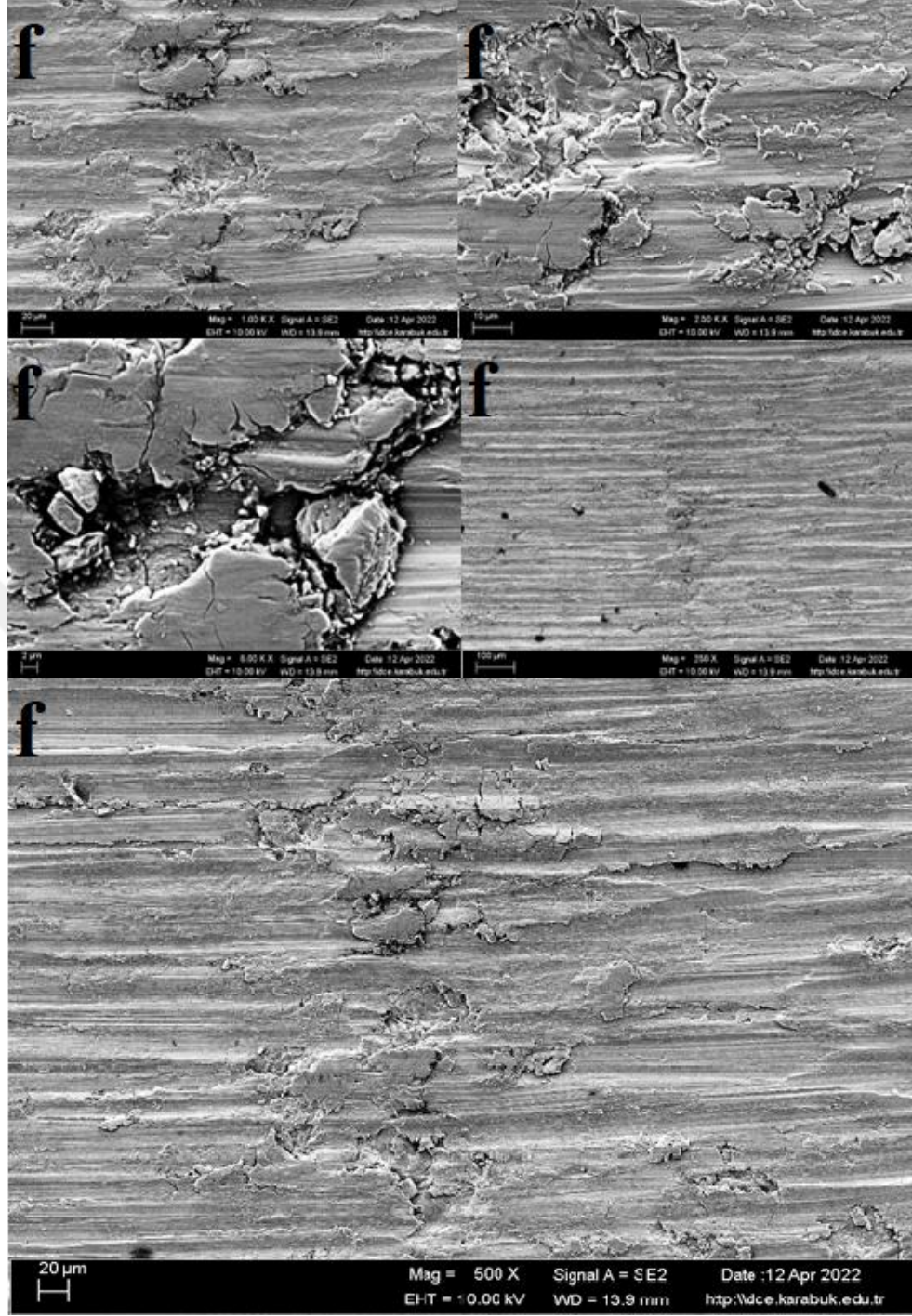






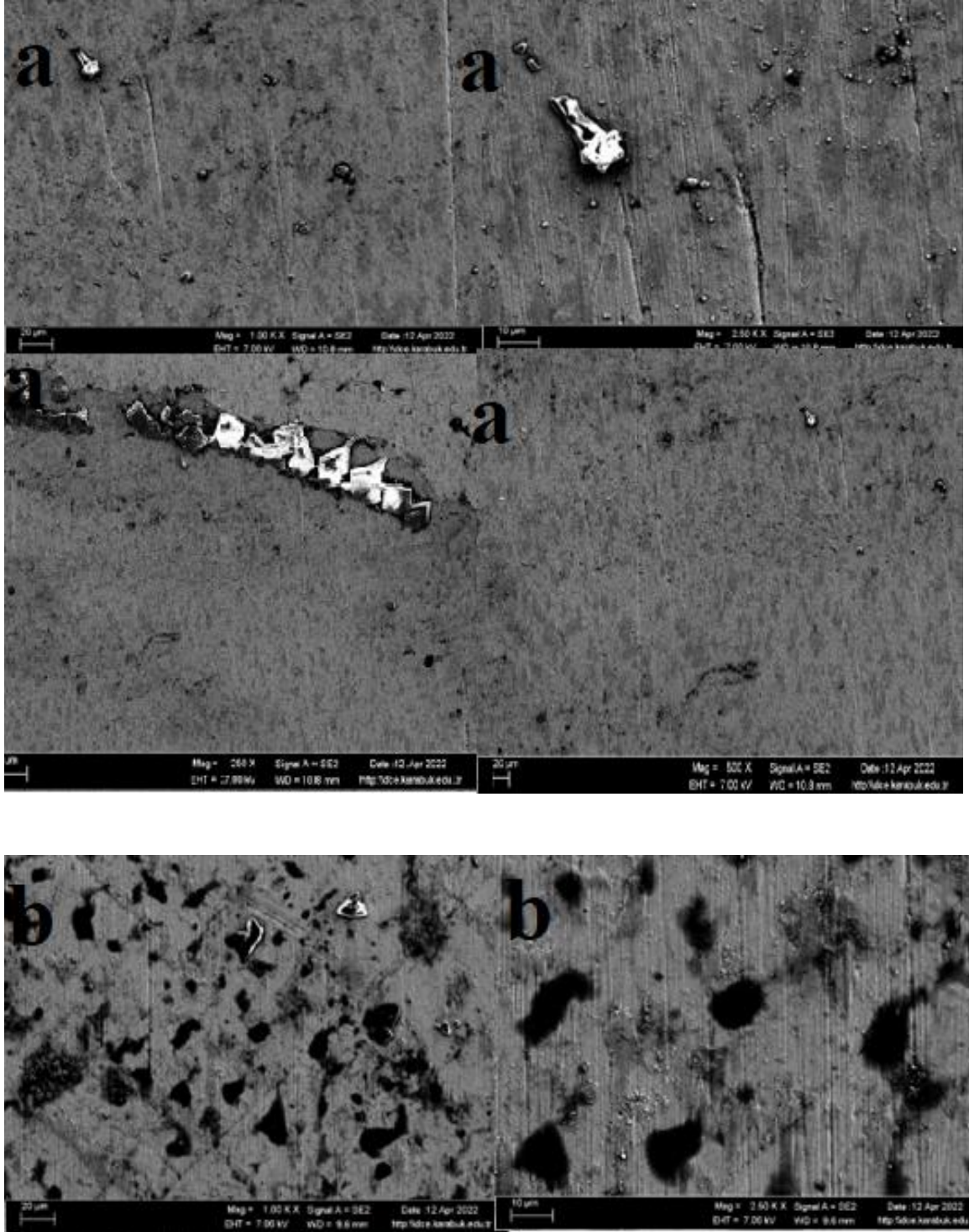


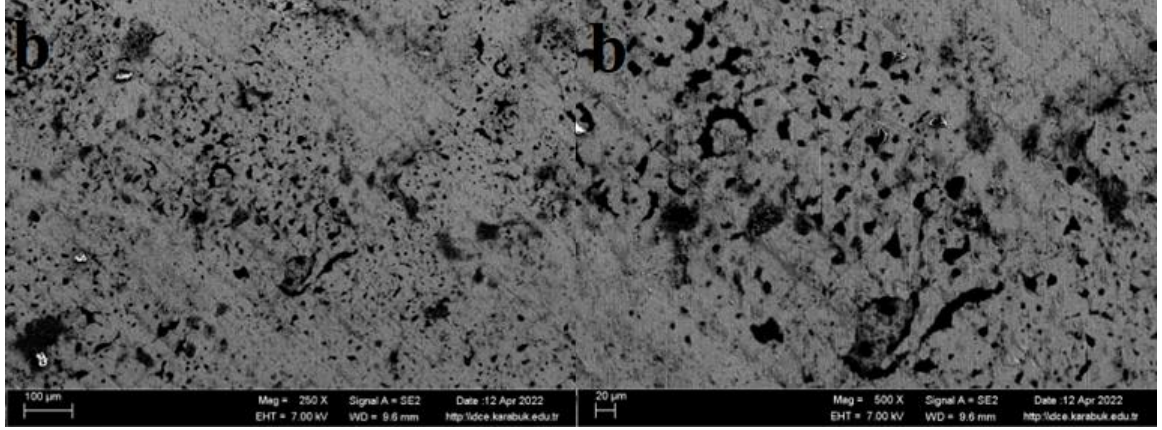




Şekil 3.7.1 (a) Ankara 10N-1.00kx, 2.50kx , 5.00kx, 250x, 500x aşınma deneyi sonrası numunelerin sırasıyla SEM görüntüleri (b) Ankara 20N-1.00kx, 2.50kx , 5.00kx, 250x, 500x aşınma deneyi sonrası numunelerin sırasıyla SEM görüntüleri (c) Ankara 30N-1.00kx, 2.50kx , 5.00kx, 250x, 500x aşınma deneyi sonrası numunelerin sırasıyla SEM görüntüleri (d) Gaziantep 10N-1.00kx, 2.50kx , 5.00kx, 250x, 500x aşınma deneyi sonrası numunelerin sırasıyla SEM görüntüleri (e) Gaziantep 20N-1.00kx, 2.50kx , 5.00kx, 250x, 500x aşınma deneyi sonrası numunelerin sırasıyla SEM görüntüleri (f) Gaziantep 30N-1.00kx, 2.50kx , 5.00kx, 250x, 500x aşınma deneyi sonrası numunelerin sırasıyla SEM görüntüleri

Şekil 3.7.2 de Ankara ve Gaziantep firmasından elde edilen numunelerin korozyon deneyi sonrası SEM görüntüleri a ve b de gösterilmiştir.

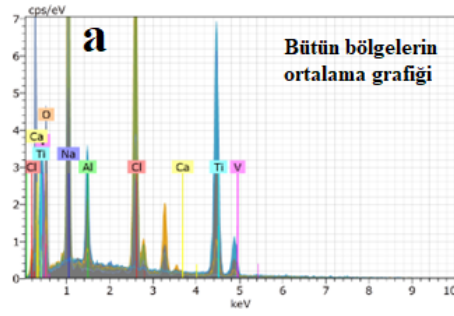




Şekil 3.7.2 (a) Ankara numunesinin korozyon deneyi sonrası sırasıyla 1.00kx, 2.50kx, 250x, 500x görüntüleri (b) Gaziantep numunesinin korozyon deneyi sonrası sırasıyla 1.00kx, 2.50kx, 250x, 500x görüntüleri

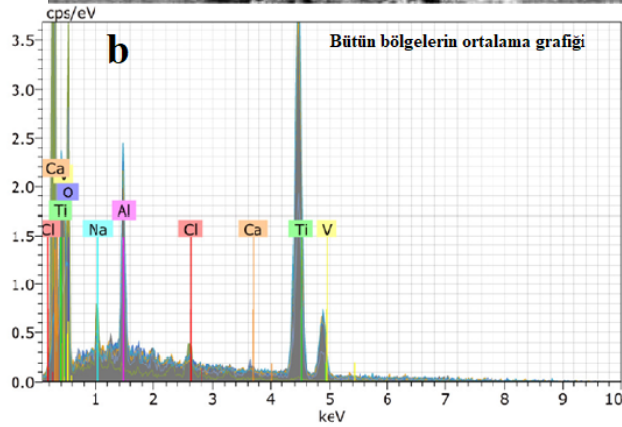
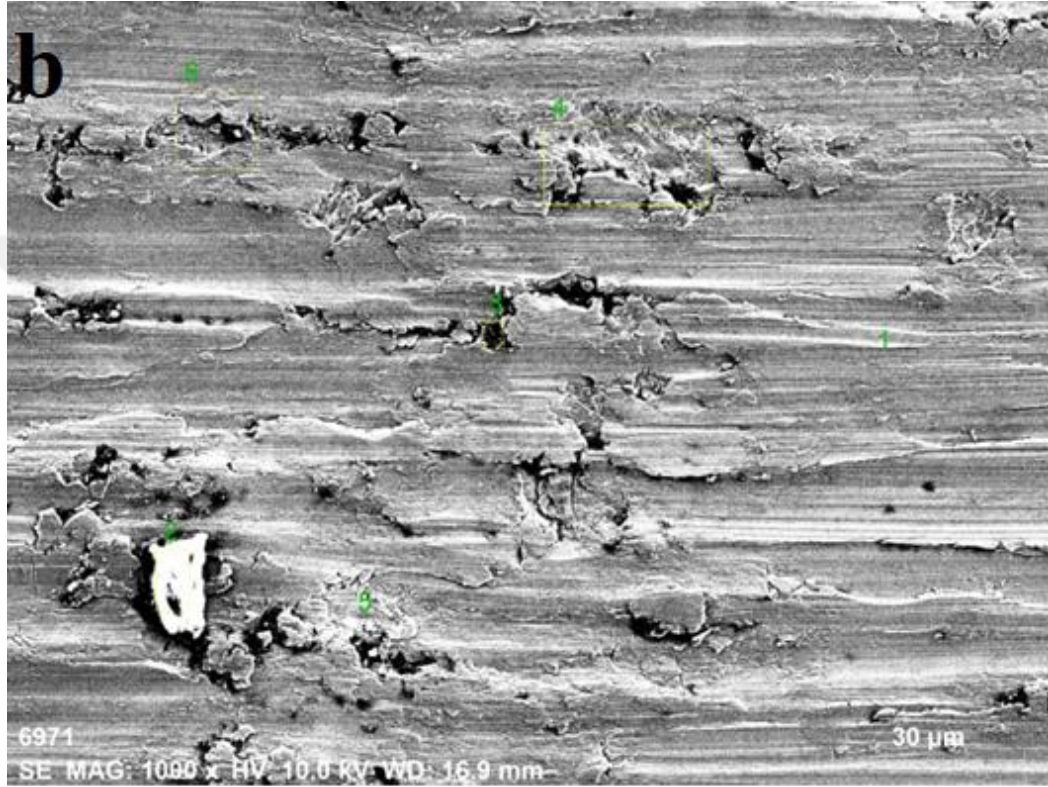
Ankara ve Gaziantep firmasından elde edilen numunelerin aşınma deneyi sonrası SEM-EDX görüntüleri alınarak numunelerin elementel analizleri yapılmıştır. SEM-EDX görüntüsü sayesinde numunelerin nanogram seviyesinde analizlerini yapma imkanı sağlamıştır. Şekil 3.7.3 de a, b, c, d, e ve f de aşınma deneyi sonrası numunelerin SEM-EDX görüntüleri gösterilmiştir.





Mass percent (%) Bütün bölgelerin yüzdelik ve ortalama tablosu

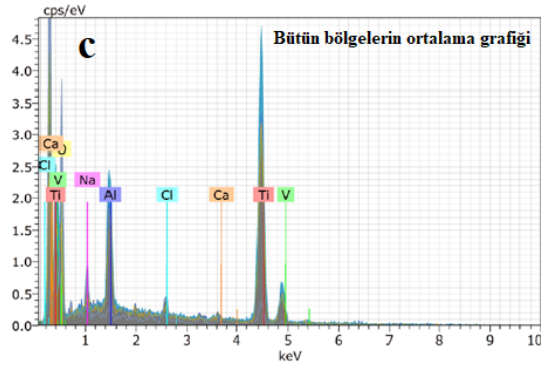
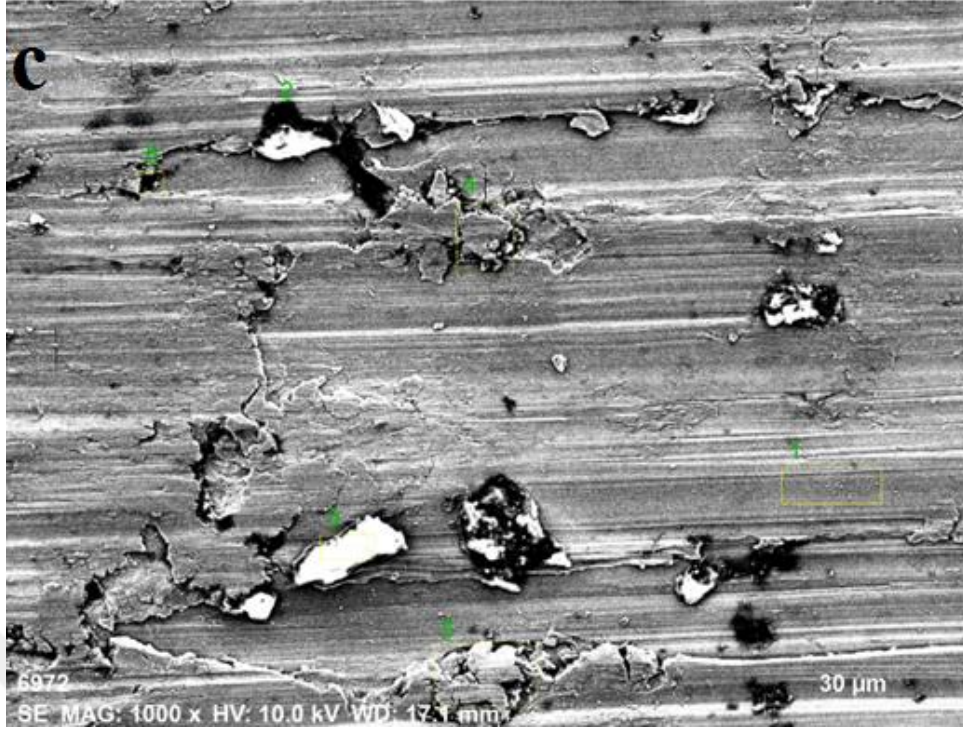
Spectrum	O	Na	Al	Cl	Ca	Ti	V
1	0.00	0.59	8.24	0.00	0.05	91.11	0.00
2	11.91	39.02	0.72	40.24	0.32	7.79	0.00
3	34.24	34.62	0.36	27.84	1.30	1.62	0.02
4	8.95	32.21	1.30	43.38	0.41	13.76	0.00
5	8.55	0.69	6.51	0.54	0.00	83.71	0.00
6	26.97	13.21	4.61	9.46	0.50	45.26	0.00
Mean value:	15.10	20.06	3.62	20.24	0.43	40.54	0.00
Sigma:	12.85	17.44	3.32	19.53	0.47	39.36	0.01
Sigma mean:	5.25	7.12	1.36	7.97	0.19	16.07	0.00



Bütün bölgelerin yüzdelik ve ortalama tablosu

Mass percent (%)

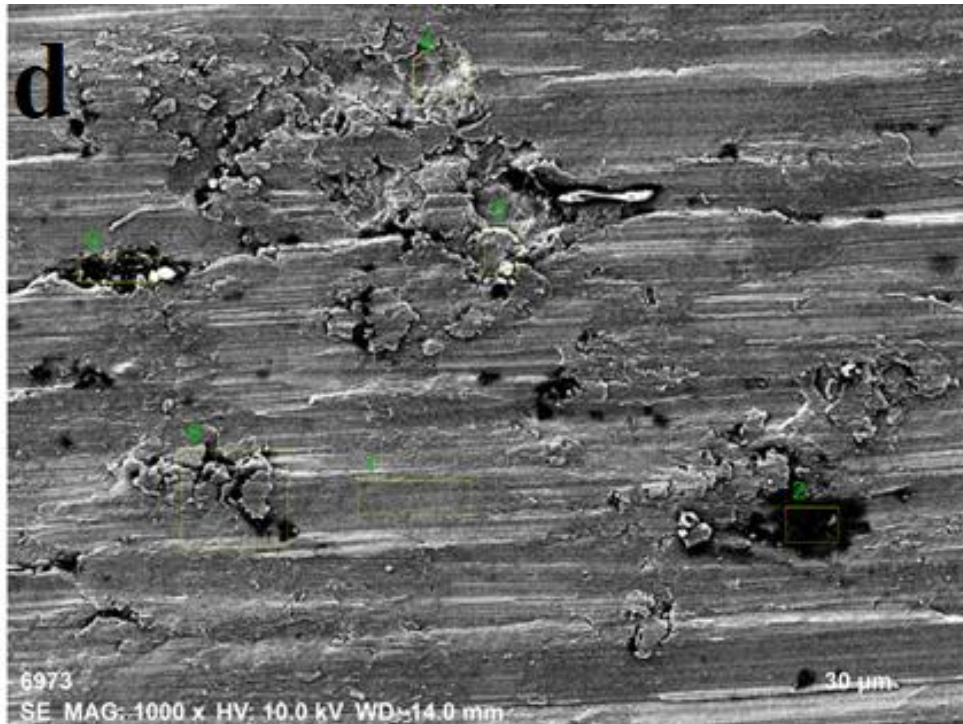
Spectrum	O	Na	Al	Cl	Ca	Ti	V
1	8.59	0.40	7.64	0.22	0.00	83.16	0.00
2	72.71	12.90	1.53	10.18	0.00	2.57	0.12
3	36.71	2.35	6.23	2.01	1.89	50.80	0.00
4	20.48	0.62	6.65	0.30	0.21	71.75	0.00
5	20.94	0.98	6.94	0.52	0.38	70.23	0.00
6	16.62	0.77	6.48	0.33	0.26	75.28	0.25
Mean value:	29.34	3.00	5.91	2.26	0.46	58.97	0.06
Sigma:	23.14	4.90	2.20	3.94	0.72	29.63	0.10
Sigma mean:	9.45	2.00	0.90	1.61	0.29	12.10	0.04

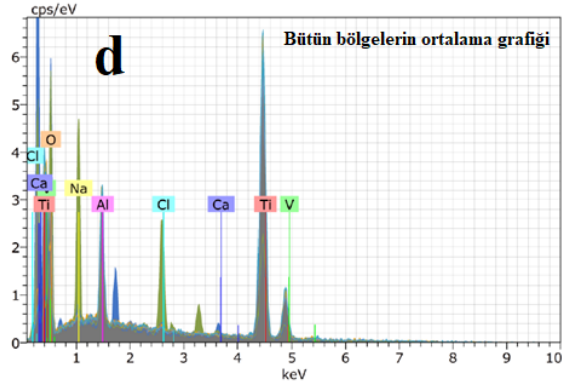


Bütün bölgelerin yüzdelik ve ortalama tablosu

Mass percent (%)

Spectrum	O	Na	Al	Cl	Ca	Ti	V
1	1.11	0.20	8.22	0.01	0.11	90.35	0.00
2	20.30	1.94	5.88	1.20	0.76	69.93	0.00
3	61.01	9.19	1.92	6.90	1.22	19.77	0.00
4	19.93	1.23	5.96	0.75	0.57	71.56	0.00
5	22.64	1.50	5.97	0.67	0.00	69.21	0.00
6	24.37	1.89	5.53	1.59	1.40	65.22	0.00
Mean value:	24.89	2.66	5.58	1.85	0.68	64.34	0.00
Sigma:	19.60	3.26	2.04	2.53	0.57	23.54	0.00
Sigma mean:	8.00	1.33	0.83	1.03	0.23	9.61	0.00

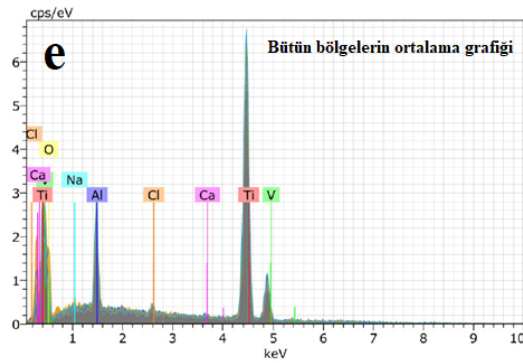
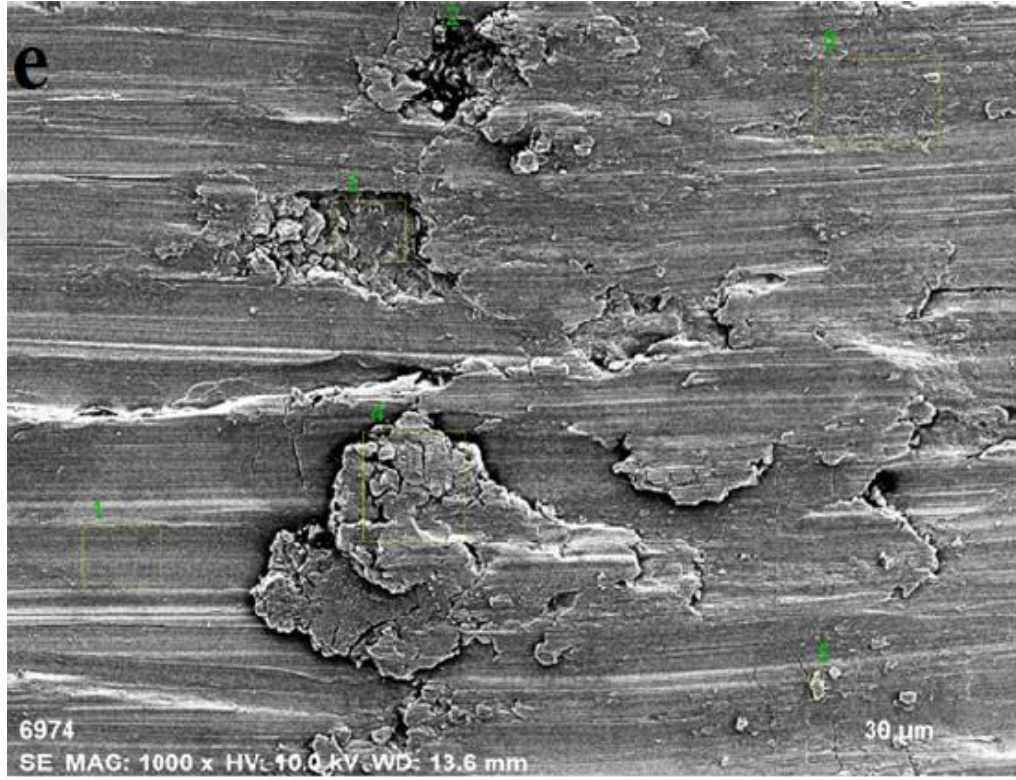




Bütün bölgelerin yüzdelik ve ortalama tablosu

Mass percent (%)

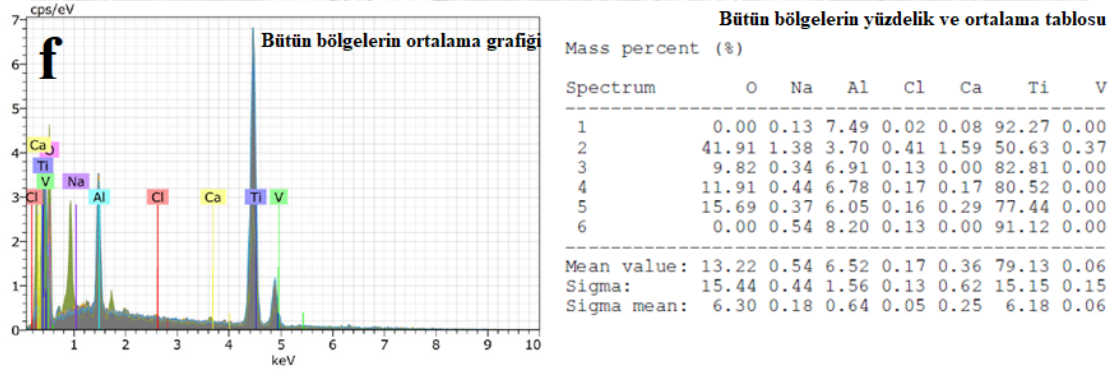
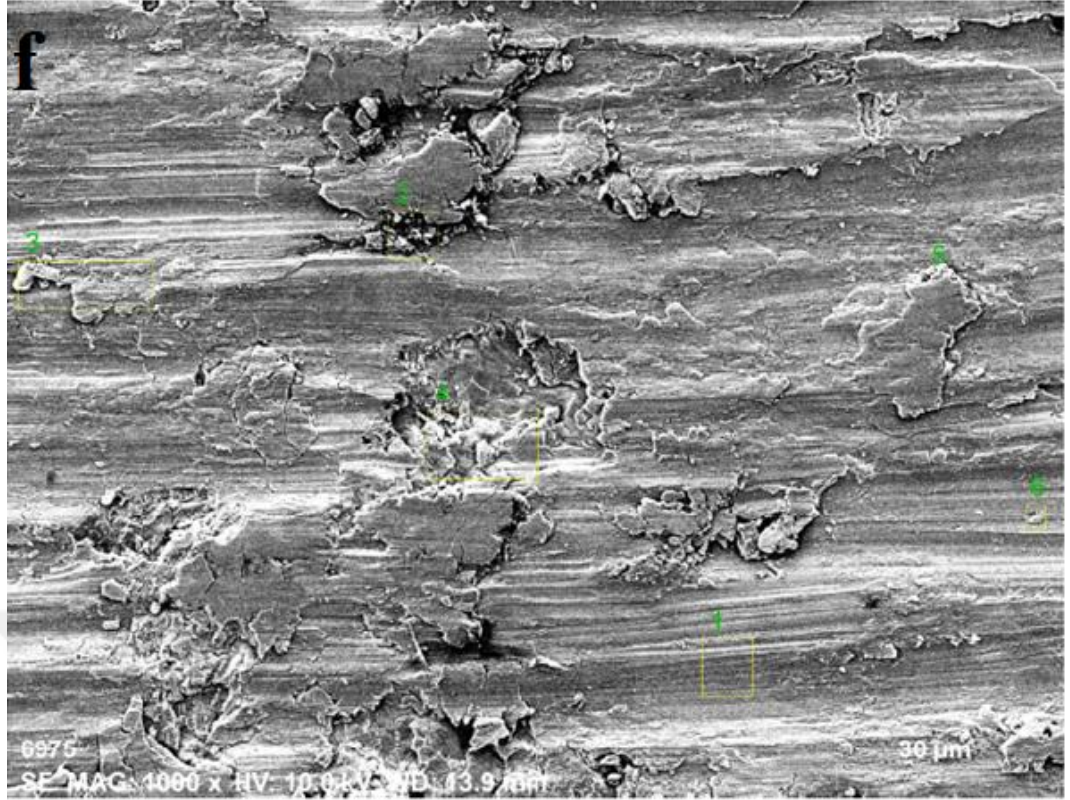
Spectrum	O	Na	Al	Cl	Ca	Ti	V
1	2.03	0.36	7.62	0.13	0.00	89.53	0.33
2	36.30	13.22	3.58	10.46	1.14	35.29	0.00
3	20.21	0.60	5.97	0.00	0.20	73.02	0.00
4	10.23	0.67	6.81	0.16	0.00	82.14	0.00
5	49.06	2.18	4.62	1.37	2.79	39.98	0.00
6	21.16	0.68	6.07	0.39	0.31	71.40	0.00
Mean value:	23.16	2.95	5.78	2.08	0.74	65.23	0.06
Sigma:	17.15	5.07	1.46	4.14	1.09	22.40	0.14
Sigma mean:	7.00	2.07	0.60	1.69	0.45	9.15	0.06



Bütün bölgelerin yüzdelik ve ortalama tablosu

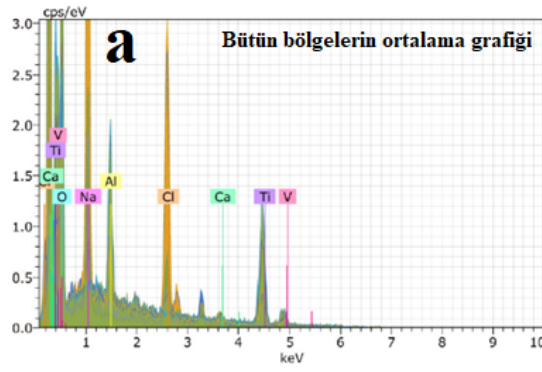
Mass percent (%)

Spectrum	O	Na	Al	Cl	Ca	Ti	V
1	0.00	0.03	6.42	0.19	0.17	93.18	0.00
2	1.57	0.39	6.12	0.17	0.37	91.38	0.00
3	9.17	0.27	4.42	0.64	0.21	85.29	0.00
4	11.00	0.68	6.15	0.56	0.36	81.26	0.00
5	11.52	0.37	5.79	0.47	0.14	81.71	0.00
6	7.08	0.06	6.07	0.36	0.24	86.20	0.00
Mean value:	6.72	0.30	5.83	0.40	0.25	86.50	0.00
Sigma:	4.88	0.24	0.72	0.19	0.10	4.91	0.00
Sigma mean:	1.99	0.10	0.29	0.08	0.04	2.00	0.00



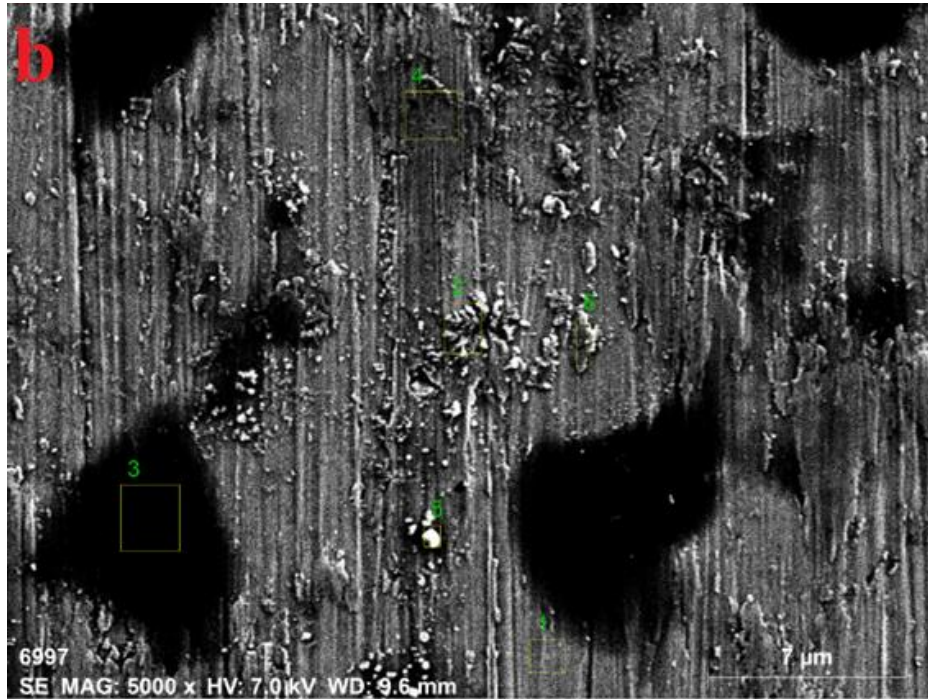
Şekil 3.7.3 (a) Ankara numunesinin aşınma deneyinde 10N yük uygulandıktan sonraki SEM-EDX görüntüleri (b) Ankara numunesinin aşınma deneyinde 20N yük uygulandıktan sonraki SEM-EDX görüntüleri (c) Ankara numunesinin aşınma deneyinde 30N yük uygulandıktan sonraki SEM-EDX görüntüleri (d) Gaziantep numunesinin aşınma deneyinde 10N yük uygulandıktan sonraki SEM-EDX görüntüleri (e) Gaziantep numunesinin aşınma deneyinde 20N yük uygulandıktan sonraki SEM-EDX görüntüleri (f) Gaziantep numunesinin aşınma deneyinde 30N yük uygulandıktan sonraki SEM-EDX görüntüleri

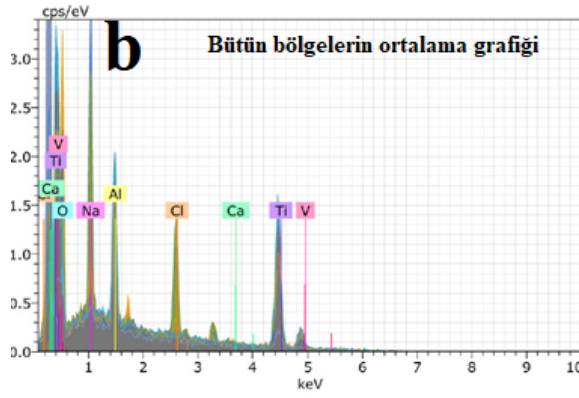
Şekil 3.7.4 de Ankara ve Gaziantep numunelerin korozyon deneyi sonrası SEM-EDX görüntüleri a ve b gösterilmiştir.



Bütün bölgelerin yüzdelik ve ortalama tablosu

Mass percent (%)							
Spectrum	O	Na	Al	Cl	Ca	Ti	V
1	14.21	0.47	5.36	0.15	0.30	64.90	14.61
2	47.38	20.78	0.88	16.79	0.00	1.97	12.21
3	54.93	16.72	1.40	7.73	0.00	6.14	13.07
4	9.32	25.67	2.19	26.08	0.08	21.46	15.20
5	12.87	23.87	2.28	23.91	0.03	21.87	15.17
6	16.74	2.09	5.59	1.52	1.05	51.41	21.60
7	10.16	2.97	5.79	1.67	1.23	61.02	17.16
Mean value:	23.66	13.23	3.35	11.12	0.38	32.68	15.57
Sigma:	19.07	11.02	2.14	11.05	0.53	26.08	3.10
Sigma mean:	7.21	4.17	0.81	4.18	0.20	9.86	1.17



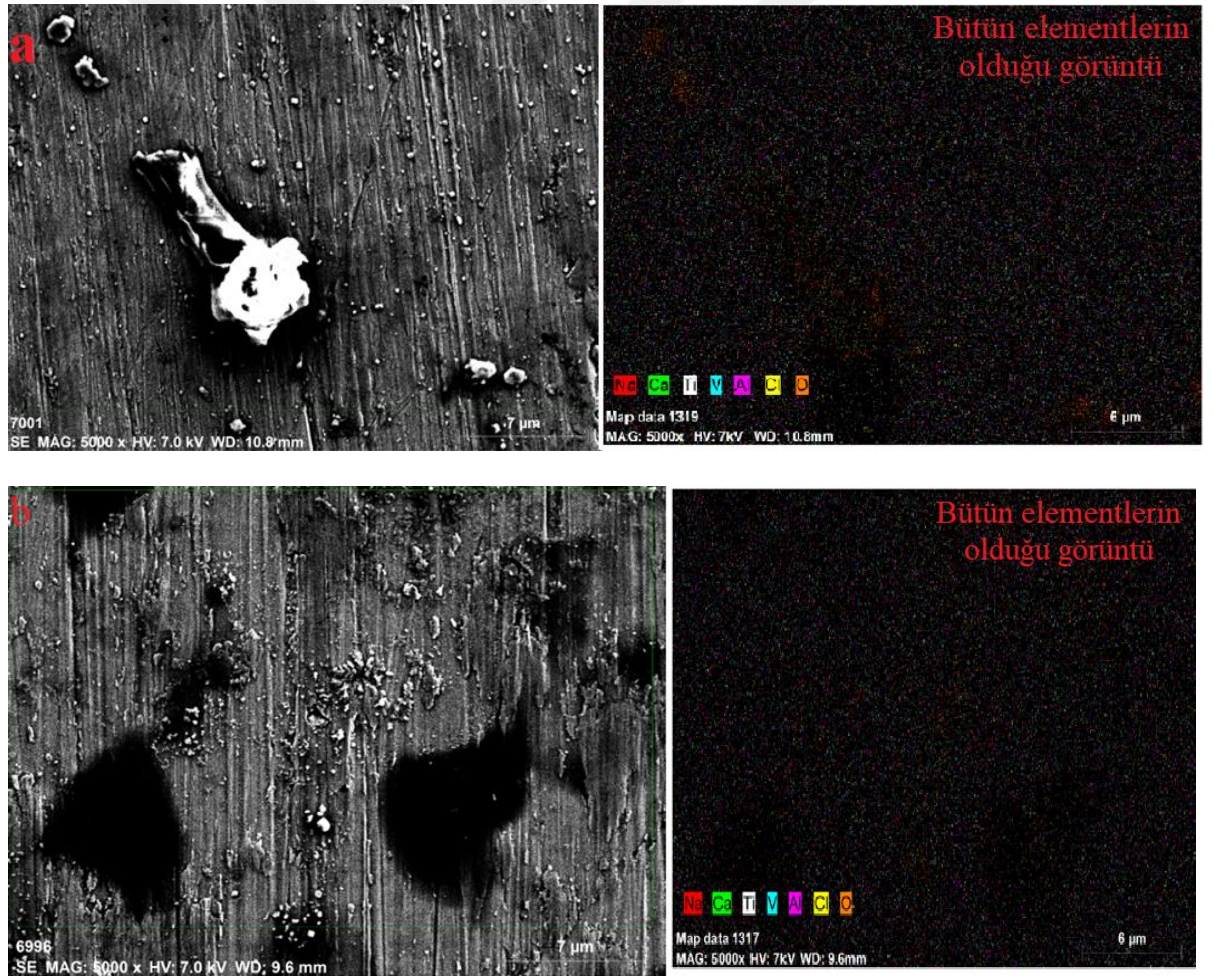


Bütün bölgelerin yüzdelik ve ortalama tablosu

Mass percent (%)							
Spectrum	O	Na	Al	Cl	Ca	Ti	V
1	0.00	0.76	6.61	0.01	0.00	81.52	11.10
2	7.83	10.26	4.76	10.78	0.14	51.42	14.80
3	0.00	4.44	11.29	1.56	0.00	39.12	43.59
4	18.55	2.08	4.58	1.22	0.80	54.74	18.03
5	8.06	11.72	4.50	10.01	0.00	51.16	14.55
6	10.43	1.20	5.00	0.41	0.31	65.98	16.66
Mean value:	7.48	5.08	6.13	4.00	0.21	57.33	19.79
Sigma:	6.98	4.78	2.65	4.99	0.31	14.64	11.89
Sigma mean:	2.85	1.95	1.08	2.04	0.13	5.98	4.85

Şekil 3.7.4 (a) Ankara numunesinin korozyon deneyinden sonraki SEM-EDX görüntüleri (b) Gaziantep numunesinin korozyon deneyinden sonraki SEM-EDX görüntüleri

Ankara ve Gaziantep numunelerin korozyon deneyi sonrası EDX-mapping görüntüleri şekil 3.7.5 de a ve b şeklinde gösterilmiştir.



Şekil 3.7.5 (a) Ankara numunesi korozyon deneyi sonrası map görüntüleri (b) Gaziantep numunesi korozyon deneyi sonrası map görüntüleri

4. BULGULAR

4.1 Aşınma Deneyi Sonuçları

Aşınma deneyi için kullanılan sabit parametreler şunlardır; frekans 3 Hz, stoke 10 mm, kayma mesafesi 200 mm, kayma hızı 48.00 mm/s ‘dir. Aşınmış hacim için tablo 3.5.1’deki veriler kullanılmıştır. Aşınma deneyi sonunda aşınma hızını ölçmek için kullanılan denklem 4.1.1 numarada gösterilmiştir.

$$\text{Aşınma Hızı} = \frac{\text{Aşınmış Hacim}}{\text{Uygulanan Yük} * \text{Kayma Mesafesi}} \quad (4.1.1)$$

Aşınma hızı sonuçları tablo 4.1.1 de gösterilmiştir.

Tablo 4.1.1 Aşınma hızı sonuçları

	Aşınma hızı sonuçları:
Ankara Firması 10N	$1,4529 * 10^{-3} \text{ mm}^3 / N * m$
Ankara Firması 20N	$0,87595 * 10^{-3} \text{ mm}^3 / N * m$
Ankara Firması 30N	$0,6337 * 10^{-3} \text{ mm}^3 / N * m$
Gaziantep Firması 10N	$0,7057 * 10^{-3} \text{ mm}^3 / N * m$
Gaziantep Firması 20N	$0,6693 * 10^{-3} \text{ mm}^3 / N * m$
Gaziantep Firması 30N	$0.6086 * 10^{-3} \text{ mm}^3 / N * m$

Elde edilen sonuçlar değerlendirildiğinde her iki firmadan elde edilen numunelerde uygulanan kuvvet arttıkça aşınma hızı azaldığı tespit edilmiştir. Her iki firmanın numuneler sırasıyla uygulanan kuvvetler ile kıyaslandığına Ankara firmasının vidaları 10N yük uygulamada %51 oranında, 20N yük uygulandığında %23, 30N yük uygulandığında %4 oranında aşınma hızının arttığı tespit edilmiştir. Aşınma katsayısı ölçümü için kullanılan denklem 4.1.2 numarada gösterilmiştir.

$$\text{Aşınma Katsayısı} = \frac{\text{Aşınma Hızı} * \text{Vickers Sertliği}}{\text{Kayma Mesafesi} * \text{Yük}} \quad (4.1.2)$$

Aşınma katsayısı ölçümü için tablo 4.1.1 ve tablo 3.4.1’deki ölçümler kullanılmıştır. Aşınma deneyi sonunda aşınma katsayısı ölçüm sonuçları tablo 4.1.2 de gösterilmiştir.

Tablo 4.1.2 Aşınma katsayısı ölçüm sonuçları

	Aşınma katsayısı sonuçları
Ankara Firması 10N	$0,245358*10^{-3}$
Ankara Firması 20N	$0,073963*10^{-3}$
Ankara Firması 30N	$0,035840*10^{-3}$
Gaziantep Firması 10N	$0,121336*10^{-3}$
Gaziantep Firması 20N	$0,057538*10^{-3}$
Gaziantep Firması 30N	$0,034880*10^{-3}$

Her iki firmanın numunelerine uygulanan kuvvetler ile kıyaslandığında Ankara firmasına 10N yük uygulandığında %51, 20N yük uygulandığında %22, 30N yük uygulandığında %2 oranında aşınma katsayısının arttığı tespit edilmiştir.

4.2 Korozyon Deneyi Sonuçları

Korozyon deneyi için kullanılan denklem 4.2.1 de gösterilmiştir.

$$\text{Korozyon Hızı} = 3.27*10^{-3}*i_{corr}*\frac{E_w}{p} \quad (4.2.1)$$

i_{corr} = Korozyon akım yoğunluğu

E_w = Eşdeğer ağırlık

ρ = Öz kütle

Her iki firmadan elde edilen numunelerin korozyon hızı sonuçları tablo 4.2.1 de gösterilmiştir.

Tablo 4.2.1 Korozyon hızı sonuçları

Numuneler	Korozyon Akımı (I_{corr}) ($\mu A/cm^2$)	Korozyon Akım Yoğunluğu (i_{corr}) ($\mu A/cm^2$)	Korozyon Hızı ($mm/yıl$)	Korozyon Potansiyeli (E_{corr}) (V)
Ankara	10,34	86,17	0,0047	-0,27
Gaziantep	57,91	482,58	0,005	-0,23

Ankara firmasından elde edilen numunenin korozyon hızı, Gaziantep firmasından elde edilen numuneye göre korozyon hızının daha düşük olduğu tespit edilmiştir.

4.3 Taramalı Elektron Mikroskobu (SEM) Deneyi Sonuçları

Şekil 4.3.1 de sayısal görüntü işleme tekniklerinden bölütleme işlemi uygulanmıştır. Numunelerin aşınma ve korozyon deneyi sonrası alınan SEM

görüntülerine sayısal görüntü işleme teknikleri uygulanmıştır. Matlab programı yardımıyla bölütleme için uygulanan kodlar aşağıda gösterilmiştir.

```
A=imread ('C:\Orijinal');

subplot(2,2,1)
imshow(a);
title('Orijinal Image')

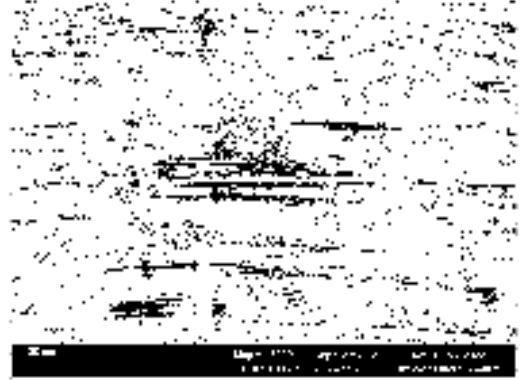
subplot(2,2,2)
esik=graythresh(a);
d=im2bw(a,esik);
imshow(d);
title('Thresholded Image')

subplot(2,2,3)
f=imcomplement(d);
imshow(f);
title('Threshold Inverted Image')
```

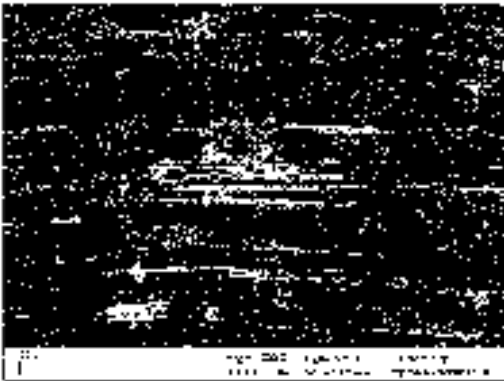
Original Image



Thresholded Image

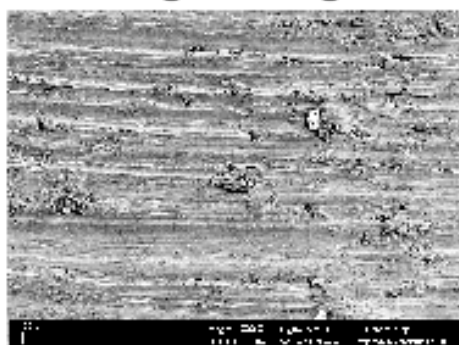


Threshold Inverted Image

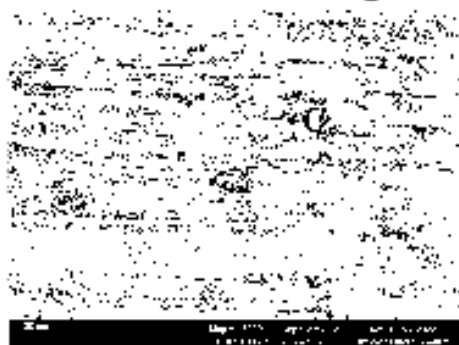


a

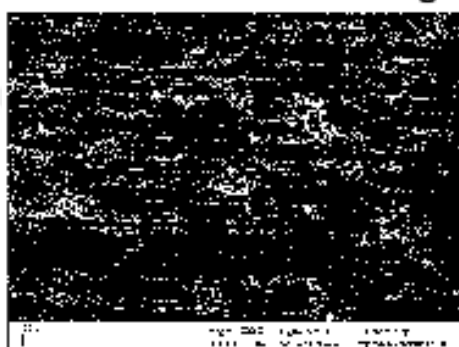
Original Image



Thresholded Image

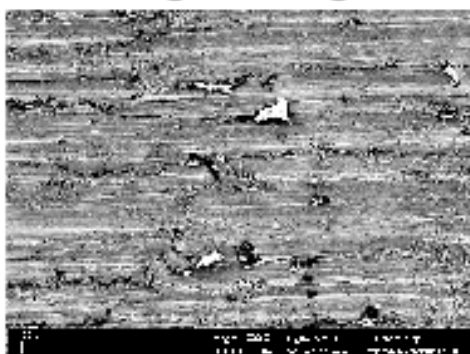


Threshold Inverted Image



b

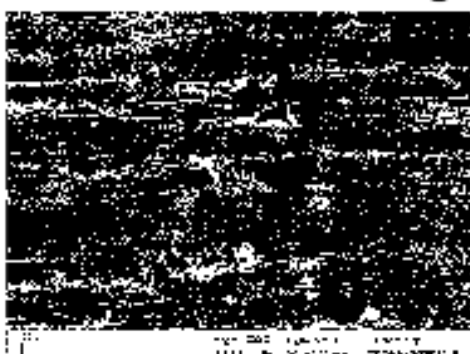
Original Image



Thresholded Image

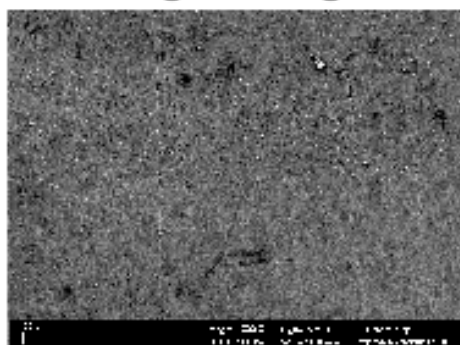


Threshold Inverted Image

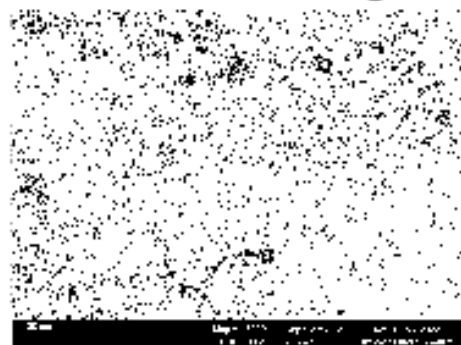


c

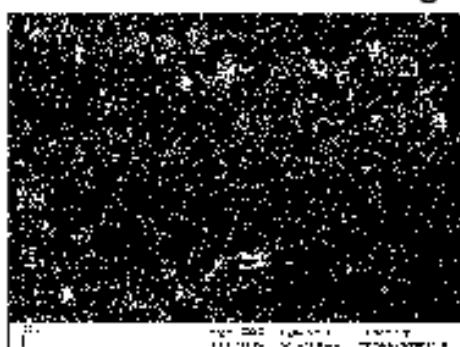
Original Image



Thresholded Image

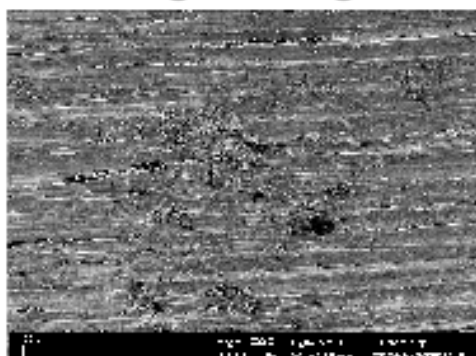


Threshold Inverted Image



d

Original Image



Thresholded Image

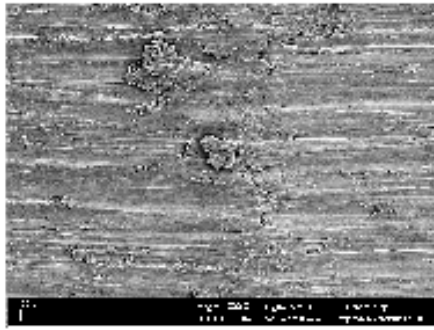


Threshold Inverted Image

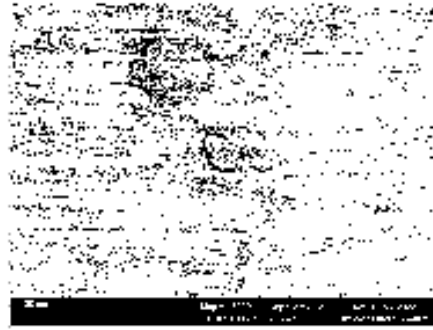


e

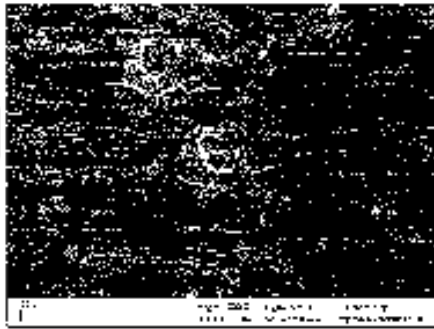
Original Image



Thresholded Image

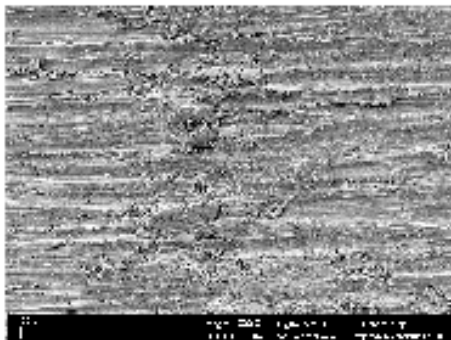


Threshold Inverted Image



f

Original Image



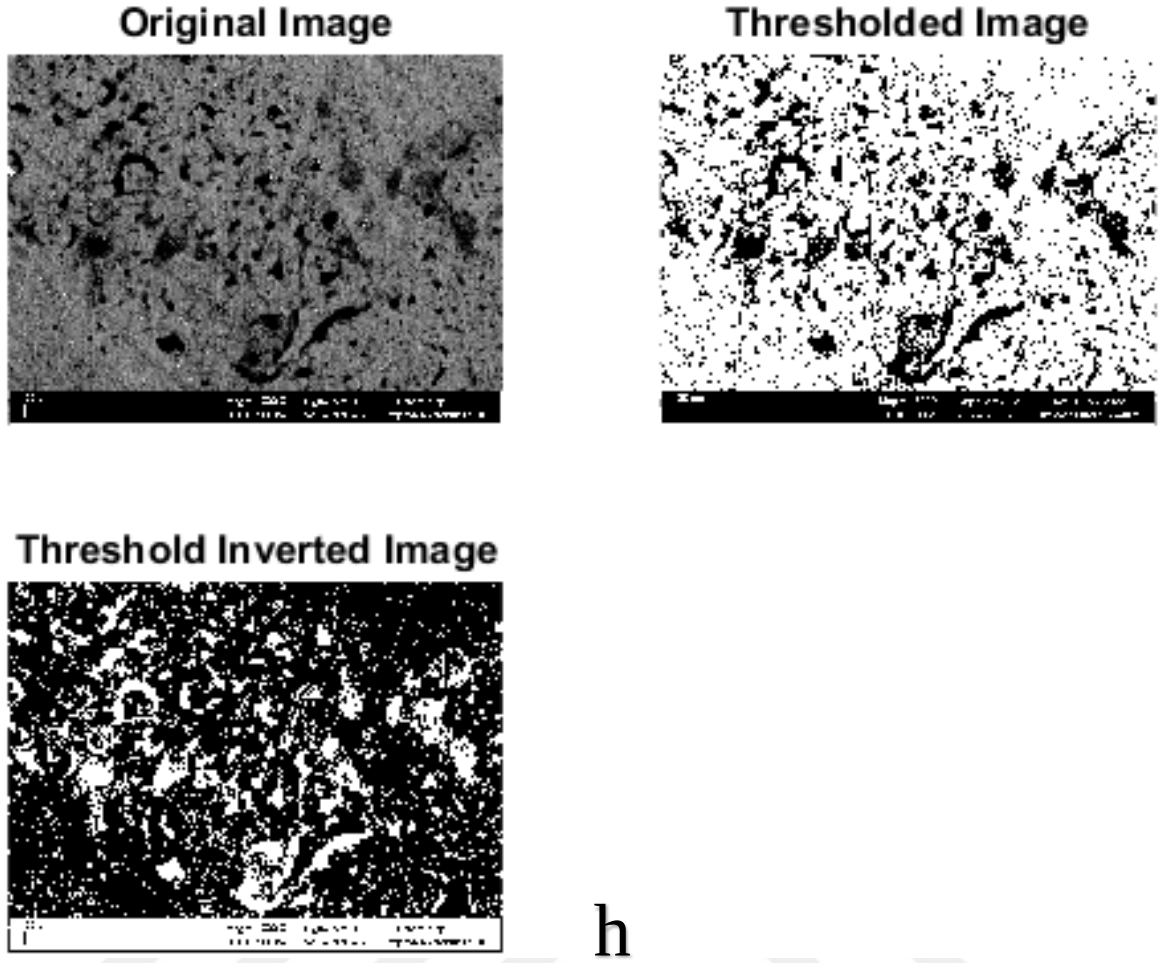
Thresholded Image



Threshold Inverted Image



g



h

Şekil 4.3.1 (a) Ankara 10N numune görüntüsüne bölütleme işlemi uygulanması (b) Ankara 20N numune görüntüsüne bölütleme işlemi uygulanması (c) Ankara 30N numune görüntüsüne bölütleme işlemi uygulanması (d) Ankara korozyon numune görüntüsüne bölütleme işlemi uygulanması (e) Gaziantep 10N numune görüntüsüne bölütleme işlemi uygulanması (f) Gaziantep 20N numune görüntüsüne bölütleme işlemi uygulanması (g) Gaziantep 30N numune görüntüsüne bölütleme işlemi uygulanması (h) Gaziantep korozyon numune görüntüsüne bölütleme işlemi uygulanması

Bölütleme işlemi görüntüyü anlamlı ve benzer bölümlerden oluşan kümelere ayırmıştır. Bölütleme sonrası görüntü birbirine bağlı ve üst üste binmeyen bölümlerin bir kümesi olarak tanımlanmıştır. Bu durumdaki görüntüdeki her piksel ait olduğu bölümü gösteren tek bir bölüm etiketine sahip olmuştur. Bölütleme işlemi sayesinde görüntüyü aynı cinsten obje ve bölgelere ayırmıştır.

Şekil 4.3.2 de numunelerin aşınma ve korozyon deneyi sonrası alınan SEM görüntülerine sayısal görüntü işleme tekniklerinden histogram eşitleme uygulanmıştır. Histogram eşitleme için kullanılan kodlar aşağıda gösterilmiştir [80].

```

resim=imread('C:\Orijinal');
max_r = size(resim,1);
max_c = size(resim,2);
histogram=zeros([1 256]);
cumulative_histogram=zeros([1 256]);
for r=1:max_r
    for c=1:max_c
        for count=1:256
            if(resim(r,c)==count-1)
                histogram(count)=histogram(count)+1;
                break;
            end
        end
    end
end
current_value=0;
for count=1:256
    current_value=current_value+histogram(count);
    cumulative_histogram(count)=current_value;
end
normalized_histogram=zeros([1 256]);
cdf_min=min(cumulative_histogram);
for count=1:256
    normalized_histogram(count)=cumulative_histogram(count)-
cdf_min;

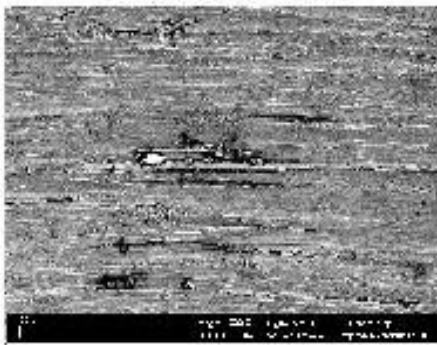
normalized_histogram(count)=normalized_histogram(count)/((max_r*max_c)
-cdf_min);

normalized_histogram(count)=round(normalized_histogram(count)*256);
end
equalized_resim=zeros([max_r max_c]);
for r=1:max_r
    for c=1:max_c
        for count=1:256
            if (resim(r,c)==(count-1))

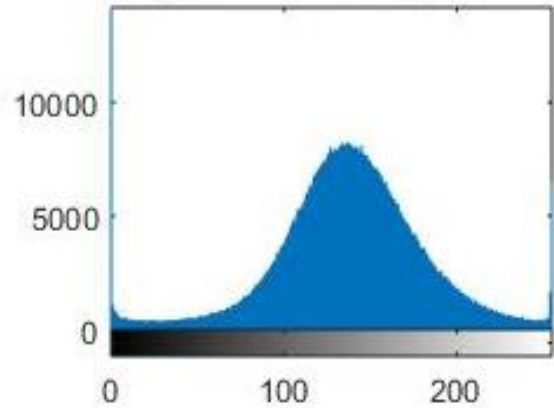
equalized_resim(r,c)=normalized_histogram(count);
                break;
            end
        end
    end
end
subplot(2,2,1)
imshow(resim);
title('Orijinal Image');
subplot(2,2,2);
imhist(resim);
title('Histogram of the Orijinal Image');
subplot(2,2,3)
imshow(uint8(equalized_resim));
title('Implementing Histogram Equalization ');
H=uint8(equalized_resim);
subplot(2,2,4)
imhist(H);
title('Histogram of the Enhanced Image');

```

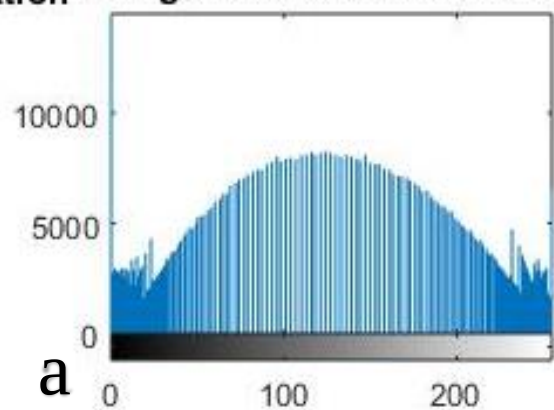
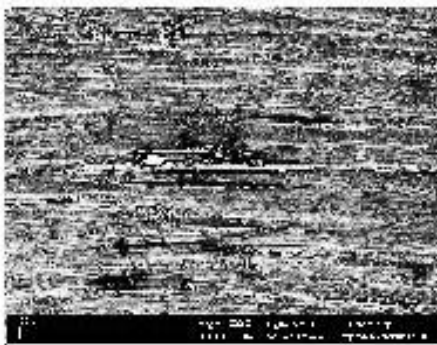
Original Image



Histogram of the Original Image

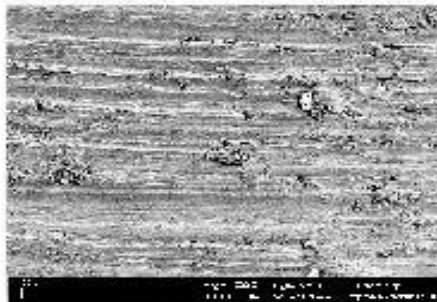


Implementing Histogram Equalization

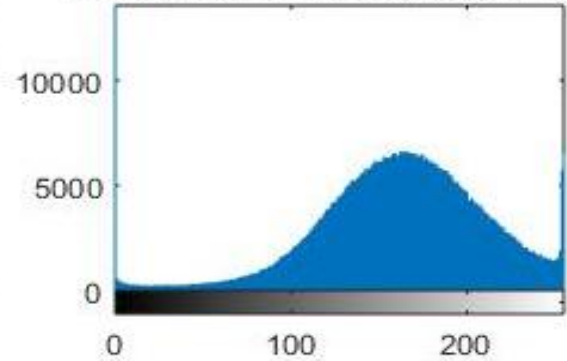


a

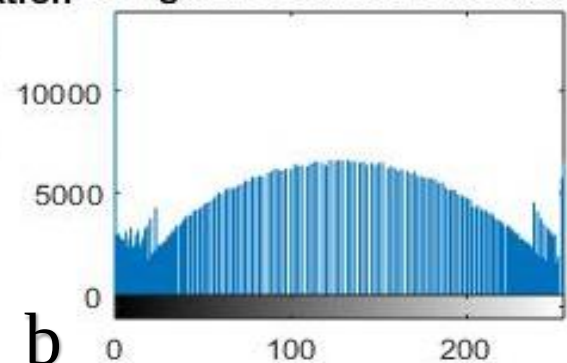
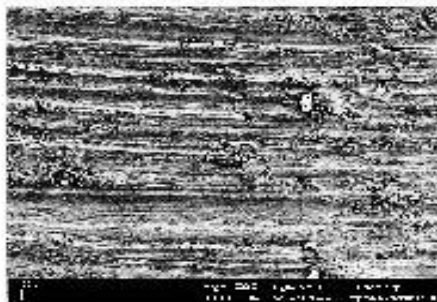
Original Image



Histogram of the Original Image

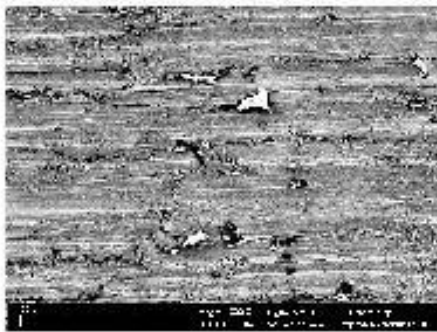


Implementing Histogram Equalization

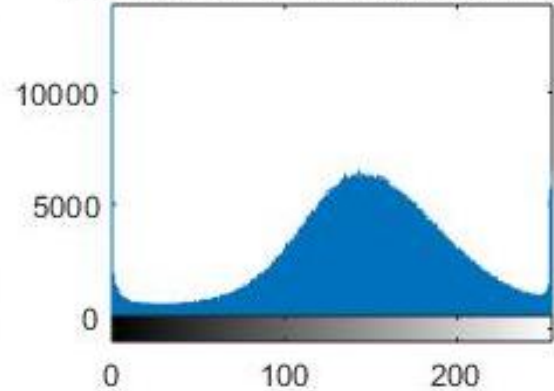


b

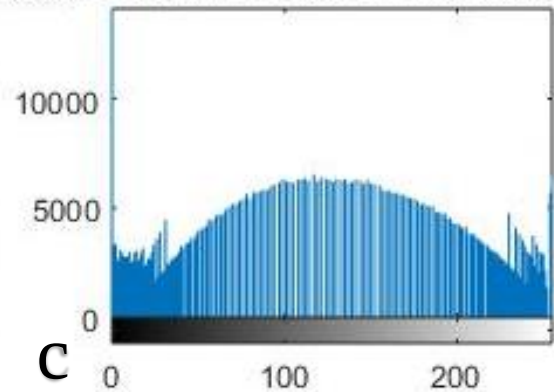
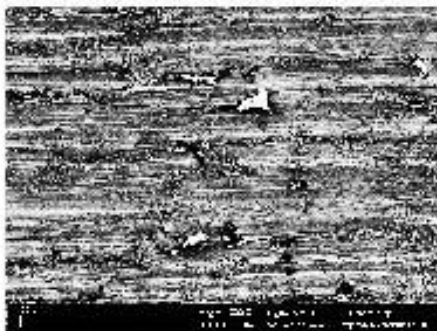
Original Image



Histogram of the Original Image

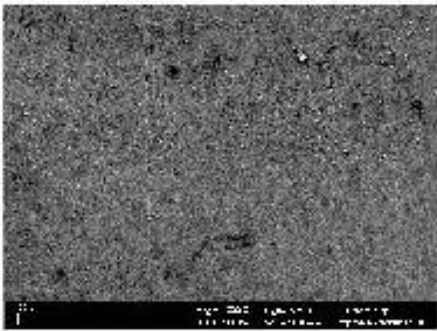


Implementing Histogram Equalization

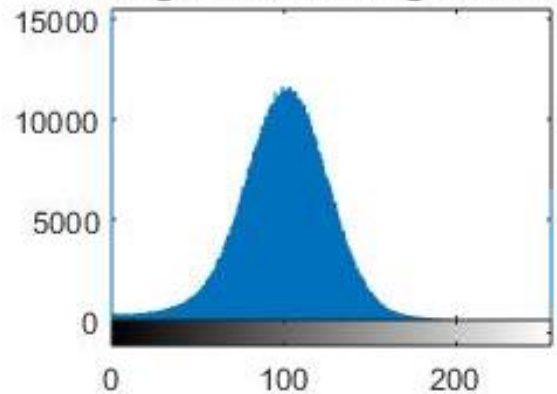


C

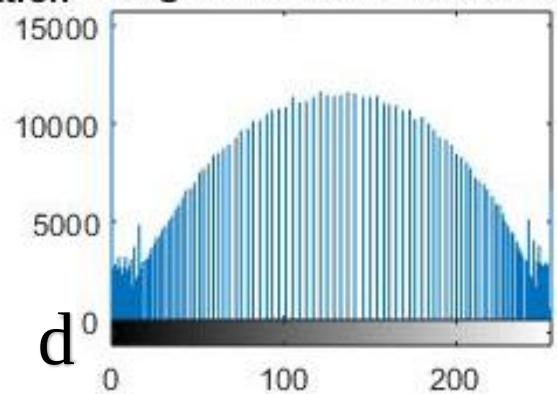
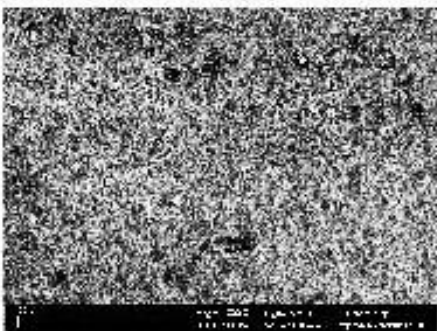
Original Image



Histogram of the Original Image

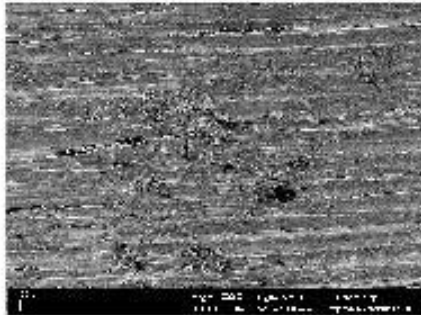


Implementing Histogram Equalization

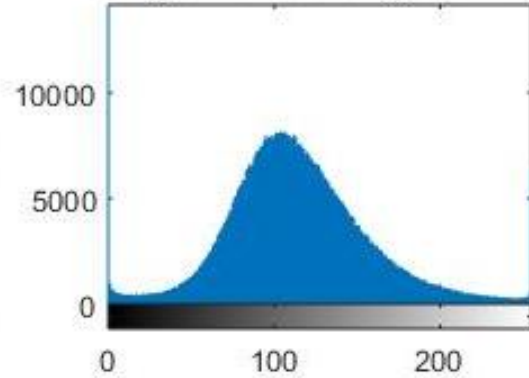


d

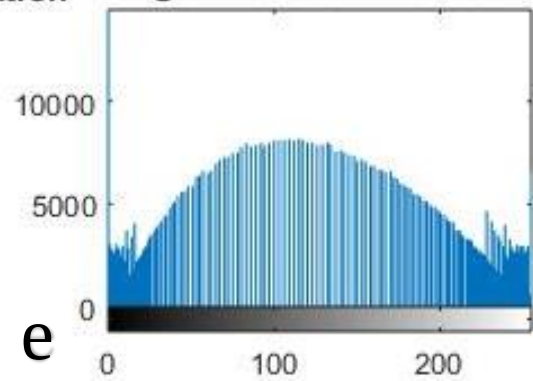
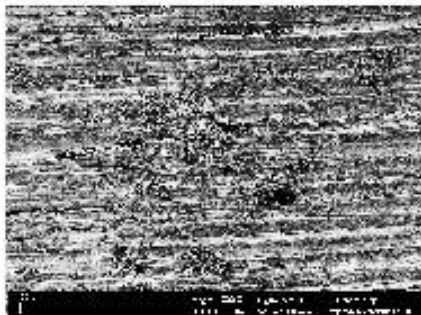
Original Image



Histogram of the Original Image

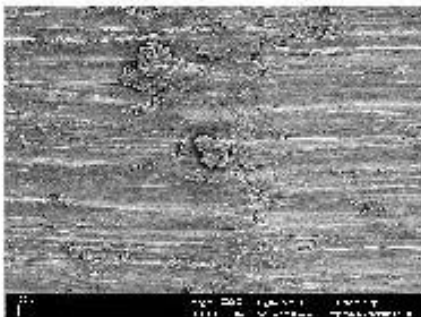


Implementing Histogram Equalization

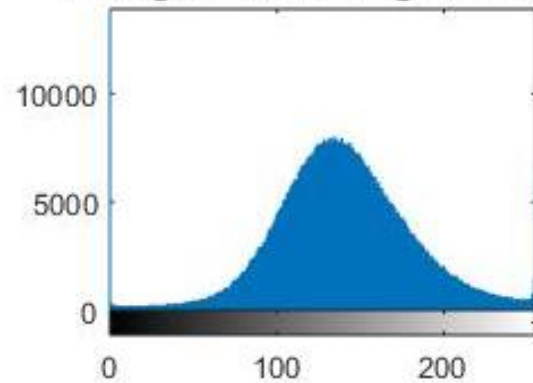


e

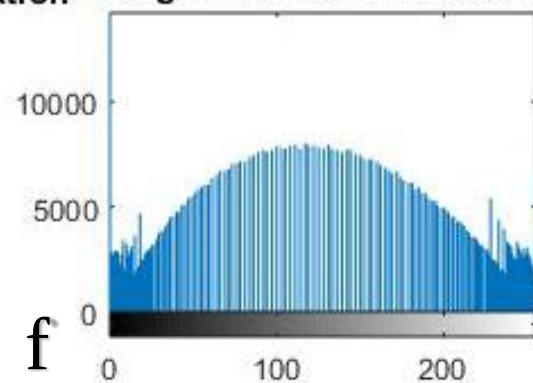
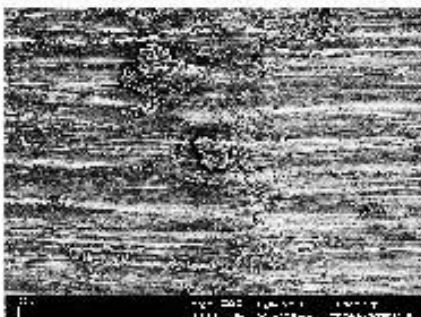
Original Image



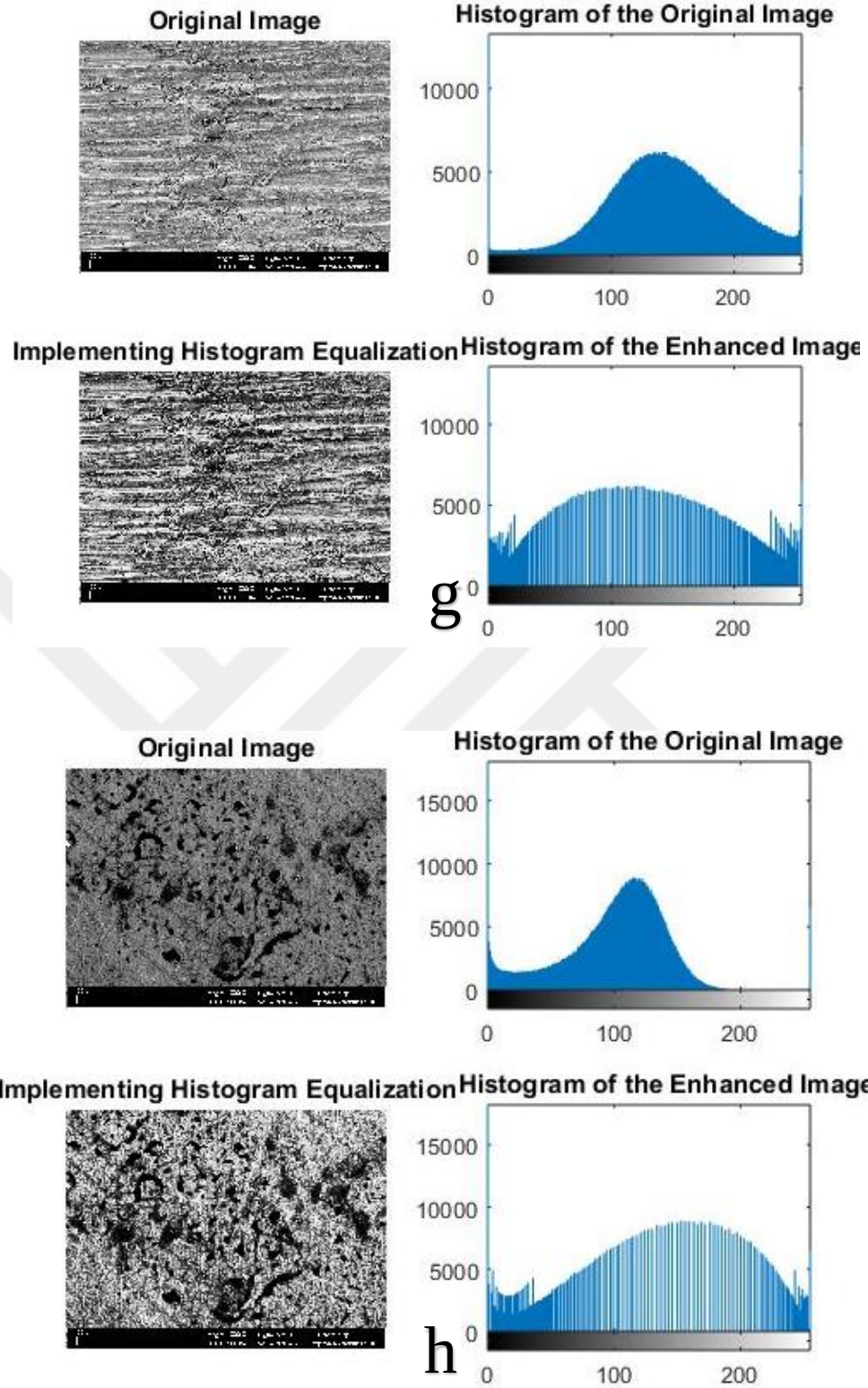
Histogram of the Original Image



Implementing Histogram Equalization



f



Şekil 4.3.2 (a) Ankara 10N numune görüntüsüne histogram eşitleme uygulanması (b) Ankara 20N numune görüntüsüne histogram eşitleme uygulanması (c) Ankara 30N numune görüntüsüne histogram eşitleme uygulanması (d) Ankara korozyon numunesine histogram eşitleme uygulanması (e) Gaziantep 10N numune görüntüsüne histogram eşitleme uygulanması (f) Gaziantep 20N numune görüntüsüne histogram eşitleme uygulanması (g) Gaziantep 30N numune görüntüsüne histogram eşitleme uygulanması (h) Gaziantep korozyon numunesine histogram eşitleme uygulanması

Histogram eşitleme uygulanmış görüntüler önemli bilgiler içerir. Koyu bir görüntünün histogram grafiğinin düşük gri seviye bölgesine yığılacağı açıktır. Parlak düzgün bir görüntünün histogram grafiğinin büyük gri seviye bölgesine yığılacağı açıktır. Eğer histogram bir bölgeye yayılmış ise bu görüntünün kontrastı kötüdür. İyi kontrastlı bir görüntünün histogram grafiği tüm gri seviye değerlerine eşit yayılmış olduğunu gösterir. Histogram eşitleme ile görüntü üzerindeki düşük görünürlüğü iyileştirilmiştir.

Şekil 4.3.3 de numunelere sayısal görüntü işleme tekniklerinden kenar bulma işlemi uygulanmıştır. Kenar bulmak için kullanılan kodlar aşağıda gösterilmiştir.

```
esim=imread('C:\Orijinal');

subplot(3,3,1)
imshow(resim)
title('orjinal')

subplot(3,3,2)
canny=edge(resim,'canny');
imshow(canny)
title('canny')

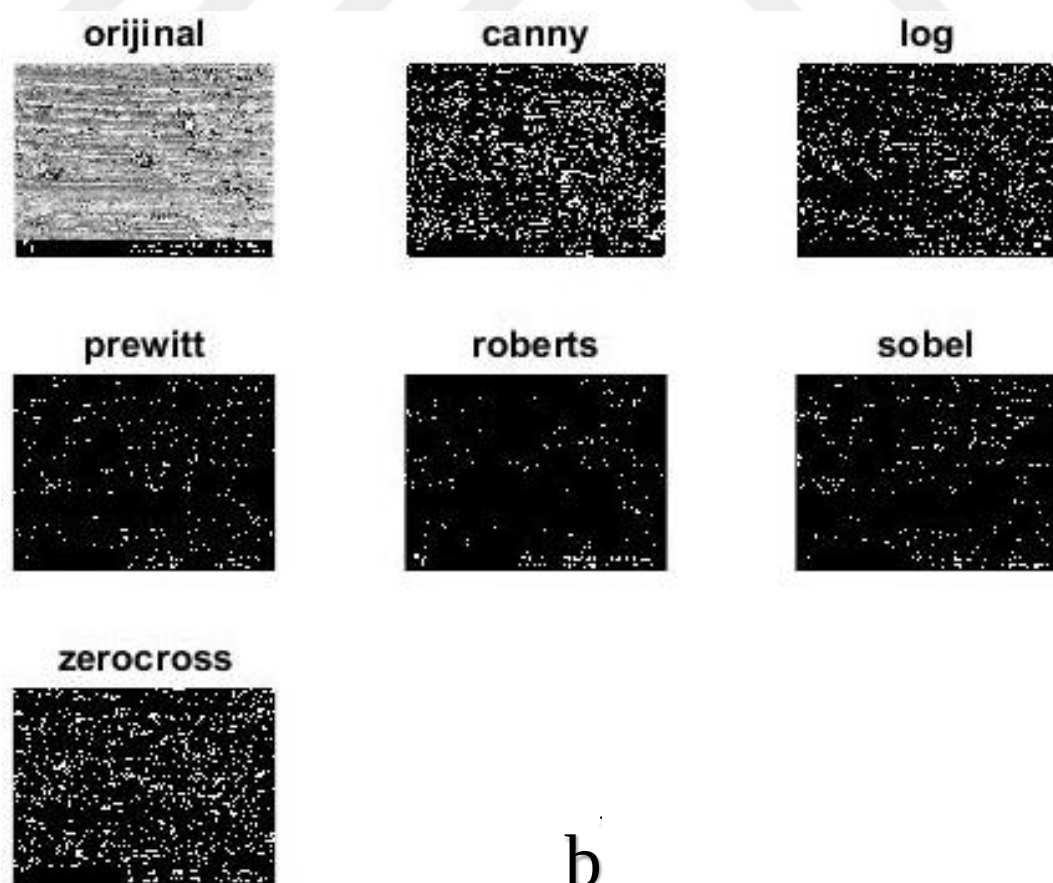
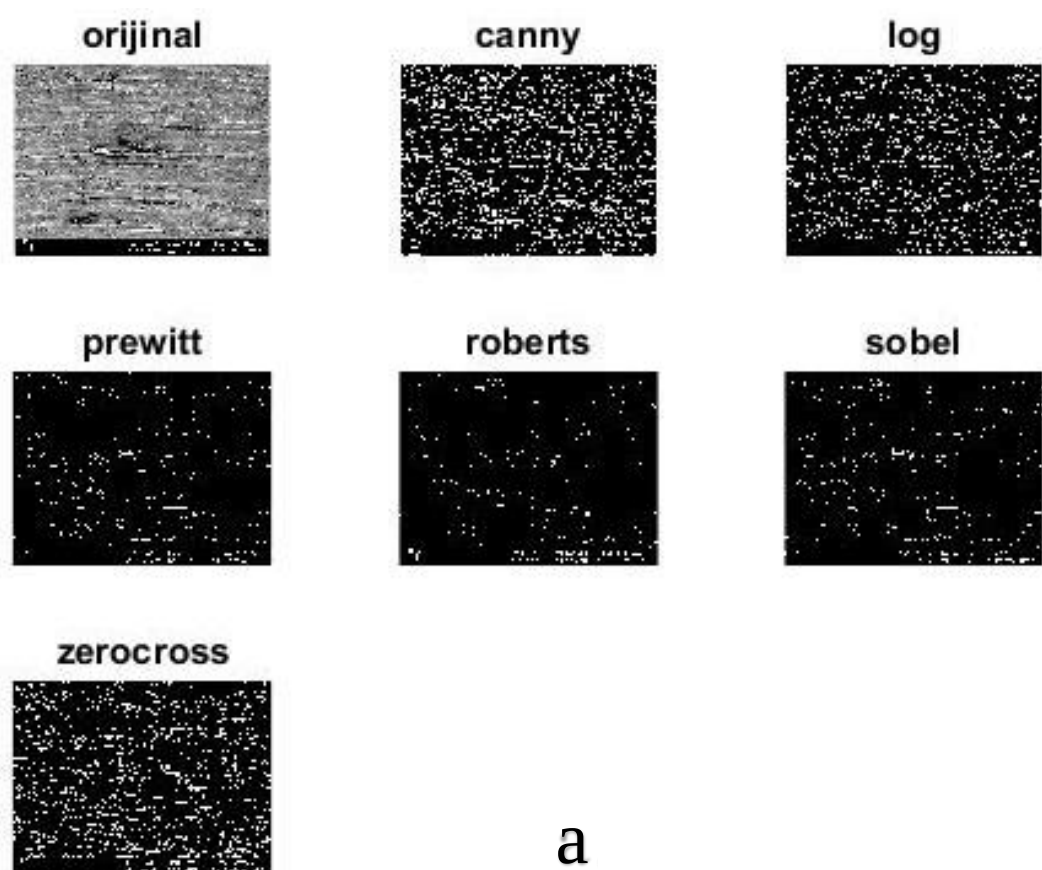
subplot(3,3,3)
log=edge(resim,'log');
imshow(log)
title('log')

subplot(3,3,4)
prewitt=edge(resim,'prewitt');
imshow(prewitt)
title('prewitt')

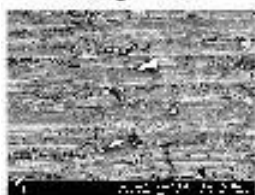
subplot(3,3,5)
roberts=edge(resim,'roberts');
imshow(roberts)
title('roberts')

subplot(3,3,6)
sobel=edge(resim,'sobel');
imshow(sobel)
title('sobel')

subplot(3,3,7)
zerocross=edge(resim,'zerocross');
imshow(zerocross)
title('zerocross')
```



original



canny



log



prewitt



roberts



sobel

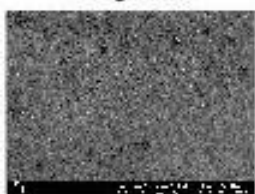


zerocross



C

original



canny



log



prewitt



roberts



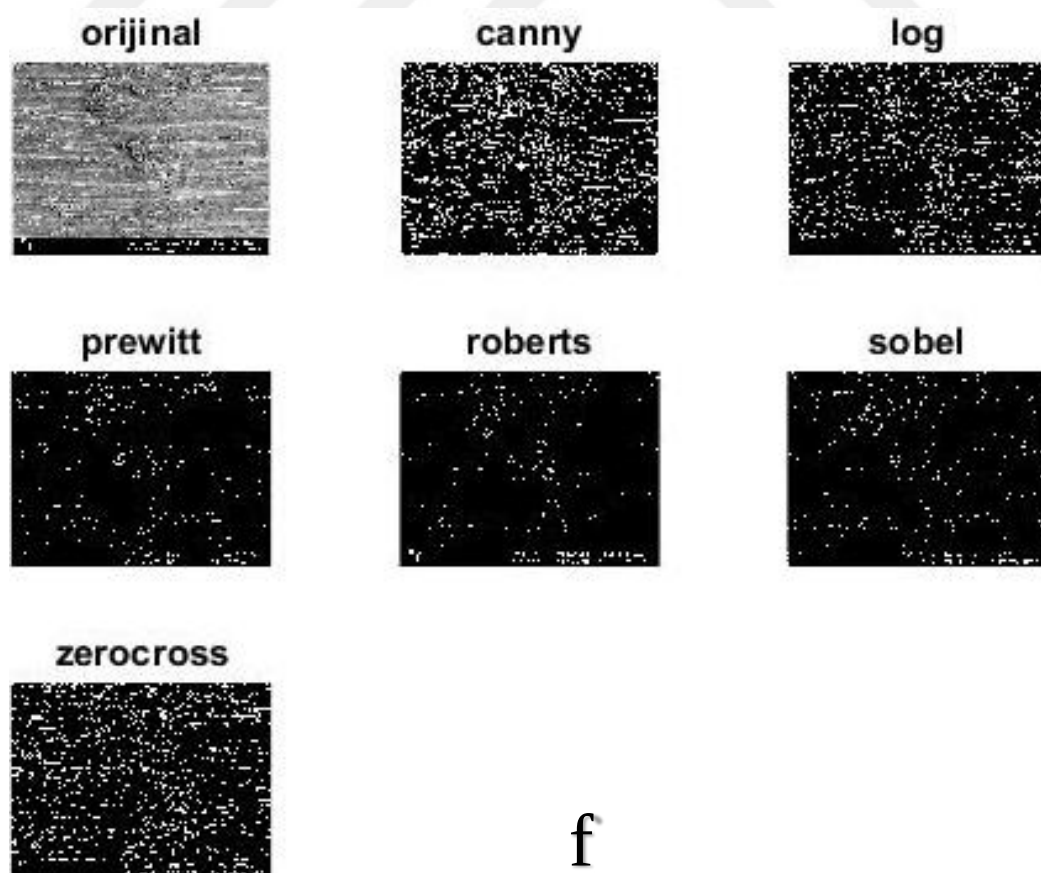
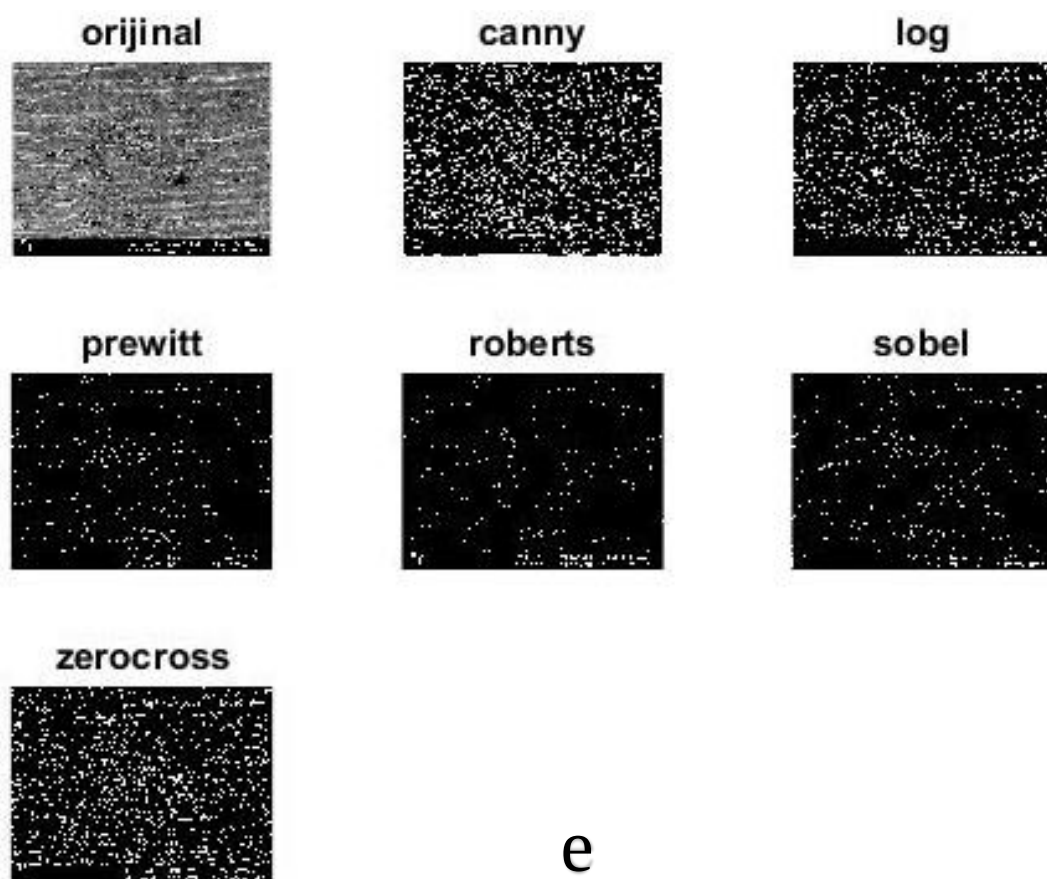
sobel

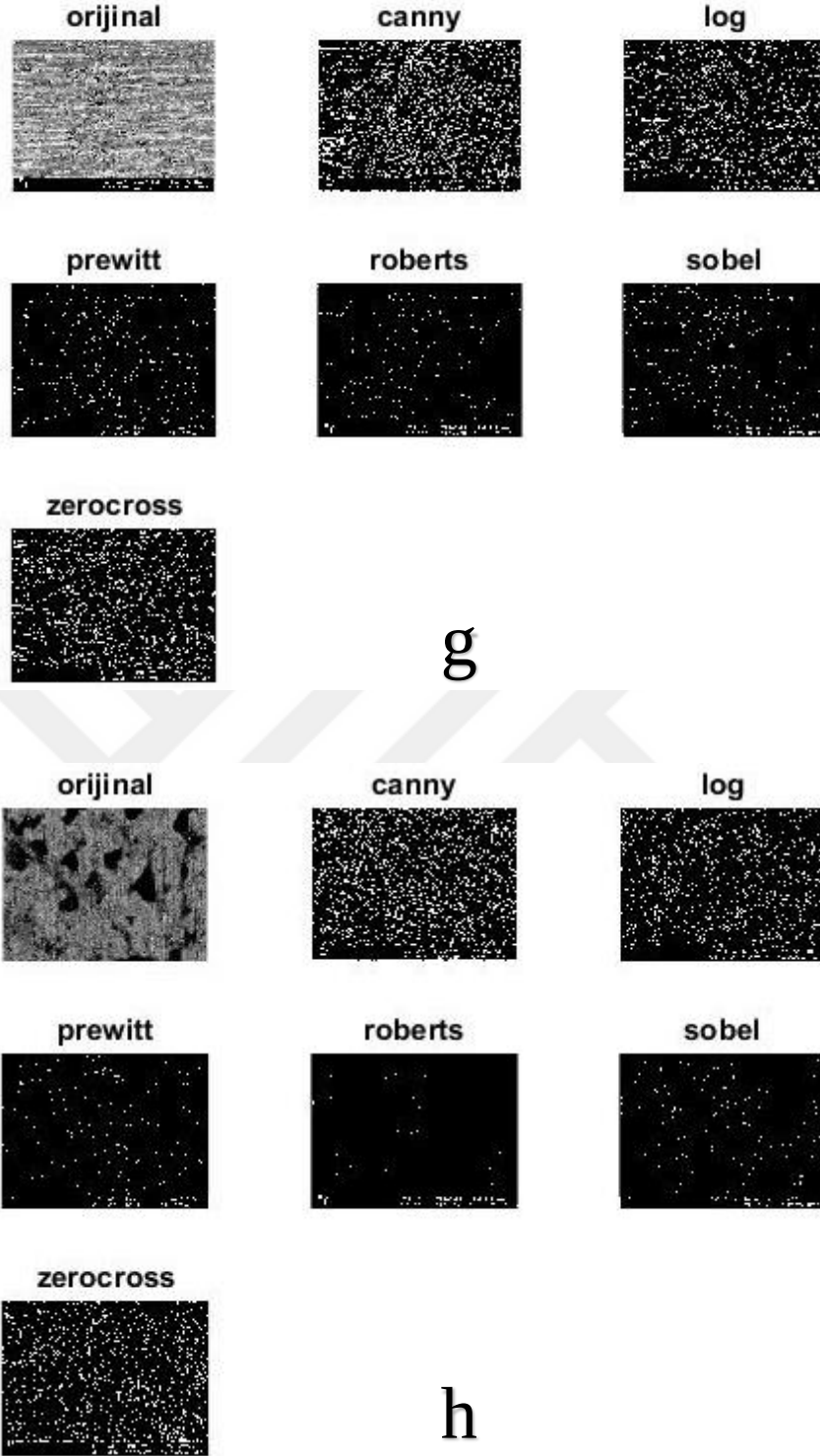


zerocross



d





Şekil 4.3.3 (a) Ankara 10N numune görüntüsüne kenar bulma işlemi uygulanması (b) Ankara 20N numune görüntüsüne kenar bulma işlemi uygulanması (c) Ankara 30N numune görüntüsüne kenar bulma işlemi uygulanması (d) Ankara korozyon numune görüntüsüne kenar bulma işlemi uygulanması (e) Gaziantep 10N numune görüntüsüne kenar bulma işlemi uygulanması (f) Gaziantep 20N numune görüntüsüne kenar bulma işlemi uygulanması (g) Gaziantep 30N numune görüntüsüne kenar bulma işlemi uygulanması (h) Gaziantep korozyon numune görüntüsüne kenar bulma işlemi uygulanması

Sayısal görüntü işleme tekniklerinden kenar bulma yöntemi kullanılarak görüntülerin derinliklerdeki süreksizlikler, numune yüzeyindeki yönelimler ve malzeme özelliklerinin değişiklikleri incelenmiştir. Kenar bulma algoritması sayesinde nesnelerin sınırları, yüzey işaretlerinin sınırlarına ve yüzey yönelimindeki süreksizliklere karşılık gelen bir yol oluşturulur.



5. SONUÇ, TARTIŞMA VE ÖNERİLER

Numunelere aşınma ve korozyon deneyleri uygulandıktan sonra SEM görüntüleri elde edilerek sayısal görüntü işleme teknikleri kullanılarak Titanyum alaşımın Tribokorozyon özellikleri incelenmiştir. İki farklı firma tarafından üretilen ticari Ti6Al4V alaşımının simüle edilmiş yapay vücut sıvısı içerisinde aşınma ve korozyon deneyleri yapılarak karşılaştırmaları yapılmıştır. Yapılan deneyler sonucunda Gaziantep firmasından elde edilen numunelerin aşınma hızlarının Ankara firmasından elde edilen numunelere göre daha kararlı olduğu tespit edilmiştir. Aşınma katsayısı sonuçları incelendiğinde her iki firmadan temin edilen numunelerin uygulanan kuvvetler arttıkça aşınma katsayısı azaldığı tespit edilmiştir. Gaziantep firması tarafından üretilmiş olan vidaların %15 oranında daha fazla korozyon aşınmaya maruz kaldığı tespit edilmiştir. Buna paralel olarak elektrokimyasal korozyon testi neticesinde de Gaziantep firması tarafından üretilen Titanyum implant vidanın %6 oranında daha fazla korozyon hızına sahip olduğu anlaşılmıştır. Her iki firmadan temin edilen numuneler karşılaştırıldığı zaman hem aşınma hem de korozyon deneyleri sonucunda Ankara firması tarafından üretilen Titanyum vidaların daha uzun ömürlü olabileceği söylenebilir.

Her iki firmadan temin edilen numunelerin SEM görüntüleri incelendiğinde adezyon aşınmasına maruz kalmıştır. Her iki firmadan temin edilen numunelerin SEM görüntüleri incelendiğinde uygulanan yükler arttıkça oluşan çukurlar derinleşmiş ve daha fazla çukurlu bölgeler oluşmaya başlamıştır. Sayısal görüntü işleme tekniklerinden bölütleme işlemi uygulanarak her bir numunenin aşınma ve korozyona maruz kalmış bölgeleri net bir şekilde gruplandırılmıştır. Aşınma ve korozyona maruz kalan bölgelerin daha net görüntüleri elde edilmiştir. Sayısal görüntü işleme tekniklerinden histogram eşitleme ile renk dağılım bozukluğu giderilmiştir. Numunelerden elde edilen SEM görüntülerine histogram eşitleme uygulanarak aşınma ve korozyonun hangi bölgelere daha fazla olduğunu göstermiş ve görüntülerdeki koyu bölgeleri iyileştirmiştir. Sayısal görüntü işleme tekniklerinden kenar bulma yöntemi kullanılarak her iki firmadan temin edilen numunelerin SEM görüntülerine uygulandığında görüntülerin aşınma ve korozyona maruz kalmış önemli bölgeleri korurken görüntü üzerindeki verileri azaltıp ve önemsiz bilgileri filtrelemiştir. Kenar bulma algoritması uygulanarak işlenecek veri miktarını önemli ölçüde azaltılmıştır. Kısaca SEM görüntülerine sayısal görüntü işleme

teknikleri kullanılarak aşınma ve korozyona maruz kalmış bölgeler hakkında daha net görüntüler elde edilmiştir.

Benzetilmiş vücutsal ortamlarda çeşitli implant-implant alaşım malzemeleri incelenerek implant ve dayanak alaşımı arasındaki aşınma ve korozyon gibi deneyler yapılarak malzeme kaybının net bir şekilde anlaşılması sağlanmıştır. Bununla beraber Ti6Al4V alaşımında bulunan Al ve V'un zararlı etkisinden kurtulmak için Ti6Al4V alaşımına alternatif toksik olmayan yeni alaşımlar geliştirilmelidir. Titanyum alaşımında aşınma arttıkça numunelerin vücut içinde iyon salınımı artacağından dolayı ilerde çeşitli hastalıklara sebep olabilir. Titanyum alaşımları için aşınma ve korozyonu engellemek için yüzey kaplama yöntemleri geliştirilebilir. Aşınma ve korozyon Titanyum alaşımının kullanım süresini kısıtladığı için kullanım süresini uzatmak kritik bir önem haline gelmiştir. Tıbbi uygulamalar için yeni tasarlanmış alaşımlar ve biyoçözünür malzemeler gibi yeni biyomalzemelerin geliştirilmesi gerekmektedir.

6. KAYNAKLAR

- [1] E. Ünal and F. Karaca , "Ti – 6Al – 4V alaşımasının dik işlem merkezli CNC tezgahında işlenebilirliğinin araştırılması", Fırat Üniversitesi Doğu Araştırmaları Dergisi, vol. 6, no. 1, pp. 135-139, Kasım 2007.
- [2] A.Cüneyt Tas, "Synthesis of biomimetic Ca-hydroxyapatite powders at 37°C in synthetic body fluids", Biomaterials, cilt.21, sa.14, ss.1429-1438, 2000.
- [3] H. Kazancıoğlu , S. Kılıç ve G. Ak , "Titanyum dental implantlarda korozyon", Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi, c. 24, sayı. Supplement 8, ss. 82-87, Şub. 2015.
- [4] <http://www.uts-design.com/index.php?page=blog&bid=7>, (Erişim zamanı; 05.06.2022).
- [5] Azriel Rosenfeld, "Picture processing by computer", New York: Academic Press, 1969.
- [6] https://tr.wikipedia.org/wiki/Sayısal_görüntü_işleme, (Erişim zamanı; 25.07.2022).
- [7] Büyük Larousse, "Milliyet büyük larousse", Milliyet Yayınları, 22.cilt 11557, 1986.
- [8] B. Yalçın ve R. Varol , "Ti-6Al-4V ve Ti-5Al-2.5Fe alaşımlarının toz metalürji yöntemiyle imalatı ve bazı mekanik özelliklerinin araştırılması", Politeknik Dergisi, c. 11, sayı. 3, ss. 235-241, Eyl. 2008.
- [9] Leyen C., Peters, WileyVch Köln, "Titanium and alloys fundamentals and applications", Germany 2003.
- [10] <https://www.kalkinmakutuphanesi.gov.tr/dokumanflipbook/ankara-ili-titanyum-ve-alasimlari-ile-yeni-nesil-celik-ve-turevlerinin-uretimi-on-fizibilite-raporu/2234>, (Erişim zamanı; 17.07.2022).
- [11] M. Kemal Coşkun, "Biomalzeme amaçlı Ti-6al-4v alaşım tozlarının Sps ile sinterlenmesi ve karakterizasyonu", Fen Bilimleri Enstitüsü, 2011.
- [12] İ. Çelik, "Biyomedikal sektöründe kullanılan titanyum ve alaşımlarının tribolojik özelliklerini iyileştirme yöntemleri" , Ordu Üniversitesi Bilim ve Teknoloji Dergisi , 5 (1) , 67-75, 2016.
- [13] H. Demirören ve Y. Yılmaz , "Biyomalzeme olarak kullanılan titanyum alaşımlarının elektrokimyasal sentezi", Fırat Üniversitesi Mühendislik Bilimleri Dergisi, c. 32, sayı. 1, ss. 253-258, Mar. 2020.
- [14] N. Yumak , "Combined effect of cryogenic and aging treatments on wear behavior of Ti-6Al-4V α/β alloy for biomedical applications", Bitlis Eren Üniversitesi Fen Bilimleri Dergisi, c. 11, sayı. 1, ss. 71-78, Mart 2022.
- [15] A. Ayday , "Ti6Al4V alaşımı ve saf titanyumun (Cp-Ti) oksidasyon kinetiği", El-Cezeri, c. 7, sayı. 2, ss. 402-409, Mayıs2020.

- [16] H. İ. Yavuz and R. Yamanoğlu , " β tipi Ti alaşımlarının özellikleri üzerine bir derleme: mikroyapı, mekanik, korozyon özellikleri ve üretim yöntemleri", Politeknik Dergisi, pp. 1-1, Aralık 2022.
- [17] Eyüp A., " Isıl işlem görmüş Ti-6Al-4V alaşımının yüzey özelliklerinin mikroyapı ve yüzey çizilme dayanımları açısından incelenmesi", Gebze Yüksek Teknoloji Enstitüsü / Mühendislik ve Fen Bilimleri Enstitüsü, 2008.
- [18] Güven Ş. "Biyouyumluluk ve biyomalzemelerin seçimi". Mühendislik Bilimleri ve Tasarım Dergisi , 2 (3) 303-311, 2014.
- [19] Günyüz, M., Uğurlu, F., Baydoğan, M., „Mikro ark oksidasyon işlemi uygulanmış Ti6AL4V alaşımlarının in-vivo biyouyumluluk özelliklerinin incelenmesi“, Engineer&the - search.ebscohost.com, 2010.
- [20] Çetiner D. , Tazegül O. , Atar E. & Çimenoglu, H. "Biyomedikal kobalt-krom alaşımı üzerinde oluşturulan TiO₂ tabakasının karakterizasyonunun ve biyoaktivitesinin incelenmesi", Mühendislik Bilimleri ve Tasarım Dergisi , 2 (3) 171-174, 2014.
- [21] Çırak, Z. D. & Yakıncı, D. B. , "Tıbbi uygulamalarda kullanılan biyouyumlu biyomalzemeler" . İnönü Üniversitesi Sağlık Hizmetleri Meslek Yüksek Okulu Dergisi , 8 (2) , 515-526, 2020.
- [22] Raghavendra, G.M., Varaprasad, K., Jayaramudu, T., " Biomaterials: design, development and biomedical applications" Nanotechnology Applications for Tissue Engineering, William Andrew Publishing, 2015.
- [23] Çelik, Y. H. & Kılıçkap, E., "Titanyum alaşımlarından Ti-6Al-4V'nın işlenmesinde karşılaşılan zorluklar: Derleme", Gazi University Journal of Science Part C: Design and Technology , 6 (1) , 163-175, 2018.
- [24] Sedat Akyol, "Ti6al4v Titanyum alaşımının işlenebilirliğinin ısıtılma işlemiyle artırılması" Fen Bilimleri Enstitüsü, 2007.
- [25] Harika Y., "Biyomedikal uygulamalarda kullanılan Ti6Al4V alaşımının yüzey modifikasyonu ve in vitro biyoaktivitesinin incelenmesi", Yıldız Teknik Üniversitesi / Fen Bilimleri Enstitüsü, 2010.
- [26] H. Akça , O. İyibilgin ve E. Gepek , "Biyomalzemeler ile implant üretimi sürecinin biyotriboloji yönünden değerlendirilmesi", Düzce Üniversitesi Bilim ve Teknoloji Dergisi, c. 8, sayı. 1, ss. 667-692, Oca. 2020.
- [27] M. Subaşı ve Ç. Karataş , "Titanyum ve titanyum alaşımlarından yapılan implantlar üzerine inceleme", Politeknik Dergisi, c. 15, sayı. 2, ss. 87-103, Haz. 2012.
- [28] ASM Metals Handbook, 9. Edition, Volume 3 Properties and Selection, "Stainless steels, tool materials and species-purpose metals titanium and titanium alloys".
- [29] <https://www.matweb.com/search/datasheettext.aspx?matguid=e5ed359418914348a1146ac55acd2a35>, (Erişim zamanı; 21.10.2022).

- [30] Ezugwu E. O., Wang Z. M., "Titanium alloys and their machinability", Journal of Materials Processing Technology, 68, 262-274, 1997.
- [31] Boettcher, C., Bell, T., Dong, H., "Surface engineering of timet 550 with oxygento form a rutile-based, wear resistant coating", Metallurgical and Materials Transactions A33, 4, 1201-1211, 2002.
- [32] <https://www.uslularhadde.com/asinma-nedir>, (Erişim zamanı; 19.08.2022).
- [33] Güneş İ., "Plazma nitröleme ile çelikler üzerinde kompleks kaplamaların", acikbilim.yok.gov.tr. 20.500.12812/24928, 2006.
- [34] Muharrem R., "Yüzey kaplama ile Ti6Al4V alaşımının aşınma ve korozyon direncinin artırılması", Erciyes Üniversitesi / Fen Bilimleri Enstitüsü, 2015.
- [35] Stachowiak and Batchelor, "Engineering tribology", www.elsevier.com, 2001.
- [36] Akkurt M., "Makina elemanları", Birsen yayınevi ltd. şti., Cilt1-2, 2000.
- [37] <https://www.mates-e.com/bilgi-abrazyon.php>, (Erişim zamanı; 29.09.2022).
- [38] <https://tr.wikipedia.org/wiki/Aşınma>, (Erişim zamanı; 15.09.2022).
- [39] T. Yıldız ve A. K. Gür , "Aşınma sistemleri", Fırat Üniversitesi Doğu Araştırmaları Dergisi, c. 4, sayı. 2, ss. 86-91, Mart 2006.
- [40] <https://tr.wikipedia.org/wiki/Korozyon>, (Erişim zamanı; 25.08.2022).
- [41] ř. Candan , S. im , S. Emir ve E. Candan , "AZ serisi Mg alaşımlarının korozyon davranışlarında ̢-fazının rolü", Düzce Üniversitesi Bilim ve Teknoloji Dergisi, c. 6, sayı. 4, ss. 1139-1162, Ağu. 2018.
- [42] N. Özer , "Yapı malzemelerinde korozyon ve korozyondan korunma yöntemleri", Uludaę Üniversitesi Mühendislik Fakóltesi Dergisi, c. 26, sayı. 3, ss. 1159-1178, Aralık 2021.
- [43] S. elik ve G. Kılınççeker , "Klorürlü ortamlarda (pH=7,0) bakırın korozyon davranışlarına askorbik asidin inhibisyon etkisinin belirlenmesi", Afyon Kocatepe Üniversitesi Fen Ve Mühendislik Bilimleri Dergisi, c. 17, sayı. 1, ss. 192-202, Nis. 2017.
- [44] <https://malzemebilimi.net/korozyon-nedir-korozyon-turleri-nelerdir.html>, (Erişim zamanı; 17.09.2022).
- [45] A. Sarı , R. Yıldız ve İ. Dehri , "Sodyum dietil ditiyokarbamat trihidratın inhibitör olarak asidik ortamda yumuşak elik korozyonuna elektrokimyasal davranışının incelenmesi", Technological Applied Sciences, c. 12, sayı. 3, ss. 87-94, Temmuz 2017.
- [46] H. Gerengi , E. Kaya ve M. Cabrını , "Saf magnezyumun biyobozunur malzeme olarak kullanılma potansiyeli", İleri Teknoloji Bilimleri Dergisi, c. 6, sayı. 2, ss. 9-25, Kas. 2017.
- [47] <https://metalurji.bartın.edu.tr/dokumanlar/ders-notlari.html>, (Erişim zamanı; 15.10.2022).

- [48] <https://www.coursehero.com/file/74078516/korozyon-4pptx/>, (Erişim zamanı; 19.10.2022).
- [49] Ö. M. Cılız , Y. T. Donmez ve M. G. Güler , "Detect and effects of silicon content in chemical composition of steel material after the hot dip galvanized coating", Avrupa Bilim ve Teknoloji Dergisi, sayı. 32, ss. 306-311, Aralık 2021.
- [50] Uğur. F., "Katodik koruma için sulu katı durumlu polarizasyon hücre tasarımı ve gerçekleştirilmesi", Gazi Üniversitesi Mühendislik Mimarlık Fakültesi Dergisi, Cilt: 24 - Sayı: 4, 2019.
- [51] Samtaş, G. & Gülesin, M., "Sayısal görüntü işleme ve farklı alanlardaki uygulamaları". Ejovoc (Electronic Journal of Vocational Colleges) , 2 (1) , 85-97, 2012.
- [52] F. Kutan ve Ö. Aynur , "Gürültü filtreleme uygulamalarının medikal görüntüler üzerindeki performanslarının değerlendirilmesi", Avrupa Bilim ve Teknoloji Dergisi, ss. 265-271, Ağustos 2020.
- [53] Samtaş, G. & Gülesin, M., "Sayısal görüntü işleme ve farklı alanlardaki uygulamaları", Ejovoc (Electronic Journal of Vocational Colleges, 2 (1) , 85-97,2012.
- [54] <https://batuhandaz.medium.com/dijital-görüntü-işleme-image-processing-2-giriş-6940d4429825>, (Erişim zamanı; 04.11.2022).
- [55] Mücella Özbay Karakuş, "Görüntü iyileştirme ve onarma teknikleri", tez.yok.gov.tr, 2010.
- [56] R. K. Kumrular ve A. Polat , "Klinik uygulamalarda ileri biyomedikal görüntüleme teknolojileri", Avrupa Bilim ve Teknoloji Dergisi, sayı. 23, ss. 207-221, Nisan 2021.
- [57] A. Elen , "Görüntü ikileştirme için global eşikleme yöntemleri üzerine bir inceleme", Mühendislik Bilimleri ve Araştırmaları Dergisi, c. 2, sayı. 2, ss. 38-49, Ekim 2020.
- [58] Y. Ölmez , A. Sengur ve G. Ozmen Koca , "Meta sezgisel yöntemlerle çok seviyeli görüntü eşikleme", Gazi Üniversitesi Mühendislik Mimarlık Fakültesi Dergisi, c. 36, sayı. 1, ss. 213-224, Aralık 2020.
- [59] M. Kılıçaslan , U. Tanyeri ve R. Demirci , "Renkli görüntüler için tek boyutlu histogram", Düzce Üniversitesi Bilim ve Teknoloji Dergisi, c. 6, sayı. 4, ss. 1094-1107, Ağustos 2018.
- [60] N. Öztürk ve S. Öztürk , "Bölütleme tabanlı yeni görüntü iyileştirme yöntemi", Avrupa Bilim ve Teknoloji Dergisi, sayı. 32, ss. 975-981, Aralık 2021.
- [61] E. Aybar , "Sobel işleci kullanılarak renkli görüntülerde kenar bulma", Afyon Kocatepe Üniversitesi Fen Ve Mühendislik Bilimleri Dergisi, c. 8, sayı. 1, ss. 205-217, Haziran 2008.
- [62] <https://www.metalurjik.com/sertlik-deneyleri>, (Erişim zamanı; 14.10.2022).
- [63] <https://www.metalreyonu.com.tr/blog/sertlik-deneyi>, (Erişim zamanı; 17.10.2022).

- [64] B. Çırak , "Yüzey işleme sürecinde yüzey sertliğinin incelenmesi ve yapay sinir ağları ile yorumlanması", Kilis 7 Aralık Üniversitesi Fen ve Mühendislik Dergisi, c. 1, sayı. 2, ss. 34-49, Aralık 2017.
- [65] <https://www.makinaegitimi.com/vickers-sertlik-olcme-yontemi>, (Erişim zamanı; 18.10.2022).
- [66] Smith, W.F. , "Principles of metarials science and egineering" Third Edition, McGraw-Hill, Inc. 1996.
- [67] Jalota,S.,Bhaduri,S.B.,Tas,A.C., "Effect of carbonate contentand buffer type on calcium phosphate formationin SBF solutions", Journal of Materials Science: Materialsin Medicine,17(8),697-707, 2006.
- [68] Takadama,H.andKokubo,T. "In vitro evaluation of bone bioactivity in bioceramics and their clinical applications", Elsevier,165-182, 2008.
- [69] <https://www.capricorn-scientific.com/hanks-balanced-salt-solution-hbss-without-ca-mg-with-phenol-red~p1316>, (Erişim zamanı; 8.06.2022).
- [70] Serhat Ş., "Titanyum ve alaşımlarının biyomalzeme olarak kullanılması", III. uluslararası battalgazi bilimsel çalışmalar kongresi, Eylül 2019.
- [71] Levent U., "Biyomedikal uygulamalar için TiN kaplı Ti6Al4V alaşımının mekanik özelliklerinin araştırılması", Savunma Bilimleri Dergisi, cilt.18, ss.91-108, 2019.
- [72] Gökdemir Y., "Saf Titanyum ve Ti6al4v alaşımının yüksek sıcaklıkta oksidasyon davranışı", İTÜ Fen Bilimleri Enstitüsü, 2005.
- [73] Murat Taner V. , "Titanyum implant uygulamalarına yönelik osteojenik yüzey nanokaplamalarının geliştirilmesi", Ankara Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü Yüksek Lisans Tezi Kimya Anabilim Dalı, 2016.
- [74] Fırat M. "Katmanlı imalat yöntemiyle üretilmiş Ti-6Al-4V alaşımının mekanik özelliklerinin incelenmesi", acikbilim.yok.gov.tr/handle/20.500.12812/682413, 2019.
- [75] Osman Ö., "Saf titanyum (CP-Ti) ve titanyum alaşımının (Ti-6Al-4V) yüzey özelliklerinin geliştirilmesi", acikbilim.yok.gov.tr/handle/20.500.12812/595021, 2019.
- [76] Şennur A. "Ti6AL4V titanyum alaşımının lazer kaynak kabiliyeti ve biyoaktivite özelliklerinin incelenmesi", acikerisim.karabuk.edu.tr, 2020.
- [77] Gizem A., "Ti6Al4V titanyum alaşımının iç yapısı ve yüzey özellikleri üzerine termokimyasal işlem parametrelerinin etkisi", Süleyman Demirel Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü Makine Mühendisliği Anabilim Dalı, 2018.
- [78] Y. Kaplan. " İmplant yapımında kullanılan Ti6Al4V titanyum alaşımının mekanik özelliklerine ve biyouyumluluğuna borlama işleminin etkisi", acikerisim.pau, Mayıs 2015.
- [79] <https://www.plastikciyiz.biz/bilgi-kutuphanesi/teknik-bilgi-kutuphanesi/333/fenolikler#:~:text=FenoliklerbirtermosetPlastikdirve,termosetC3B6zellikteB6nemlibirC3BCrC3BCndC3BCr.>, (Erişim zamanı; 22.10.2022).

[80] Mehmet G., "Diagnosis of leptomenigeal metastases disease by using image enhancement methods", tez.yok.gov.tr, 2015.



ÖZGEÇMİŞ

Adı-Soyadı : Bilal UĞURLU

Eğitim ve Mesleki Geçmişi:

- 2018, Karabük Üniversite, Mühendislik Fakültesi, Tıp Mühendisliği
- 2021, Sorumlu Müdür, Alai Medikal

Yabancı Dil Bilgisi: İngilizce, Orta