



**BİYOMİMETİK PERSPEKTİFLE
İŞLEVSELLEŞTİRİLMİŞ BİYOSERAMİK KAPLI
Ti6Al4V ALAŞIMININ AŞINMA VE
BİYOKOROZYON ÖZELLİKLERİNİN
İNCELENMESİ**

Burak ATİK

Danışman: Prof. Dr. Ayhan ÇELİK

Doktora Tezi

Makine Mühendisliği Ana Bilim Dalı

2025

(Her hakkı saklıdır.)

T.C.
ATATÜRK ÜNİVERSİTESİ
FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ
MAKİNE MÜHENDİSLİĞİ ANABİLİM DALI

**BİYOMİMETİK PERSPEKTİFLE İŞLEVSELLEŞTİRİLMİŞ BİYOSERAMİK
KAPLI Ti6Al4V ALAŞIMININ AŞINMA VE BİYOKOROZYON ÖZELLİKLERİNİN
İNCELENMESİ**

(Investigation of Wear and Biocorrosion Properties of Bioceramic Coated Ti6Al4V Alloy
Functionalized with Biomimetic Perspective)

DOKTORA TEZİ

Burak ATİK

Danışman: Prof. Dr. Ayhan ÇELİK

Erzurum
Haziran, 2025

KABUL VE ONAY TUTANAĞI

Burak ATİK tarafından hazırlanan “BİYOMİMETİK PERSPEKTİFLE İŞLEVSELLEŞTİRİLMİŞ BİYOSERAMİK KAPLI Ti6Al4V ALAŞIMININ AŞINMA VE BİYOKOROZYON ÖZELLİKLERİNİN İNCELENMESİ” başlıklı çalışması 16/06/2025 tarihinde yapılan tez savunma sınavı sonucunda başarılı bulunarak jürimiz tarafından Makine Mühendisliği Ana Bilim Dalı, Konstrüksiyon ve İmalat Bilim Dalında Doktora tezi olarak kabul edilmiştir.

Jüri Başkanı:	Prof. Dr. Ali Fatih YETİM <i>Erzurum Teknik Üniversitesi</i>	Aslı Islak İmzalıdır
Danışman	Prof. Dr. Ayhan ÇELİK <i>Atatürk Üniversitesi</i>	Aslı Islak İmzalıdır
Jüri Üyesi:	Doç. Dr. S. Yenal VANGÖLÜ <i>Atatürk Üniversitesi</i>	Aslı Islak İmzalıdır
Jüri Üyesi:	Doç. Dr. Halim KOVACI <i>Atatürk Üniversitesi</i>	Aslı Islak İmzalıdır
Jüri Üyesi:	Doç. Dr. Yakup UZUN <i>Atatürk Üniversitesi</i>	Aslı Islak İmzalıdır
Jüri Üyesi:	Doç. Dr. Onur ÇOMAKLI <i>Erzurum Teknik Üniversitesi</i>	Aslı Islak İmzalıdır
İkinci Tez Danışmanı:	Dr. Öğr. Üyesi Yusuf Burak BOZKURT <i>Atatürk Üniversitesi</i>	Aslı Islak İmzalıdır

Enstitü Yönetim
Kurulunun / /
tarih ve sayılı
kararı.

Bu tezin Atatürk Üniversitesi Lisansüstü Eğitim ve Öğretim Yönetmeliği'nin ilgili maddelerinde belirtilen şartları yerine getirdiğini onaylarım.

Prof. Dr. Alper NUHOĞLU

Enstitü Müdürü

Aslı Islak İmzalıdır

Bu çalışma BAP projesi kapsamında desteklenmiştir.
Proje No: FDK-2022-11070

Not: Bu tezde kullanılan özgün ve başka kaynaklardan yapılan bildiriş, çizelge, şekil ve fotoğrafların kaynak olarak kullanımı, 5846 sayılı Fikir ve Sanat Eserleri Kanunundaki hükümlere tabidir.

ETİK BİLDİRİM VE İNTİHAL BEYAN FORMU

Doktora Tezi olarak Prof. Dr. Ayhan ÇELİK danışmanlığında sunulan “BİYOMİMETİK PERSPEKTİFLE İŞLEVSELLEŞTİRİLMİŞ BİYOSERAMİK KAPLI Ti6Al4V ALAŞIMININ AŞINMA VE BİYOKOROZYON ÖZELLİKLERİNİN İNCELENMESİ” başlıklı çalışmanın tarafımızdan bilimsel etik ilkelere uyularak yazıldığını, yararlanılan eserlerin kaynakçada gösterildiğini, Fen Bilimleri Enstitüsü tarafından belirlenmiş olan Turnitin Programı benzerlik oranlarının aşılmadığını ve aşağıdaki oranlarda olduğunu beyan ederiz.

Tez Bölümleri	Tezin Benzerlik Oranı (%)	Maksimum Oran (%)
Giriş	7	30
Kuramsal Temeller	11	30
Materyal ve Yöntem	11	35
Araştırma Bulguları ve Tartışma	2	20
Sonuç ve Öneriler	0	20
Tezin Geneli	6	25

Not: Yedi kelimeye kadar benzerlikler ile Başlık, Kaynakça, İçindekiler, Teşekkür, Dizin ve Ekler kısımları tarama dışı bırakılabilir. Yukarıdaki azami benzerlik oranları yanında tek bir kaynaktan olan benzerlik oranlarının %5'den büyük olmaması gerekir.

Beyan edilen bilgilerin doğru olduğunu, aksi halde doğacak hukuki sorumlulukları kabul ve beyan ederiz.

Tez Yazarı (Öğrenci)	Tez Danışmanı
Burak ATİK	Prof. Dr. Ayhan ÇELİK
16.6.2025	16.6.2025
İmza: Aslı Islak İmzalıdır	İmza: Aslı Islak İmzalıdır

* Tez ile ilgili YÖKTEZ'de yayınlamasına ilişkin bir engelleme var ise aşağıdaki alanı doldurunuz.

☐ Tezle ilgili patent başvurusu yapılması / patent alma sürecinin devam etmesi sebebiyle Enstitü Yönetim Kurulunun/....../.... tarih ve sayılı kararı ile teze erişim 2 (iki) yıl süreyle engellenmiştir.

☐ Enstitü Yönetim Kurulunun/....../.... tarih ve sayılı kararı ile teze erişim 6 (altı) ay süreyle engellenmiştir

TEŞEKKÜR

Tez çalışmam boyunca benden yardımlarını, desteklerini ve bilgisini hiçbir zaman esirgemeyen, her konuda yol gösteren çok değerli danışmanım Sayın Prof. Dr. Ayhan ÇELİK'e sonsuz teşekkür ederim.

Çalışmam boyunca bana daima yol gösterici olan bilgilerini ve ilgilerini esirgemeyen değerli hocalarım Sayın Prof. Dr. Ali Fatih YETİM'e, Sayın Doç. Dr. Halim KOVACI'ya, Sayın Doç. Dr. S. Yenal VANGÖLÜ'ne, Sayın Doç. Dr. Yakup UZUN'a, Sayın Doç. Dr. Onur ÇOMAKLI'ya ve Dr. Öğr. Üyesi Yusuf Burak BOZKURT'a,

Tez çalışmalarım boyunca bilgilerini ve yardımlarını esirgemeyen, deneyimlerini paylaşan Sayın Arş. Gör. Dr. Yeşim SEÇER'e, Arş. Gör. Dr. Şükran Merve TÜZEMEN'e, Öğr. Gör. Ömer ERDOĞAN'a, yapılan analizlerde yardımlarını esirgemeyen Sayın Öğr. Gör. Dr. Hasan Feyzi BUDAK'a ve çalışmalarım sırasında bana yardımcı olan hocalarıma ve arkadaşlarıma,

Yapılan bu çalışmayı FDK-2022-11070 nolu proje kapsamında destekleyen Atatürk Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri Koordinasyon Birimi (BAP)'ne,

Hayatımın her döneminde yanımda olan, maddi ve manevi desteklerini hiçbir zaman esirgemeyen annem, babam, ablam ve kız kardeşime sonsuz teşekkür ederim.

Burak ATİK

ÖZET

DOKTORA TEZİ

BİYOMİMETİK PERSPEKTİFLE İŞLEVSELLEŞTİRİLMİŞ BİYOSERAMİK KAPLI Ti6Al4V ALAŞIMININ AŞINMA VE BİYOKOROZYON ÖZELLİKLERİNİN İNCELENMESİ

Burak ATİK

Danışman: Prof. Dr. Ayhan ÇELİK

Amaç: Bu tez kapsamında, biyomimetik yaklaşımla fonksiyonel olarak derecelendirilmiş yapılar (FDY) ve biyolojik sistemlerden elde edilen, yüksek biyouyumluluğa sahip biyoseramikler kaplamalar kullanılarak Ti6Al4V alaşımının uzun süreli implantasyonu sırasında karşılaşılan aşınma ve biyokorozyon problemlerinin azaltılmasıyla fonksiyonel implant yüzeylerinin geliştirilmesi amaçlanmaktadır.

Yöntem: Ti6Al4V alaşımına 5-12-20 ve 30 Almen şiddetlerinde bilyalı dövme işlemi uygulandıktan sonra EPD yöntemiyle sabit gerilimde, 10 ve 20 dk sürelerinde 45S5 Bioglass ve β -TCP kaplamalar yapılarak biyomimetik FDY yapılar elde edilmiştir. EPD sonrası, hem kaplama içerisinde hapsolmuş çözünücü buharlaştırmak hem de taban malzeme ile adezyonunu artırmak için numuneler fırınlamıştır. Elde edilen bütün numune grupları için kuru ve sıvı ortamda aşınma, elektrokimyasal korozyon ve biyotribokorozyon testleri gerçekleştirilmiştir. Test çözeltisi olarak SBF (Simulated Body Fluid) kullanılmıştır. Numunelerin yapısal ve morfolik analizleri için X-ışını kırınımı (XRD), taramalı elektron mikroskobu (SEM), enerji dağılımlı X-ışını spektroskopisi (EDS), Fourier Dönüşümlü Kızılötesi Spektroskopisi (FTIR), mikrosertlik, üç boyutlu optik profilometre kullanılmıştır. Ayrıca bütün numune gruplarının statik temas açısı ölçümleri de temas açısı ölçüm (ATM) cihazı ile alınmıştır. Tribolojik testler karşılıklı hareketli (reciprocating) aşınma test düzeneğinde ve 3N yük altında yapılmıştır. Elektrokimyasal korozyon deneylerinde açık devre potansiyeli, çevrimsel potansiyodinamik polarizasyon ve elektrokimyasal empedans spektroskopisi yöntemleri kullanılmıştır. Biyotribokorozyon testleri, aşınma ve elektrokimyasal korozyon test düzeneği eş zamanlı olarak çalıştırılıp hem açık devre potansiyeli altında hem de çevrimsel potansiyodinamik polarizasyon ile aşınma yapılarak gerçekleştirilmiştir.

Bulgular: Biyomimetik yaklaşımla elde edilen FDY yapılar arasında, taban malzeme olarak kullanılan Ti6Al4V alaşımına göre yüksek yüzey sertlikleri elde edilmiştir. Bilyalı dövülmüş ve kaplama işlemi uygulanmış numunelerde sürtünme katsayılarında artış gözlemlenmiş, aşınma oranlarında Ti6Al4V alaşımına göre oldukça azalmıştır. Elektrokimyasal korozyon testlerinde en yüksek korozyon direnci 30 Almen şiddetinde bilyalı dövülmüş ve 45S5 Bioglass kaplı 30ABg20 numunesinde görülmüştür. Biyotribokorozyon testlerinde hem Almen şiddetinin artışı hem de yapılan biyoseramik kaplamaların aşınma ve elektrokimyasal korozyonun sinerjik etkisiyle birlikte dengeli halde etki göstererek Ti6Al4V alaşımının tribokorozyon performansını artırmıştır. Ayrıca bilyalı dövme işlemi sonrasında yüzeyde düzensiz olarak meydana gelen mikro çukur-tepelerin kullanım performanslarına olan olumsuz etkisi azaltılmıştır.

Sonuç: Biyomimetik yaklaşımla elde edilen FDY yapılar sayesinde Ti6Al4V alaşımının aşınma ve biyokorozyona karşı yüzey özellikleri iyileştirilmiştir. Ayrıca bilyalı dövme işlemi ve EPD yöntemiyle yapılan biyoseramik kaplamaların sinerjik etkisiyle vücut ortamında daha dayanıklı ve biyofonksiyonel implant yüzeylerinin elde edilebileceğini sonucuna varılmıştır.

Anahtar Kelimeler: Biyomimetik, Bilyalı dövme, EPD, Biyoseramik, Korozyon, Triboloji, Biyotribokorozyon

Haziran 2025, 185 sayfa

ABSTRACT

DOCTORAL THESIS

INVESTIGATION OF WEAR AND BIOCORROSION PROPERTIES OF BIOCERAMIC COATED Ti6Al4V ALLOY FUNCTIONALIZED WITH BIOMIMETIC PERSPECTIVE

Burak ATİK

Supervisor: Prof. Dr. Ayhan ÇELİK

Purpose: This thesis aims to develop functional implant surfaces by reducing the wear and biocorrosion problems commonly observed during the long-term implantation of Ti6Al4V alloy. To achieve this, highly biocompatible bioceramic coatings derived from functionally graded structures (FGS) and inspired by biological systems through a biomimetic approach were employed.

Method: Biomimetic FGS structures were obtained by applying shot peening process to Ti6Al4V alloy at 5-12-20 and 30 allmen intensities, followed by 45S5 Bioglass and β -TCP coatings by EPD method at constant voltage for 10 and 20 min. The samples were heat-treated after EPD to remove residual solvent from the coating and to improve adhesion to the substrate. Tribological, electrochemical corrosion, and biotribocorrosion tests were performed in both dry and simulated body fluid (SBF) environments for all sample groups. Simulated Body Fluid (SBF) was used as the test solution. Structural and morphological analyses of the samples were conducted using X-ray diffraction (XRD), scanning electron microscopy (SEM), energy-dispersive X-ray spectroscopy (EDS), Fourier-transform infrared spectroscopy (FTIR), microhardness testing, and a three-dimensional optical profilometer. In addition, static contact angle measurements were performed on all sample groups using a contact angle goniometer. Tribological tests were performed using a reciprocating wear test apparatus under a normal load of 3N. Open circuit potential, cyclic potentiodynamic polarisation and electrochemical impedance spectroscopy methods were used in electrochemical corrosion tests. Biotribocorrosion tests were performed by simultaneously operating the wear and electrochemical corrosion setups, under both open circuit potential and cyclic potentiodynamic polarization conditions.

Findings: Among the FGS structures produced via a biomimetic approach, higher surface hardness values were obtained compared to the untreated Ti6Al4V substrate. An increase in the coefficient of friction was observed in shot-peened and coated samples, while the wear rates were significantly reduced compared to the untreated Ti6Al4V alloy. In electrochemical corrosion tests, the highest corrosion resistance was observed in the 30ABg20 specimen, which was shot-peened at an Almen intensity of 30 and coated with 45S5 Bioglass. In biotribocorrosion tests, both the increase in Almen density and the synergistic effect of the applied bioceramic coatings on wear and electrochemical corrosion acted in a balanced manner to enhance the tribocorrosion performance of Ti6Al4V alloy. In addition, the negative effect of the irregular micro-pit-peaks that occur irregularly on the surface after the shot peening process has been reduced.

Results: Thanks to the FGS structures obtained by biomimetic approach, the surface properties of Ti6Al4V alloy against wear and biocorrosion have been improved. It is also concluded that more durable and biofunctional implant surfaces can be obtained in the body environment with the synergistic effect of bioceramic coatings made by shot peening and EPD method.

Keywords: Biomimetics, Shot peening, EPD, Bioceramics, Corrosion, Tribology, Biotribocorrosion

June 2025, 185 pages

İÇİNDEKİLER

KABUL VE ONAY TUTANAĞI.....	i
ETİK BİLDİRİM VE İNTİHAL BEYAN FORMU	ii
TEŞEKKÜR	iii
ÖZET	iv
ABSTRACT	v
TABLolar DİZİNİ.....	viii
ŞEKİLLER DİZİNİ	ix
SİMGELER ve KISALTMALAR DİZİNİ	xiv
GİRİŞ.....	1
KURAMSAL TEMELLER.....	7
Biyomimetik.....	7
Biyomimetik uygulamalarda biyolojik malzemelerin yapısal tasarım ve elementleri	8
Biyoaktif camlar (Biyoseramik).....	14
Kalsiyum Fosfat	15
Yüzey İşleme Yöntemleri	16
Aşırı plastik deformasyon	17
Mekanik yüzey işlemleri	20
Biyomalzemeler	33
Titanyum ve titanyum alaşımları	38
Biyomalzeme Olarak Titanyum ve Titanyum Alaşımları.....	41
Elektroforetik Biriktirme.....	44
Elektrokimyasal Korozyon.....	47
Elektrokimyasal korozyon termodinamiği	49
Elektrokimyasal polarizasyon eğrileri.....	50
Elektrokimyasal korozyon ölçüm yöntemleri	51
Triboloji	57
Sürtünme	58
Aşınma	59
Yağlama	63
Tribokorozyon.....	64
MATERYAL ve YÖNTEM	67

Kullanılan Malzeme	68
Numunelerin Hazırlanması	68
Bilyalı Dövmeye İşlemi	68
EPD Yöntemi ile 45S5 Bioglass ve β -TCP Kaplama İşlemi	69
Tribolojik Deneyler	71
Elektrokimyasal Korozyon Deneyleri	71
Biyotribokorozyon Deneyleri	72
Yapısal Karakterizasyonlar	73
ARAŞTIRMA BULGULARI ve TARTIŞMA	77
XRD Analizleri	77
Statik Temas Açısı Ölçümü	82
FTIR analizleri	86
Mikro Yapı ve Sertlik Analizleri	86
Elektrokimyasal Korozyon Analizleri	92
Çevrimsel potansiyodinamik polarizasyon	92
Elektrokimyasal empedans spektroskopisi (EES) analizleri	106
Triboloji Analizleri	111
Biyotribokorozyon Analizleri	126
Açık devre potansiyeli altında aşınma	126
Çevrimsel Potansiyodinamik Polarizasyon İle Aşınma	135
SONUÇLAR VE ÖNERİLER	142
KAYNAKÇA	145
ÖZGEÇMİŞ	166

TABLÖLAR DİZİNİ

Tablo 1. Biyomimetik Açıdan Biyolojik Malzemelerin Sert ve Yumuşak Temel Bileşenleri.....	13
Tablo 2. Biyomimetik Olarak Biyolojik Sistemlerde Yaygın Olarak Bulunan Temel Bileşenler ve Bulundukları Yapılar	13
Tablo 3. Çeşitli Biyoaktif Camlar ve Kimyasal Kompozisyonları	15
Tablo 4. Temel Kalsiyum Fosfat Bileşikleri.....	16
Tablo 5. Almen Şeritlerinin Standartlaştırılmış Özellikleri ve Kalınlıkları.....	26
Tablo 6. Bilyalı Dövmenin Yoğunluk Ölçekleri	27
Tablo 7. Vücuda İmplant Edilebilen Biyomalzemelerin Uygulamaları	35
Tablo 8. Biyomalzeme Olarak Kullanılan Titanyum ve Alaşımlarının Mekanik Özellikleri.....	43
Tablo 9. Çözücülere Ait Viskozite ve Bağlı Dielektrik Sabiti.....	46
Tablo 10. Pürüzlülük Parametreleri ve Tanımı	58
Tablo 11. Yağlama Rejimleri.....	64
Tablo 12. Ti6Al4V Alaşımının Kimyasal Kompozisyonu	68
Tablo 13. Ti6Al4V Alaşımına Ait Mekanik Özellikler	68
Tablo 14. Titreşimli Dövme Parametreleri	69
Tablo 15. Tribolojik Deneyler İçin Belirlenen Deney Parametreleri	71
Tablo 16. 1000 ml SBF Çözeltisi Hazırlamak İçin Reaktiflerin Sırası ve Miktarları.....	72
Tablo 17. Numune Kısaltmaları.....	76
Tablo 18. Ti, 5A, 12A, 20A ve 30A Numunelerinin 2θ Kırınım Açısı, FWHM Değerleri ve Ortalama Kristal Boyutları	79
Tablo 19. Çevrimsel Potansiyodinamik Polarizasyon Testinden Önce EES Sonuçları.....	111

ŞEKİLLER DİZİNİ

Şekil 1. Biyomimetik, biyo-ilham ve biyomimikri yaklaşımları için temsili örnekler	8
Şekil 2. Biyolojik yapılarda bulunan en yaygın sekiz yapısal tasarım ögesi	10
Şekil 3. Doğal biyolojik malzemelerde temel gradan biçimleri: (a) yerel özelliklerin tüm malzeme boyunca kademeli olarak değişmesi, (b) yerel özelliklerin farklı ara yüz boyunca sürekli olarak değişmesi, (c) yapısal özelliklerdeki değişmesi, (d) sıralı bir düze, (e) dağılım ilişkisi, (f) boyutsal değişim ve farklılık, (g) bir uyum içerisinde yapıda dağılımı, (h) biyolojik malzemelerde gradyan ara yüzü	11
Şekil 4. Istakoz dış kabuğunun gradyan yapısının kesitsel olarak SEM görüntüsü ve katmanları	12
Şekil 5. Yüzey işleme yöntemlerinin sınıflandırılması	17
Şekil 6. Tane boyutlarına göre farklı metal kategorileri	18
Şekil 7. Aşırı plastik deformasyon mekanizmaları; (a) Yüksek basınç burulması, b) bükümlü ekstrüzyon, c) eşit kanallı açısallı presleme, d) yüksek basınçlı burulma, e) Birikimli hadde bağı ve d) yüzey mekanik aşınma işlemi	20
Şekil 8. (a) Bilyalı dövme işlemi ve (b) iş parçası yüzeyinde atış etkisi nedeniyle oluşturulan plastik deformasyon	22
Şekil 9. (a) Tek bir bilyenin çarpması ile oluşan plastik deformasyon, (b) yüzeye çarpan çoklu bilyalardan sonra oluşan artık gerilme	23
Şekil 10. Ti6Al4V alaşımının bilyalı dövme işlemi sonrasında (a) tane boyutunda meydana gelen değişim ve (b) yüzey pürüzlülüğündeki değişim	24
Şekil 11. Bilyalı dövme işlemini etkileyen parametreler ve etkenler	25
Şekil 12. Almen şiddeti ölçüm sistemi	26
Şekil 13. Doyum noktası eğrisi	27
Şekil 14. ImageJ tarafından hesaplanan doyurma oranları	29
Şekil 15. Ultrasonik bilyalı dövme işleminin şematik gösterimi	31
Şekil 16. (a) Titreşimli dövme işlemi şematik gösterimi, (b) tutucular ve hazne	31
Şekil 17. Lazer şoklu dövme işleminin şematik gösterimi	32
Şekil 18. Metalik biyomalzemelerin vücuttaki kullanım alanları	38
Şekil 19. Stabilizatörün bileşimlerine göre titanyum faz diyagramı	39
Şekil 20. EPD hücresinin şematik olarak gösterimi	44
Şekil 21. Korozyon türleri	48

Şekil 22. Elektrokimyasal korozyon hücresi; çalışma elektrotu (ÇE), karşıt elektrot (KE) ve referans elektrotu (RE) içeren üçlü elektrot sistemi	49
Şekil 23. Teorik olarak polarizasyon eğrisi.....	50
Şekil 24. Pasif malzemenin potansiyodinamik polarizasyon eğrisi	52
Şekil 25. ÇPP eğrisi ve korozyon parametreleri (polarizasyon yönü oklar ile gösterilmiştir)	53
Şekil 26. Negatif ve pozitif histerisizli ÇPP eğrileri	54
Şekil 27. Sinüzoidal olarak gönderilen potansiyele (uyarı) karşılık elde edilen akım (tepki) ve faz kayması	55
Şekil 28. (a) Basit Randle devresi (b) Nyquist eğrisi ve (c) Bode eğrileri.....	57
Şekil 29. Ra ve Rq parametrelerinin şematik gösterimi	58
Şekil 30. Zamanla teğetsel kuvvetin değişimi ile oluşan statik ve kinetik sürtünme kuvveti.....	59
Şekil 31. Adezif aşınma mekanizması	60
Şekil 32. İki cisimli ve üç cisimli abrazyon aşınma mekanizmaları.....	61
Şekil 33. Korozyon aşınma mekanizması.....	62
Şekil 34. Yüzey yorulması veya yorulma aşınmasının şematik gösterimi.....	62
Şekil 35. Bir yüzeye yüksek hızda çarpan aşındırıcı parçacıkların şematik gösterimi	63
Şekil 36. Yağlanmış yüzeylerde sürtünme değişimi	64
Şekil 37. Tribokorozyon sistemini etkileyen faktörler.....	65
Şekil 38. Tribokorozyon testi için deney aparatı.....	66
Şekil 39. Biyomimetik perspektifle işlevselleştirilmiş biyoseramik kaplı yüzeylerin elde edilmesi için gerekli işlem sırası.....	67
Şekil 40. Titreşimli dövme işleminin şematik görünüşü.....	69
Şekil 41. Çözelti hazırlama ve EPD işlemi	70
Şekil 42. Sinterleme parametreleri	71
Şekil 43. XRD cihazı.....	73
Şekil 44. SEM cihazı.....	73
Şekil 45. 3D optik profilometre cihazı	74
Şekil 46. FT-IR Spektrofotometresi cihazı	74
Şekil 47. Temas Açısı Ölçüm cihazı	75
Şekil 48. Ti, 5A, 12A, 20A ve 30A numunelerine ait XRD grafiği.....	78
Şekil 49. 45S5 Bioglass kaplı numunelere ait XRD grafiği.....	80
Şekil 50. β -TCP kaplı numunelere ait XRD grafiği	81

Şekil 51. (a) Ti, (b) 5A, (c) 12A, (d) 20A ve (e) 30A numunelerine ait temas açısı ölçümleri ve yüzey pürüzlülükleri.....	83
Şekil 52. (a) TiBg10, (b) TiBg20, (c) 5ABg10, (d) 5ABg20, (e) 12ABg10, (f) 12ABg20, (g) 20ABg10, (h) 20ABg20, (i) 30ABg10 ve (i) 30ABg20 numunelerine ait temas açısı ölçümleri ve yüzey pürüzlülükleri	84
Şekil 53. (a) TiCp10, (b) TiCp20, (c) 5ACp10, (d) 5ACp20, (e) 12ACp10, (f) 12ACp20, (g) 20ACp10, (h) 20ACp20, (i) 30ACp10 ve (i) 30ACp20 numunelerine ait temas açısı ölçümleri ve yüzey pürüzlülükleri	85
Şekil 54. 45S5 Bioglass ve β -TCP kaplamalara ait FTIR analizleri	86
Şekil 55. Bütün numune gruplarının mikrosertlikleri; (a) Ti, 5A, 12A, 20A ve 30A numunelerinin mikrosertlik – üst yüzeyden derinlik grafiği, (b) Ti-TiBg10-TiBg20-TiCp10-TiCp20, (c) 5A-5ABg10-5ABg20-5ACp10-5ACp20, (d) 12A-12ABg10-12ABg20-12ACp10-12ACp20, (e) 20A-20ABg10-20ABg20-20ACp10-20ACp20, (f) 30A-30ABg10-30ABg20-30ACp10-30ACp20	88
Şekil 56. 45S5 Bioglass kaplı numunelere ait kesit SEM görüntüleri	90
Şekil 57. β -TCP kaplı numunelere ait kesit SEM görüntüleri.....	91
Şekil 58. Ti, TiBg10, TiBg20, TiCp10 ve TiCp20 numunelerine ait ADP ve ÇPP eğrileri	94
Şekil 59. Ti, 5A, 5ABg10, 5ABg20, 5ACp10 ve 5ACp20 numunelerine ait ADP ve ÇPP eğrileri.....	95
Şekil 60. Ti, 12A, 12ABg10, 12ABg20, 12ACp10 ve 12ACp20 numunelerine ait ADP ve ÇPP eğrileri.....	96
Şekil 61. Ti, 20A, 20ABg10, 20ABg20, 20ACp10 ve 20ACp20 numunelerine ait ADP ve ÇPP eğrileri.....	97
Şekil 62. Ti, 30A, 30ABg10, 30ABg20, 30ACp10 ve 30ACp20 numunelerine ait ADP ve ÇPP eğrileri.....	98
Şekil 63. (a) Ti, (b) TiBg10, (c) TiBg20, (d) TiCp10 ve (e) TiCp20 numunelerine ait korozyon sonrası yüzey SEM görüntüleri ve EDS analizleri	102
Şekil 64. (a) 5A, (b) 5ABg10, (c) 5ABg20, (d) 5ACp10 ve (e) 5ACp20 numunelerine ait korozyon sonrası yüzey SEM görüntüleri ve EDS analizleri	103
Şekil 65. (a) 12A, (b) 12ABg10, (c) 12ABg20, (d) 12ACp10 ve (e) 12ACp20 numunelerine ait korozyon sonrası yüzey SEM görüntüleri ve EDS analizleri	104
Şekil 66. (a) 20A, (b) 20ABg10, (c) 20ABg20, (d) 20ACp10 ve (e) 20ACp20 numunelerine ait korozyon sonrası yüzey SEM görüntüleri ve EDS analizleri	105
Şekil 67. (a) 30A, (b) 30ABg10, (c) 30ABg20, (d) 30ACp10 ve (e) 30ACp20 numunelerine ait korozyon sonrası yüzey SEM görüntüleri ve EDS analizleri	106

Şekil 68. 10 dk kaplama süresine sahip numuneler için EES analizleri sonrası Bode ve Nyquist eğrileri.....	108
Şekil 69. 20 dk kaplama süresine sahip numuneler için EES analizleri sonrası Bode ve Nyquist eğrileri.....	109
Şekil 70. Eş değer devreler; (a) işlemsiz numune için devre ve (b) kaplı numuneler için devre	110
Şekil 71. Kuru aşınma sürtünme katsayısı-zaman grafikleri.....	114
Şekil 72. Kuru aşınma sonrası aşınma izi SEM-3D görüntüleri ve EDS analizleri; (a) Ti, (b) 5A, (c) 12A, (d) 20A ve (e) 30A.....	116
Şekil 73. Kuru aşınma sonrası aşınma izi SEM-3D görüntüleri ve EDS analizleri; (a) TiBg10, (b) TiCp10, (c) 5ABg10, (d) 5ACp10, (e) 12ABg10, (f) 12ACp10, (g) 20ABg10, (h) 20ACp10, (i) 30ABg10 ve (i) 30ACp10	118
Şekil 74. Kuru aşınma sonrası aşınma izi SEM-3D görüntüleri ve EDS analizleri; (a) TiBg20, (b) TiCp20, (c) 5ABg20, (d) 5ACp20, (e) 12ABg20, (f) 12ACp20, (g) 20ABg20, (h) 20ACp20, (i) 30ABg20 ve (i) 30ACp20	119
Şekil 75. Sıvı aşınma sürtünme katsayısı-zaman grafikleri	121
Şekil 76. Sıvı aşınma sonrası aşınma izi SEM-3D görüntüleri ve EDS analizleri; (a) Ti, (b) 5A, (c) 12A, (d) 20A ve (e) 30A	122
Şekil 77. Sıvı aşınma sonrası aşınma izi SEM-3D görüntüleri ve EDS analizleri; (a) TiBg10, (b) TiCp10, (c) 5ABg10, (d) 5ACp10, (e) 12ABg10, (f) 12ACp10, (g) 20ABg10, (h) 20ACp10, (i) 30ABg10 ve (i) 30ACp10	124
Şekil 78. Sıvı aşınma sonrası aşınma izi SEM-3D görüntüleri ve EDS analizleri; (a) TiBg20, (b) TiCp20, (c) 5ABg20, (d) 5ACp20, (e) 12ABg20, (f) 12ACp20, (g) 20ABg20, (h) 20ACp20, (i) 30ABg20 ve (i) 30ACp20	125
Şekil 79. ADP altında 3N yük ile elde edilen potansiyel-zaman grafikleri	128
Şekil 80. ADP altında aşınma sonrası elde edilen sürtünme katsayısı-zaman grafikleri	130
Şekil 81. ADP altında aşınma sonrası, aşınma izi SEM-3D görüntüleri ve EDS analizleri; (a) Ti, (b) 5A, (c) 12A, (d) 20A ve (e) 30A.....	131
Şekil 82. ADP altında aşınma sonrası, aşınma izi SEM-3D görüntüleri ve EDS analizleri; (a) TiBg10, (b) TiCp10, (c) 5ABg10, (d) 5ACp10, (e) 12ABg10, (f) 12ACp10, (g) 20ABg10, (h) 20ACp10, (i) 30ABg10 ve (i) 30ACp10.....	133
Şekil 83. ADP altında aşınma sonrası, aşınma izi SEM-3D görüntüleri ve EDS analizleri; (a) TiBg20, (b) TiCp20, (c) 5ABg20, (d) 5ACp20, (e) 12ABg20, (f) 12ACp20, (g) 20ABg20, (h) 20ACp20, (i) 30ABg20 ve (i) 30ACp20.....	134

Şekil 84. Çevrimsel potansiyodinamik polarizasyon ile aşınma sonrası potansiyel – akım yoğunluğu grafikleri	137
Şekil 85. Çevrimsel potansiyodinamik polarizasyon ile aşınma sonrası elde edilen sürtüne katsayısı-zaman grafikleri.....	138
Şekil 86. ÇPP altında aşınma sonrası, aşınma izi SEM-3D görüntüleri ve EDS analizleri; (a) Ti, (b) 5A, (c) 12A, (d) 20A ve (e) 30A.....	139
Şekil 87. ÇPP altında aşınma sonrası, aşınma izi SEM-3D görüntüleri ve EDS analizleri; (a) TiBg10, (b) TiCp10, (c) 5ABg10, (d) 5ACp10, (e) 12ABg10, (f) 12ACp10, (g) 20ABg10, (h) 20ACp10, (ı) 30ABg10 ve (i) 30ACp10.....	140
Şekil 88. ÇPP altında aşınma sonrası, aşınma izi SEM-3D görüntüleri ve EDS analizleri; (a) TiBg10, (b) TiCp10, (c) 5ABg10, (d) 5ACp10, (e) 12ABg10, (f) 12ACp10, (g) 20ABg10, (h) 20ACp10, (ı) 30ABg10 ve (i) 30ACp10.....	141

SİMGELER ve KISALTMALAR DİZİNİ

Kısaltmalar

ADP	Açık devre potansiyeli
APD	Aşırı plastik deformasyon
ÇE	Çalışma Elektrotu
ÇPP	Çevrimsel potansiyodinamik polarizasyon
EDS	Enerji Dağılımlı X-ışını Spektroskopisi
EES	Elektrokimyasal empedans spektroskopisi
EPD	Electrophoretic deposition
FTIR	Fourier Dönüşümlü Kızılötesi Spektroskopisi
KE	Karşıt Elektrotu
RE	Referans Elektrotu
SBF	Yapay Vücut Sıvısı (Simulated Body Fluid)
SEM	Taramalı Elektron Mikroskopisi
TD	Titreşimli Dövme
UFG	Ultra ince taneli (Ultrafine-grained)
XPS	X-Ray Photoelectron Spectrometer
XRD	X-ray Diffraction

Semboller

A	Almen
Al	Alüminyum
Al ₂ O ₃	Alüminyum Oksit
Ca	Kalsiyum
CaP	Kalsiyum fosfat
Cl	Klor
Dk	Dakika
E _{corr}	Korozyon Potansiyeli
E _{pit}	Pitting Pasivasyon Potansiyeli
E _{yp}	Yeniden Pasivasyon Potansiyeli
Fe	Demir
GPa	Gigapascal

HA	Hidroksiapatit
HV	Vicker Sertlik Değeri
Hz	Hertz
i_{corr}	Korozyon Akımı
mm	Milimetre
N	Newton
O	Oksijen
P	Fosfor
sn	Saniye
Ti	Titanyum
V	Vanadyum
β -TCP	Beta trikalsiyum fosfat

GİRİŞ

Titanyum ve alaşımları, yüksek korozyon direnci, yüksek mukavemet, yorulma direnci, mikro yapısal kararlılık ve yüksek biyouyumluluk gibi başlıca önemli özelliklere sahiptir. Titanyum ve alaşımlarının bu üstün özelliklerinden dolayı, denizcilik, havacılık ve enerji endüstrisinde, otomotiv, gıda ve biyomedikal uygulamalarda yaygın olarak kullanılmaktadır. Yüksek korozyon direnci ve biyouyumluluklarından dolayı biyomedikal uygulamalarında kullanımı yaygındır (Joshi, 2006). $\alpha+\beta$ tipi olan Ti6Al4V alaşımı, yüksek özgül dayanımı, yüksek korozyon direnci ve biyouyumluluğundan dolayı en yaygın kullanılan titanyum alaşımıdır (Mishnaevsky *et al.* 2014; Çaha *et al.* 2020; Dias Corpa Tardelli *et al.* 2020). Ti6Al4V alaşımının kullanım şartlarına bağlı olarak yapısal, korozyon ve aşınmaya karşı dayanımının zayıflaması, kullanım ömrünü önemli ölçüde düşürmektedir (Çaha *et al.* 2020). Bu nedenle bu alaşımlara yüzey modifikasyon işlemleri uygulanarak yüzey performansları artırılmaktadır (Akahori *et al.* 2005; Yilmazer *et al.* 2012; López *et al.* 2016; Wen *et al.* 2020; Lu *et al.* 2021). Bu alaşımlara uygulanan yüzey modifikasyon işlemi, yüzey sertleştirme yöntemlerinden biri olan bilyalı dövme işlemidir.

Mekanik ve soğuk bir işlem olan bilyalı dövme, küresel şeklindeki bilyaların dövülecek malzeme üzerine belirli çalışma şartlarında yüzeye püskürtülerek yüzeyde plastik deformasyona neden olan bir işlemdir. Malzeme yüzeylerinde meydana gelen, yorulma, korozyon ve aşınma hasarları, yüzeyden başlayarak içeri doğru ilerlemektedir. Yüzeyde oluşan bu etkileri önlemek içinde malzemenin tane boyutunun küçültülmesi gerekir. Bu şekilde, malzemenin bütün tane boyutunu küçültmeden sadece yüzeydeki tane boyutunun küçültülmesiyle dayanım artırılmaktadır. Bilyalı dövme işlemi sonucunda malzemenin yüzey altı tane boyutunun küçülmesi sonucu yüzey sertliği artmaktadır. Ayrıca tanenin küçülmesi ve bası artık gerilmelerin oluşumu korozyon direncinde iyileşmelere neden olmaktadır (P. Kumar *et al.* 2021). Bu nedenle bilyalı dövme işlemi otomotiv, uzay ve havacılık, biyomedikal uygulamalarında sıklıkla kullanımı tercih edilen bir işlemdir. Bilyalı dövme işlemi biyomedikal uygulamalarında da yaygın olarak kullanılmaktadır. Genel olarak bu işlem biyomalzemelerin konak doku ile entegrasyonu iyileştirmek için kullanılmaktadır (Havlikova *et al.* 2014; Mhaede *et al.* 2014; Ahmed *et al.* 2016).

Canlı organizmaya implante edilen bütün biyomalzemeler için en önemli özellik biyouyumluluktur. Metalik biyomalzemelerin yüzeyinin bozulması, uzun süreli

implantasyonlar için en önemli dezavantajlardan biridir. Canlı organizma içerisindeki ortam, fiziksel ve kimyasal olarak farklılık gösterdiğinden dolayı, implante edilen metal yüzeyinin bozulması canlı organizma içerisinde korozyona ve aşınmaya uğramalarıyla ilgilidir. Bu nedenle aşınma, korozyon ve aşınma ile korozyonun bileşik etkisi olan tribokorozyon malzemede istenmeyen hasar veya kayıp mekanizmalarıdır. Bu olgular malzemenin yüzey yapısı ile doğrudan ilişkilidir. Bilyalı dövme işlemi sonucunda malzemelerin tane boyutundaki azalma, yüzey pürüzlülüğü ve yüzey üzerindeki bası artı gerilmelerin sinerik etkisinden dolayı korozyon direncinin iyileştirilmesine yardımcı olmaktadır. (Ahmed *et al.* 2016a; Guan *et al.* 2024; P. Kumar *et al.* 2021a; Z. Zhang *et al.* 2024 Y. G. Liu *et al.* 2017; Ranjith Kumar *et al.* 2019). Ancak bilyalı dövme işlemi sonrasında gerçekleştirilen korozyon testi üzerine yapılan çalışmalarına bakıldığında yüzey özelliklerinin değişkenlik göstermesinden dolayı farklılık göstermektedir. Bazı çalışmalara bakıldığı zaman bilyalı dövme işlemi ile korozyon direncinin arttığını söylemişlerdir (Ahmed *et al.* 2016b; Azar *et al.* 2010; Kovacı *et al.* 2019; P. Kumar *et al.* 2021a). Diğer yandan bilyalı dövme işlemi sonrasında artan pürüzlülük sıvı ile etkileşim altındaki yüzey alanını arttırdığından dolayı korozyon direnci azalttığı belirtilmiştir (T. Wang *et al.* 2006; Ahmed *et al.* 2016c; S. Kumar *et al.* 2016; Bagherifard *et al.* 2018).

Bilyalı dövme işlemi sonunda yüzeyde aşırı plastik deformasyon oluşmaktadır. Ayrıca tane boyutu azalarak yüzey ve yüzey altı sertliğinde artış meydana gelmektedir. Sertliğin yüzeydeki değişimi ve etkili olduğu derinlik, Almen şiddeti, bilya boyutu, püskürtme basıncı ve açısı, yüzeyi dövme süresi, yüzeyi örtme oranı ve taban malzeme ile nozul arası mesafe gibi bilyalı dövme parametrelerine bağlı olarak değişmektedir. Almen yoğunluğuna bağlı olarak da tane boyutunda değişim meydana gelmektedir (Ahmed *et al.* 2016c; Bagherifard *et al.* 2018; S. Kumar *et al.* 2016; T. Wang *et al.* 2006). Bilyalı dövme sonrası malzemenin yüzey ve yüzey altı tane boyutunun küçülmesi, sertliğin artması ve kalıntı gerilmenin oluşmasıyla malzemede aşınma dayanımında artışa neden olmaktadır (Bagheri & Guagliano, 2009; W. Wang *et al.* 2018; C. Chen & Zhang, 2021; Devanand *et al.* 2022; Yazdani Samani *et al.* 2023; Sun *et al.* 2025).

Bilyalı dövme işlemi sonucunda malzemenin tane boyutu yüzey ve yüzey altı bölgelerde küçük ve yüzeyden uzaklaştıkça tane boyutu orijinal boyutuna gelmektedir. Oluşan bu yapı, katı bir homojenliğin aksine tek tip olmayan bir yapıdır. Bilyalı dövme sonucu elde edilen yapı, biyomimetik açıdan bir düzen içerisinde bulunur ve bu yapıya da fonksiyonel olarak derecelendirilmiş (FDY) yapı denir. FDY yapılar, bileşim, mikroyapı ve geometri gibi faktörlerin varyasyonlardan kaynaklanan bir yapı içerisinde dağılmasıyla oluşturulan yapıya özgü özellikler ortaya çıkarmaktadır. Doğadaki canlılara bakıldığı zaman genellikle kemik,

boynuz, at toynağı, diş, bambu sapı ve dış iskelet gibi sert biyolojik malzemeler fonksiyonel olarak derecelendirilmiş yapı olarak karşımıza çıkmaktadır. Fonksiyonel gradyanlar içyapıda farklı özellikler gösterebilirler. Yapı özellikleri kademeli olarak veya süreksiz olarak değişkenlik göstermektedir. Doğada bulunan FDY yapılar içerisinde bulunan temel bileşenler, yüksek biyouyumlulukları nedeniyle biyomedikal uygulamalarda yaygın şekilde tercih edilmektedir. Özellikle canlı kemik dokusunun hidroksiapatit yapısını taklit eden ve kalsiyum fosfat çekirdeklenmesini kolaylaştıran biyoaktif camlar (Bioglass), geliştirilmiş ileri biyoseramik materyaller arasında yer almaktadır. Bu malzemeler üstün biyolojik, termal ve kimyasal özellikleri sayesinde sert doku yenilenmesinde önemli avantajlar sunmakta ve kemik dokusuna güçlü bağlanabilme yetenekleri nedeniyle artan bir kullanım alanına sahip olmaktadır. Ayrıca, biyolojik kaynaklı veya biyomimetik olarak üretilen hidroksiapatit, kalsiyum fosfat, silika ve biyoaktif camlar, kemik rejenerasyonunu destekleyerek biyomimetik apatit oluşumunu hızlandırmaktadır (X. Zhou *et al.* 2015; Dash *et al.* 2023).

Malzemeler, bulundukları ortamda yüzeyleri ile etkileşime girerler. Bu etkileşimlerde malzemelerin yüzey özelliklerine bağlı olarak kullanım ömürleri hakkında bilgiler vermektedir. Bu nedenle malzemelerin yüzey enerjisi, yüzey pürüzlülüğü, mekanik gibi özellikleri bulundukları ortam ile etkileşimleri açısından önemlidir. Malzeme özelliklerinin yanı sıra biyomimetik minaralizasyon veya biyomineralizasyon (Kalsiyum fosfat, Biyoaktif cam) kaplamalar yapılarak arayüzün işlevselliğini belirlemede önemli etkindir (Sailaja *et al.* 2016). Ayrıca, malzemelerde içyapıyı tamamen değiştirmeden boyutsal olarak FDY'nin oluşturulması için en yaygın olarak kullanılan ve mekanik bir yüzey işleme yöntemi olan bilyalı dövme işlemi belirtildiği üzere yaygın olarak kullanılmaktadır. Ayrıca bilyalı dövme işlemi sonrası hem FDY yapıların elde edilmesi hem de biyomimetik yüzeylerin elde etmek için çeşitli kaplama yöntemlerinden yararlanılmaktadır. Biyomimetik yüzeyler elde etmek için en yaygın olarak kullanılan yöntemlerden birisi EPD'dir (Besra & Liu, 2007; J. Meng *et al.* 2016; Makurat-Kasprolewicz & Ossowska, 2024).

EPD, çözeltideki yüklü katı parçacıkların bir elektrik alanının etkisi altında yönlü olarak hareket ettiği ve elektrot yüzeyinde bir çökeltme tabakası oluşturduğu bir işlemdir. EPD işleminin yüksek saflıkta birikimin sağlanmasına elverişli olması, hızlı ve homojen kaplamaların oda koşullarında elde edilebilmesi, karmaşık şekillere uygulanabilirliği, istenilen kaplama kalınlığının elde edilebilirliği, düşük maliyetli, kolay kurulumun olması ve homojen bir biriktirme tabakası gibi çeşitli nedenlerden dolayı yaygın olarak kullanımı tercih edilmektedir. EPD işlemi elektroforez ve biriktirme olmak üzere iki temel adımdan oluşmaktadır. Elektroforez, iki elektrot arasında (Anot-Katot) bir elektrik alanı uygulanır ve

uygun bir sıvı içerisinde süspansiyon haline getirilen yüklü partiküller ($<30 \mu\text{m}$) karşıt yüklü elektrota doğru hareket eder. Böylece, partiküller biriktirme elektrotunda (katotda) birikir ve homojen bir film biriktirme elde edilir (Besra & Liu, 2007).

EPD işlemi, biyomedikal uygulamalarda kullanılan metal ve alaşımlarına kaplamalar üretmek içinde yaygın olarak tercih edilen polimer ve seramiklerin biriktirilmesine imkân vermektedir. Genel olarak, biyomedikal uygulamalarda kullanılan kaplamaların yüzey özellikleri ve biyolojik performansları, uygulanan kaplama yöntemine ve uygulanan kaplamanın bileşimine büyük ölçüde bağlıdır. Bunların dışında, kaplamaların yüzey morfolojisi, topografyası, pürüzlülüğü, ıslana bilirliliği, mekanik ve biyolojik performansları da önemli rol oynamaktadır. Metalik malzemelerin yüzey karakteristikleri, yapılan kaplamaların pürüzlülük, ıslanabilirlik ve özellikle de taban malzemeye adezyonu gibi karakteristiklerini etkiler. Ayrıca EPD, biyomalzemelerin, biyouyumlulukları ve biyoaktivitelerini geliştirmek için en geleneksel ve yaygın olarak kullanılan yöntemlerden birisidir (E. Avcu *et al.* 2018; Sikkema *et al.* 2020; Hadzhieva & Boccaccini, 2022; Aktan *et al.* 2024)

Günümüzde Ti6Al4V alaşımı, diğer metalik alaşımlarına kıyasla üstün mekanik özellikleri, korozyon direnci ve biyouyumluluğu nedeniyle ortopedik ve dental uygulamalarda yaygın olarak kullanılmaktadır. Ti6Al4V alaşımının vücut içerisinde sürtünme kuvvetinin etkisiyle Alüminyum (Al) ve Vanadyum (V) iyonlarının salınımından dolayı nörolojik bozukluklara, kemik kırılmasına, Alzheimer hastalığına ve toksik sonuçlara neden olmaktadır (Ma *et al.* 2016). Bu metallerin biyouyumluluğunu ve biyoaktivitesini geliştirmek için yüksek derecede biyouyumluluğa sahip biyoseramiklerin kullanımı metalik implantların genel performanslarını iyileştirmek için etkili bir stratejidir. Ayrıca titanyum ve alaşımları biyoaktif olmadığından dolayı osseointegrasyon sınırlıdır. Bu nedenle implant yüzeyi mekanik olarak (pürüzlendirme, gözenekli kaplamalar) veya kimyasal olarak (biyoaktif kaplamalar) ile değiştirilerek fiksasyon iyileştirilmektedir. Biyoseramikler, yüksek biyouyumlulukları ve biyoaktiviteleri nedeniyle vücudun çevresiyle iyi bir şekilde bütünleşerek hasarlı kemik ve dokuyu değiştirmek, doku yenilemesini kolaylaştırmak, apatit oluşturarak konak dokuya entegrasyonunu iyileştirmek ve metalik implantların korozyon davranışlarını iyileştirmek gibi faydalar sunmaktadır (Drnovšek *et al.* 2012; Montazerian *et al.* 2022). Biyoseramiklerden, özellikle 45S5 Bioglass ($\%45 \text{SiO}_2$, $\% 24,5 \text{Na}_2\text{O}$, $\% 24,5 \text{CaO}$ ve $\% 6 \text{P}_2\text{O}_5$) ve β -tri-kalsiyum fosfat ($\text{Ca}_3(\text{PO}_4)_2$, β -TCP) yapılan çalışmalarda da onarımı arttırmaya ve metalik implantların korozyon direncini arttırmaya yönelik EPD işlemi ile gerçekleştirilen çalışmalar bulunmaktadır (Kwok *et al.* 2009; Pishbin *et al.* 2011; Clavijo *et al.* 2016; Dudek & Goryczka, 2016; Singh *et*

al. 2018; Azzouz et al. 2020; Nuswantoro et al. 2021; Montazerian et al. 2022; S. Yazdani Samani et al. 2023)

Metalik malzemelerin yüzey özellikleri, elde edilen kaplamaların yüzey özelliklerini de etkiler. EPD ile gerçekleştirilen biyoseramik kaplamalarda, kaplama filmi ile metalik malzeme arasında nispeten düşük adezyon problemi yaşanmaktadır. Bu da önemli bir dezavantaj olarak kabul edilmektedir. Kaplamanın adezyonunu iyileştirmek için ilk akla gelen stratejilerden biri, kaplama ile taban malzeme arasındaki mekanik kenetlenmeyi geliştirmektir. Bu nedenle EPD işleminden önce mekanik ve kimyasal yüzey işlemleri yoluyla yüzey pürüzlülüğü ve alt tabaka (taban malzeme) morfolojisi ayarlanmaktadır (Cordero-Arias *et al.* 2013; E. Avcu *et al.* 2019; Pan *et al.* 2022).

Canlı organizmaya implante edilen biyomalzemeler için en önemli özellik biyoyuymumluluktur ve canlı ortam hem fiziksel hem de kimyasal olarak farklılık göstermektedir. Metalik implantların biyoyuymumlulukları vücut içerisinde aşınmaya ve korozyona uğramalarıyla ilişkilidir. Bu nedenle metalik implantların biyoyuymumluluklarını artırmak amacıyla vücut içerisindeki aşınma ve korozyon dirençlerinin artırılması gerekmektedir. Karşılaşılan bu problemi ortadan kaldırmak veya azaltmak amacıyla bilyalı dövme işlemi ve EPD tekniği ile yüksek biyoyuymumluluğa sahip seramik esaslı kaplama uygulamaların varlığı dikkat çekmektedir. Ancak, literatür çalışmalarından da görüldüğü üzere Ti ve Ti alaşımlarına tek başına uygulanan bilyalı dövme işlemini sonrasında biyoyuymumluluk performanslarının tam olarak belirsiz olduğu görülmüştür. Ayrıca biyomedikal uygulamalarda kullanılan metal ve alaşımlarının genel performanslarını iyileştirmek için biyoseramik kaplamaların yapıldığı görülmektedir. Bu bağlamda verilen literatür çalışmalarından da görüldüğü üzere; ortopedik ve dental implantlarda kullanılan metal ve alaşımlarının bilyalı dövme işlemi veya EPD yöntemi ile yapılan biyomimetik kaplamalar sonrası genellikle, mikroyapı, yüzey sertliği, pürüzlülük, korozyon, tribolojik özelliklerinin ele alındığı görülmüştür. Ancak bilyalı dövme işlemi sonrasında EPD yöntemi kullanılarak, biyolojik sistemlerde bulunan ve yüksek biyoyuymumluluklarından dolayı biyomedikal uygulamalarda yaygın bir şekilde kullanılan hidroksiapatit bileşimini iyi bir şekilde simüle eden hem biyoaktif cam hem de kalsiyum fosfat kaplamaların varlığı, en önemlisi de biyotribokorozyon alanındaki çalışmaların azlığı dikkat çekmektedir.

Doğal veya biyolojik malzemeler genellikle boyutsal olarak heterojen ve uyumlu özelliklere sahiptirler. Bu nedenle canlılar, yüksek performanslı biyolojik materyaller oluşturmak için fonksiyonel gradyanları ve heterojenlikleri geliştirmişlerdir. Doğada bulunan hemen hemen bütün canlıların fonksiyonel olarak derecelendirilmiş yani fonksiyonel gradyen

yapıda oldukları görülmektedir. Bu yapı, tek tip bir bileşime sahip olmakla birlikte, nano ve mikro boyutlar arasında kademeli geçişler içeren, boyutsal olarak farklılık gösteren katmanların bir arada bulunduğu fonksiyonel bir geçiş yapısıdır. Bu yapı sayesinde, optimize edilmiş bileşenlerin uygun bölgelere yerleştirilmesiyle bölgesel özellikler iyileştirilmekte; böylece tek bir yapı içerisinde birden fazla işlevin karşılandığı hem yapısal hem de yüzeysel açıdan gelişmiş özelliklere sahip bir sistem elde edilmektedir. Ayrıca biyolojik sistemlerde bulunan temel bileşenler, yüksek biyoyumluluklarından dolayı biyomedikal uygulamalarda yaygın bir şekilde kullanılmaktadır. Bu sebeple, bu çalışmada bilyalı dövme işlemi sonrası EPD yöntemi ile biyoseramik kaplamalar gerçekleştirilerek FDY yapılar elde edilmiştir.

Bu çalışmanın amacı, FDY yapının elde edilmesi için Ti6Al4V alaşımına farklı Almen şiddetlerinde uygulanan bilyalı dövme işlemi sonrasında EPD yöntemi ile hidroksiapatit bileşimini simüle eden 45S5 Bioglass ve β -TCP kaplamalar yapılarak, yüzeyde dövme sonrası oluşan ve biyolojik kararsızlığa neden olan mikro çukur-tepelerin kaplama filmi ile örtülerek biyoyumluluk performansını artırmaktır. Bu amaç doğrultusunda Ti6Al4V alaşımı farklı Almen şiddetlerinde bilyalı dövme işlemleri sonrasında sabit potansiyelde ve iki farklı sürede EPD yöntemi ile 45S5 Bioglass ve β -TCP kaplama işlemleri gerçekleştirilmiştir. Elde edilen bütün numune grupları için kuru ve sıvı ortamda aşınma, SBF çözeltisi içerisinde elektrokimyasal korozyon ve biyotribokorozyon testleri uygulanarak birbirleri ile karşılaştırılmıştır. Numunelerin yapısal ve morfolik analizleri için X-Işını kırınımı (XRD), taramalı elektron mikroskobu (SEM), enerji dağılımlı X-ışını spektroskopisi (EDS), Fourier Dönüşümlü Kızılötesi Spektroskopisi (FTIR), mikrosertlik, üç boyutlu optik profilometre kullanılmıştır. Ayrıca bütün numune gruplarının statik temas açısı ölçümleri de temas açısı ölçüm (ATM) cihazı ile alınmıştır.

KURAMSAL TEMELLER

Biyomimetik

Teknolojinin gelişmesiyle birlikte insanoğlu doğayı ilham kaynağı olarak görmeye başlamıştır. Son yıllarda, öngörülemeyen birçok doğal yapı ortaya çıkmıştır. Bu doğal yapılar, insanlar için her zaman bir tasarım modeli veya ilham kaynağı olmuştur. Arı kovanının petek yapısı, örümcek ipeğinin sağlamlığı, kelebek kanatları, yumuşakça kabukları, geko ayakları, nilüfer yaprakları, köpekbalığı derisinin su iticiliği, kuş uçuş mekaniği, midye kabuğu, Venüs bitkisinin çiçek sepeti ve kırılğan yıldız optikleri gibi daha birçok biyoyapılara yönelik ilgi artmıştır. Bu canlılar, geleneksel mühendisliğin ötesinde özelliklere sahiptir. Bu karakteristik özellikler, bilim insanları tarafından taklit edilerek biyo-esinlenmiş malzemeler üretmek için kullanılmaktadır. Bilim insanları, daha verimli ve efektif ürünler geliştirmek için gözlemledikleri canlılara ait karakteristik özelliklerini veya yapılarını inceleyerek yeni ürün veya sistemlerin ortaya konulduğu, doğayı taklit etme adına bir bilim dalı olan *biyomimetik* alanına yönelmeye başlamışlardır. Doğadan ilham alınarak geliştirilen bu malzemeler, *biyomimetik malzemeler* olarak adlandırmaktadır (Vincent *et al.* 2006; Bhushan, 2009).

Biyomimetik, kavramları ve tasarımları kopyalamak, uyarlamak ve ilham vermek için doğayı anlamayı ve bir model olarak kullanmayı amaçlayan bir bilim ve mühendislik alanıdır. Biyomimetik, doğadaki en başarılı çözümleri inceleyerek, bu yapı ve süreçlerin insan yaşamındaki problemlere uyarlanmasını amaçlayan disiplinler arası bir yaklaşımdır (Bar-Cohen, 2020). Bu kavram ilk olarak 1950'li yıllarda Amerikalı biyofizikçi Otto Herbert Schmitt tarafından ortaya atılmıştır. Kelime kökeni itibarıyla, Yunanca'da 'yaşam' anlamına gelen 'bios' ile 'taklit' anlamındaki 'mimesis' kelimelerin birleşiminden türemiştir. (D. Das & Noh, 2018).

Doğanın işleyişini model alma amacıyla kullanılan bir diğer kavram da 'biyonik'tir. Bu terim ilk kez 1958 yılında Jack E. Steele tarafından ortaya atılmış ve 1960 yılında bir USAF Konferansı'nda resmi terminolojiye dahil edilmiştir. Biyonik ve biyomimetik kavramlarının yanı sıra, literatürde zaman zaman 'biyolojik esinli' (biologically inspired), 'biyo-ilhamlı' (bio-inspired) ya da 'biyomimikri' gibi ifadeler de eş anlamlı olarak kullanılmaktadır. Bu terimler genellikle birbirlerinin yerine kullanılabilir (Pohl *et al.* 2010). Fakat kökenleri nedeni ile farklı tanımlamalara sahiptir.

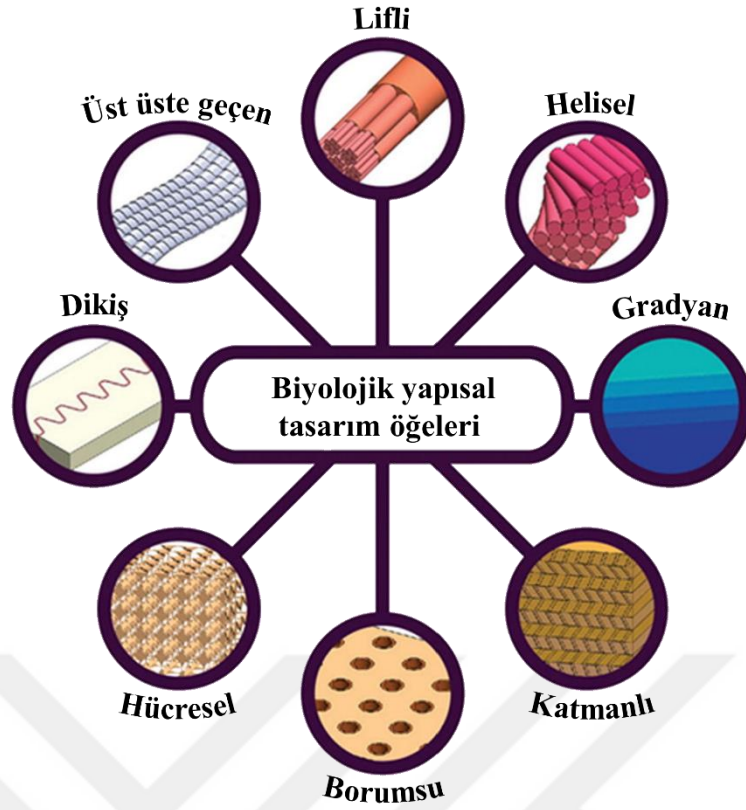
alanlar için de ilham kaynağı olmaktadır. Doğadan esinlenilerek yani biyolojik temelli malzeme bilimi birbiriyle örtüşen üç geniş alana ayrılabilir (P. Y. Chen *et al.* 2012). Bular;

- I. *Biyolojik malzemeler*; doğadaki yapıların analizine dayalı incelemeler (örneğin kemik, tüy, deri vb)
- II. *Biyomimetik veya biyo-ilham malzeme tasarımı*; biyolojik sistemlerden esinlenerek malzeme, cihaz ve yapıların üretimi
- III. *Biyomalzemeler*; malzemelerin biyomedikal alanda uygulanması (implantlar gibi) (P. Y. Chen *et al.* 2012)

Biyolojik malzemeler sentetik olan malzemelerden tamamen farklıdır. Biyolojik malzemelerin üstün niteliklerini kısa ve öz bir şekilde tanımlamak amacıyla birbiriyle ilişkili yedi özellik tanımlanmıştır (Z. Liu *et al.* 2017; Naleway *et al.* 2015). Bu özellikler aşağıda maddeler halinde verilmiştir.

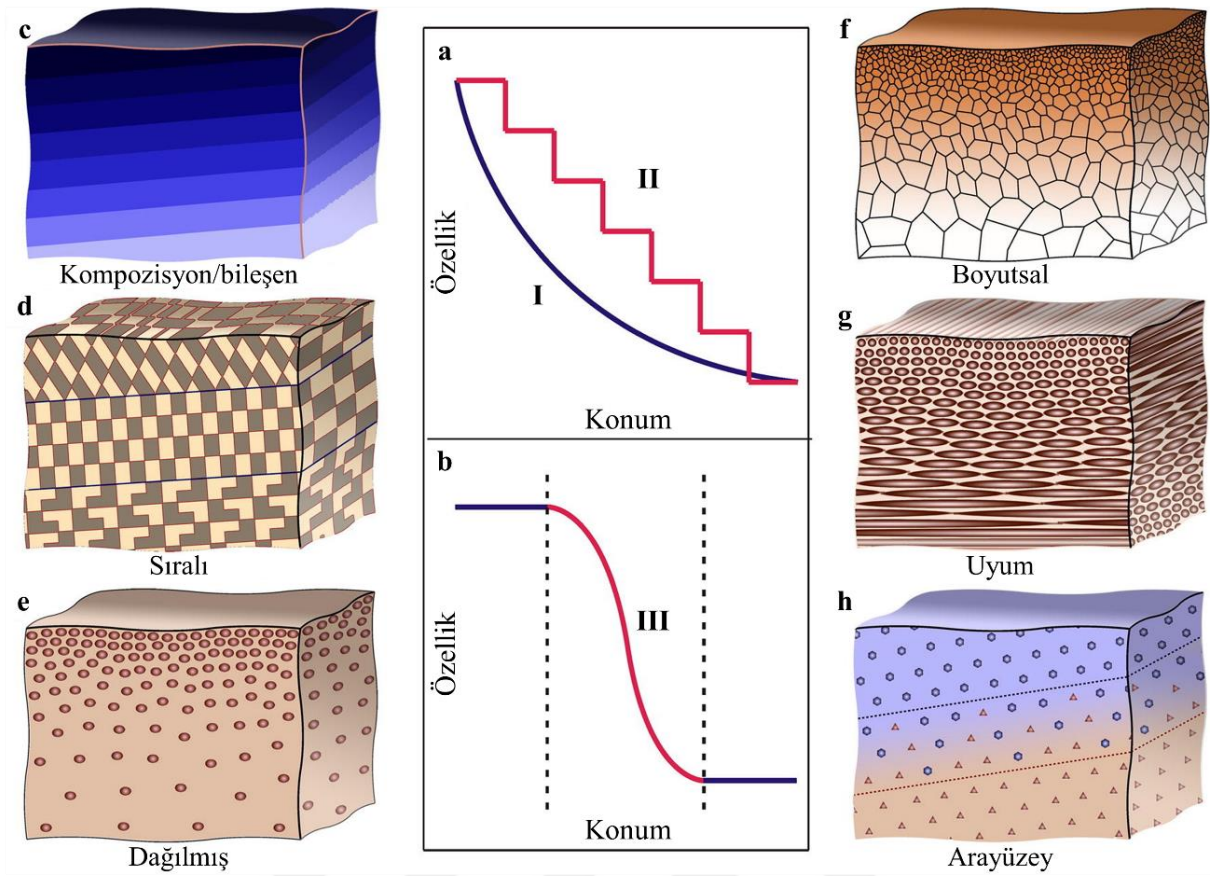
- Kendiliğinden birleşme (self-assembly)
- İşlevsellik (multi-functionality)
- Hiyerarşik tasarım (hierarchical design)
- Hidrasyon etkileri (hydration effects)
- Hafif sentez koşulları (mild synthesis conditions)
- Evrimsel tasarım (evolutionary design)
- Çevresel kısıt (environmental constraint)
- Kendi kendini iyileştirme yeteneği (self-healing capability)

Doğa, yüksek performanslı sentetik malzemelerin tasarımı ve üretimi için geniş bir ilham kaynağıdır. Doğal ya da biyolojik kökenli malzemeler çoğunlukla heterojen yapıda olup, ayarlanabilir özellikler sergileyen kompozit sistemlerdir. Bu malzemeler her ne kadar çeşitlilik gösterse de, canlı organizmalar tarafından oluşturulan yapılar genellikle sert (biyo-mineral) ve yumuşak (biyo-polimer) fazlardan oluşan sınırlı bir faz bileşimine sahiptir. Bu yapılar her zaman birçok sentetik malzemedan daha düşük mekanik özelliklere sahiptir. Bununla birlikte deniz kabukları, balık pulları, kemik veya dişler gibi doğal malzemeler, kendilerini oluşturan bileşenlerin kombinasyonundan dolayı insan yapımı muadillerine göre son derece yüksek performans gösterir. Bu yapılar, kendilerini oluşturan bileşenlerin çeşitli boyutlarda belirli bir hiyerarşi içerisinde bir araya gelmesinden dolayı yüksek performans göstermektedir. Biyolojik yapılar veya canlılar bulundukları çevre ya da doğal zorluklara karşı bir savunma mekanizması olarak yapısal farklılıklar göstermektedir. Böylece, bütün biyolojik yapılarda çeşitli mimarilerde sekiz farklı fonksiyonel gradyan yapı veya tasarım ögesi mevcuttur (Z. Liu *et al.* 2017). Bu fonksiyonel gradyan yapılar Şekil 2’de gösterilmiştir.



Şekil 2. Biyolojik yapılarda bulunan en yaygın sekiz yapısal tasarım öğesi (Z. Liu *et al.* 2017)

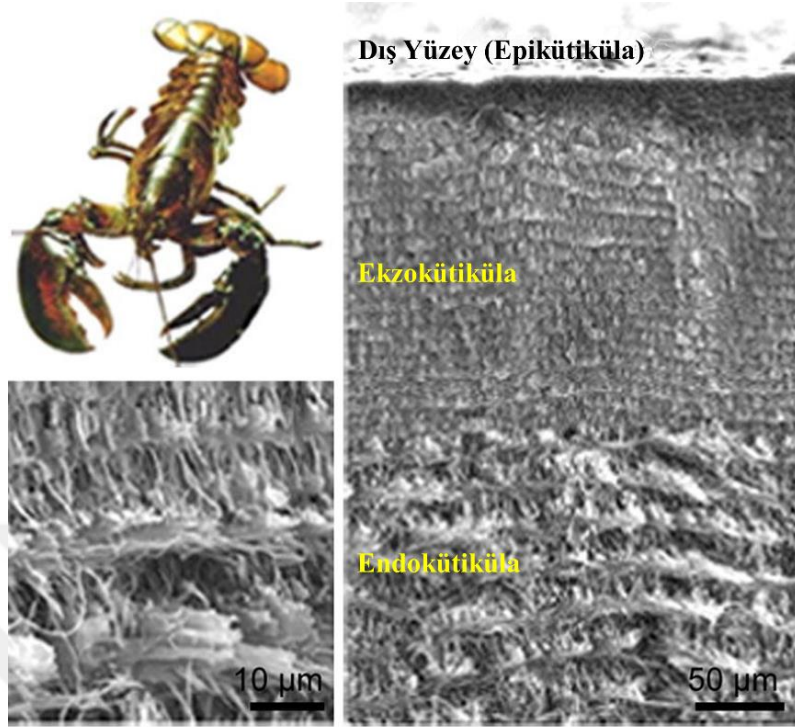
Fonksiyonel gradyan yapılar temelde bileşim, mikro yapı ve geometri gibi faktörlerin bir malzeme içerisinde dağılımları sonucu kendine özgü özelliklerin oluşturulmasıyla ortaya çıkmaktadır. Gradyan yapı malzemelerde, temel yapısal unsurlar malzeme bileşenleri olarak tanımlanır. Bu sayede gradyanlar, bileşim veya özellik değişimleri bakımından analiz edilebilir ve değerlendirilebilir. Fonksiyonel gradyanlar içyapıda farklı özellikler gösterebilir. Ayrıca yapı özellikleri kademeli veya sürekli olarak değişkenlik göstermektedir (Z. Liu *et al.* 2017). Biyolojik malzemelerde karşılaşılan gradyan yapıları Şekil 3'te gösterilmiştir.



Şekil 3. Doğal biyolojik malzemelerde temel gradan biçimleri: (a) yerel özelliklerin tüm malzeme boyunca kademeli olarak değişmesi, (b) yerel özelliklerin farklı ara yüz boyunca sürekli olarak değişmesi, (c) yapısal özelliklerdeki değişmesi, (d) sıralı bir düze, (e) dağılım ilişkisi, (f) boyutsal değişim ve farklılık, (g) bir uyum içerisinde yapıda dağılımı, (h) biyolojik malzemelerde gradyan ara yüzü (Z. Liu *et al.* 2017)

Biyolojik malzemelerin birçok özelliği ve işlevi, kristallerdeki Hall-Petch bağıntısını hatırlatacak şekilde yapılarını oluşturan bileşenlerin boyutları tarafından belirlenmektedir. Karakteristik yapısal boyutlarındaki değişiklikler yoluyla da malzemelerde gradyanların geliştirilmesine imkân sağlamaktadır. Gradyan yapıda katman kalınlığının ayarlanması biyolojik malzemeler için önemli bir olgudur. Örneğin, ıstakoz kabuğu morfolojik olarak incelendiği zaman, gradyan yapısının üç tabakadan oluştuğu görülmektedir. Bu üç tabakanın da birbirine göre boyutsal farklılıkları vardır. En üst katmanın sert ve koruyucu bir yüzey olarak işlev görmektedir. Ancak orta (ekzotiküla) ve alt katman (endokütiküla) kendi içerisinde sırasıyla sert ve yumuşak olarak işlev görmektedir. Bu yapı tane boyutu ile yani Hall-Petch ilişkisi ile bağdaştırılabilir. Orta katmanın ince taneli yapı ve alt katman ise iri taneli yapı gibi görünmektedir. Bu ilişkiye göre de tane boyutunun azalmasıyla sertlik ve dayanım artmaktadır. Bu nedenle içyapı kademeli olarak yapısal özelliklerin değişmesine yol açacaktır. Sonuç olarak eklembacaklıların dış iskeletinde katmanlarının kalınlığı, dış kütikülden endokütiküle doğru artar. Böylece hiyerarşik şekilde bulunan bu yapı, farklı özellikler kazandıran farklı ölçek

düzeylerine sahiptir (Z. Liu *et al.* 2017). Şekil 4'te istakoz kabuğunun morfolojik yapısı gösterilmiştir.



Şekil 4. Istakoz dış kabuğunun gradyan yapısının kesitsel olarak SEM görüntüsü ve katmanları (Z. Liu *et al.* 2017)

Biyolojik malzemelerin işlev ve özelliği bakımından farklılık göstermesinin bir diğer etkeni de ana bileşenlerin farklılık göstermesidir. Bu ana bileşenler organik malzemeler ve biyomineraller olmak üzere iki temel gruba ayrılmaktadır. Ayrıca, yapısal biyolojik malzemelerin önemli kısmını oluşturan katı biyolojik sistemlerin tanımlayıcı özellikleri mineral ve organik bileşen olmak üzere iki bileşene bağlıdır. Bu bileşenler nano, mikro veya makro ölçekte bir araya gelmektedir. Doğal biyomalzemelerde en sık karşılaşılan mineral fazlar arasında kalsiyum karbonat (CaCO_3), kalsiyum fosfat, hidroksiapatit ($\text{Ca}_{10}(\text{PO}_4)_6(\text{OH})_2$) ve silika (SiO_2) yer almaktadır. Bununla birlikte, başlıca Ca, Mg, Si, Fe, Mn, P, S, C ile hafif elementler olan H ve O içeren yirmiden fazla mineral türü tanımlanmıştır. Bu inorganik bileşenler, genellikle hiyerarşik düzende örgütlenmiş organik makromoleküllerin kompleks yapıları içerisinde yer alır. Bu organik matrisin en bilinen örnekleri ise keratin, kitin ve kolajendir (Meyers *et al.* 2008). Tablo 1'de biyomimetik açıdan biyolojik malzemelerin sert ve yumuşak temel bileşenleri verilmiştir.

Tablo 1. Biyomimetik Açından Biyolojik Malzemelerin Sert ve Yumuşak Temel Bileşenleri (Meyers *et al.* 2011)

Sert Bileşenler: Mineraller	Yumuşak bileşenler: Organik makrobileşenler
Kalsiyum Karbonat (CaCO_3)	Kolajen (Tip I, II,..., XXVIII)
Kalsiyum Fosfat	Keratin
Hidroksiapatit ($\text{HA-Ca}_{10}(\text{PO}_4)_6(\text{OH})_2$)	Kitin
Silika (SiO_2)	Elastin
Manyetit (Fe_3O_4)	Selülöz
Bakır oksit	Resilin and Abductin

Biyolojik sistemlerde yaygın olarak bulunan temel bileşenlerin biyomimetik açıdan hangi yapıda bulundukları Tablo 2’de verilmiştir.

Tablo 2. Biyomimetik Olarak Biyolojik Sistemlerde Yaygın Olarak Bulunan Temel Bileşenler ve Bulundukları Yapılar (Meyers *et al.* 2008)

Biyolojik Sistem	Mineral				Organik				
	Kalsiyum Karbonat	Kalsiyum Fosfat	Silika	HA	Keratin	Kolajen	Kitin	Selülöz	Diğer
Deniz Kabukları	X								X
Boynuz		X			X				
Kemikler				X		X			
Dişler				X					X
Kuş Gagası	X				X				
Eklembacaklılar	X						X		X
Böcek Kütikülası							X		X

Biyolojik sistemlerde bulunan temel bileşenler, yüksek biyoyoumluluklarından dolayı biyomedikal uygulamalarda yaygın bir şekilde kullanılmaktadır. Bu sebeple canlı kemik dokusunu oluşturan hidroksiapatit bileşimini daha iyi bir şekilde simüle eden, kalsiyum fosfat çekirdeklenmesini ve in vivo kemik mineral olgunlaşmasını doğru bir şekilde taklit eden Biyoaktif camlar (Bioglass) geliştirilmiştir. Böylece daha iyi biyolojik, termal ve kimyasal özelliklerinden dolayı biyoaktif camlar ya da biyoseramikler, sert doku yenilenmesinde tercih edilirler. Kemik dokusuna kolay bir şekilde bağlanmalarından dolayı giderek artan bir kullanıma sahiptir. Ayrıca biyolojik sistemlerden elde edile, HA, Kalsiyum Fosfat, Silika ve biyomimetik olarak geliştirilen bioaktif camlar kemik rejenerasyonuna neden olarak biyomimetik apatit oluşumunu da hızlandırmaktadır. Biyomimetik olarak elde edilen organik-inorganik malzemeler çok yönlü özelliklere sahiptir (X. Zhou *et al.* 2015b; Dash *et al.* 2023b).

Malzemeler, yüzeyleri ile bulunduğu ortamla etkileşime girmektedir. Bu tür etkileşimler de malzemelerin yüzey özelliklerine bağlı olarak genel kullanım ömürleri hakkında bilgiler vermektedir. Bu nedenle malzemelerin yüzey enerjisi, yüzey pürüzlülüğü, mekanik gibi özellikleri bulundukları ortam ile etkileşimleri açısından önemlidir. Malzeme özelliklerinin yanı sıra biyomimetik minaralizasyon veya biyomineralizasyon (Kalsiyum fosfat, Biyoaktif cam) kaplamalar yapılarak arayüzün işlevselliğini belirlemede önemli etkindir (Sailaja *et al.* 2016). Ayrıca, malzemelerde içyapıyı tamamen değiştirmeden boyutsal olarak fonksiyonel gradyan yapısının oluşturulması için mekanik, kimyasal, elektrokimyasal olmak üzere farklı yüzey işlemleri uygulanmaktadır.

Biyoaktif camlar (Biyoseramik)

Biyoaktif camlar, amorf yapıya sahip silikat bazlı biyomalzemeler olup, biyolojik ortamlarla yüksek uyumluluk gösterir ve kemik dokusuna bağlanarak zamanla çözünerek yeni kemik oluşumunu destekler. Bu özellikleri sayesinde, hasar görmüş ya da dejenerasyona uğramış kemik dokusunun yeniden yapılandırılmasında (kemik rejenerasyonu) önemli bir potansiyel sunarlar. Yapısal olarak, SiO₂ temelinde oluşturulan üç boyutlu cam ağı, Na₂O, CaO ve P₂O₅ gibi oksitlerin katılımıyla işlevsel hâle getirilir. Ayrıca, bazı formlarında mekanik dayanımı artırmak amacıyla silika katkılı sentetik hidroksiapatit yapısı da elde edilmektedir (Jones, 2008; Boyan *et al.* 2011; Huang, 2017).

"Biyoaktif cam, 1969 yılında Florida Üniversitesi'nde Larry Hench ve çalışma arkadaşları tarafından geliştirilmiştir. Geliştirilen ilk formülasyon, %46,1 SiO₂, %24,4 Na₂O, %26,9 CaO ve %2,6 P₂O₅ içeren bir bileşim olup, günümüzde 45S5 Bioglass® ticari adıyla bilinmektedir (Jones, 2013a). Bileşiminde yer alan sodyum karbonat, kalsiyum karbonat, fosfor pentoksit ve silika sayesinde hem kemik dokusuna hem de yumuşak dokulara yüksek bağlanma yeteneği sergileyen bir malzeme özelliği taşımaktadır. Biyoaktif camlar, biyolojik sıvı içerisine daldırıldığında zaman bir hidroksi-karbonatlı apatit tabakası oluşturur. Bu da implantın yüzeyine protein adsorpsiyonunu ve ortamdaki kemikle entegrasyonunu atırmaktadır. Ayrıca biyolojik bir sıvı veya ortam içerisinde biyoaktif cam yüzeyinden iyon salınım hızı Ca/P oranı, bileşimi ve mikro yapısına bağlıdır (Jones, 2008; Boyan *et al.* 2011; Huang, 2017). Tablo 3'te çeşitli biyoaktif cam çeşitleri ve kimyasal kompozisyonları gösterilmiştir.

Tablo 3. Çeşitli Biyoaktif Camlar ve Kimyasal Kompozisyonları (Rahaman *et al.* 2011; Baino & Verne, 2017; Oliver *et al.* 2019)

Kompozisyon (ağırlıkça %)	45S5	13-93	6P53B	58S	63S	70S30C	13-93B1	13-93B3	P ₅₀ C ₃₅ N ₁₅
Na ₂ O	24,5	6	10,3	-	-	-	5,8	5,5	9,3
K ₂ O	-	12	2,8	-	-	-	11,7	11,1	-
MgO	-	5	10,2	-	-	-	4,9	4,6	-
CaO	24,5	20	18	32,6	31	28,6	19,5	18,5	19,7
SiO ₂	45	53	52,7	58,2	65	71,4	34,4	-	-
P ₂ O ₅	6	4	6	9,2	4	-	3,8	3,7	71
B ₂ O ₃	-	-	-	-	-	-	19,9	56,6	-

Kalsiyum Fosfat

Kalsiyum fosfat (CaP), kalsiyum katyonları ve fosfat anyonlarından oluşan mineraldir. Kalsiyum fosfat, kemikte bulunan minerallere en fazla benzer özellik gösteren biyoseramiktir. CaP, yüksek biyouyumluluk, biyolojik olarak parlanabilirlik ve osseokondüktif özelliğine sahiptir. Kalsiyum fosfatların osseokondüktifliği çevre dokularla moleküler olarak etkileşim oluşturma özelliğine dayanır. Bu etkileşim sonucunda yüzeyinde bir apatit tabakası oluşturmaktadır. Kalsiyum fosfat kemiğin ağırlıkça %60'ını ve diş minesinin ise %90'nını oluşturmaktadır. Kalsiyum fosfat esaslı seramiklerde Ca/P atomik oranı, bu malzemelerin biyolojik ortamdaki kimyasal stabilitesini belirleyen önemli bir parametredir. Genellikle Ca/P oranı 1,5 ile 1,67 arasında olan bileşikler apatit grubu içerisinde sınıflandırılmaktadır. Buna karşılık, Ca/P oranı 1'in altında olan kalsiyum fosfatlar yüksek çözünürlük gösterdiklerinden dolayı implant uygulamaları için uygun kabul edilmezler. En yaygın kalsiyum fosfat minareli hidroksiapatit (Ca₁₀(PO₄)₆(OH)₂)'tir (genellikle HAP veya HA olarak kısaltılır) (Boyan *et al.* 2011; Eliaz & Metoki, 2017; Huang, 2017). Tablo 4'te temel kalsiyum fosfat bileşikleri verilmiştir. Tabloda verilen ilk altı bileşik oda sıcaklığında sulu ortamlarda çökerek, son altı bileşik ise termal ayrışma veya termal sentez yoluyla elde edilir (Habraken *et al.* 2016). Kalsiyum fosfatlar, osteoblastların tutunması ve kemik oluşumunu destekleyen biyoaktif özellikler gösterir. Bu etki, malzemenin parçalanarak kalsiyum ve fosfat iyonları salmasıyla ortaya çıkar; salınan iyonlar, yüzeyde kemik mineralizasyonunu teşvik eder. (Eliaz & Metoki, 2017).

Tablo 4. Temel Kalsiyum Fosfat Bileşikleri (Habraken *et al.* 2016)

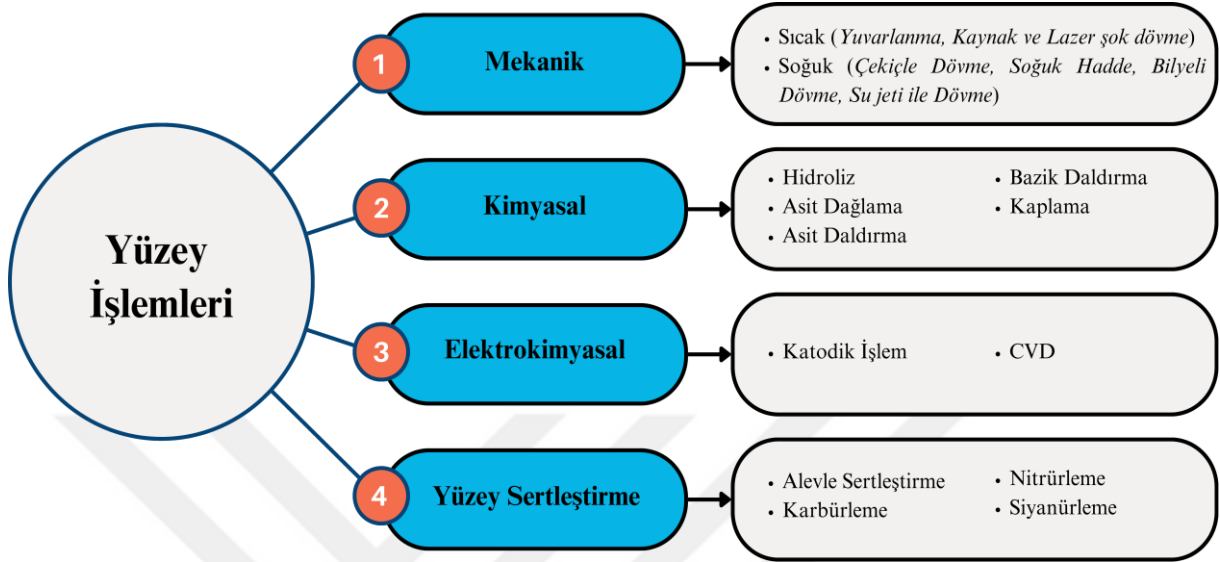
İsim	Formül	Ca/P	Mineral	Sembol
Monokalsiyum fosfat monohidrat	$\text{Ca}(\text{H}_2\text{PO}_4)_2 \cdot \text{H}_2\text{O}$	0,50	–	MCPM
Dikalsiyum fosfat	CaHPO_4	1	Monetit	DCPA
Dikalsiyum fosfat dihidrat	$\text{CaHPO}_4 \cdot 2\text{H}_2\text{O}$	1	Bruşit	DCPD
Oktokalsiyum fosfat	$\text{Ca}_8\text{H}_2(\text{PO}_4)_6 \cdot 5\text{H}_2\text{O}$	1,33	–	OCP
Çökeltilmiş hidroksiapatit	$\text{Ca}_{10-x}(\text{HPO}_4)_x(\text{PO}_4)_{6-x}(\text{OH})_{2-x}$	1,33–1,67	–	PHA
Çökeltilmiş amorf kalsiyum fosfat	$\text{M}_u(\text{Ca}_3)(\text{HPO}_4)_{3v}(\text{PO}_4)_{3y} \cdot z\text{H}_2\text{O}$	0,67–1,50	–	AKP
Monokalsiyum fosfat	$\text{Ca}(\text{H}_2\text{PO}_4)_2$	0,50	–	MCP
α -Tri-kalsiyum fosfat	$\alpha\text{-Ca}_3(\text{PO}_4)_2$	1,50	–	α -TCP
β-Tri-kalsiyum fosfat	$\beta\text{-Ca}_3(\text{PO}_4)_2$	1,50	–	β-TCP
Sinterlenmiş hidroksiapatit	$\text{Ca}_{10}(\text{PO}_4)_6(\text{OH})_2$	1,67	Hidroksiapatit	SHA
Oksiapatit	$\text{Ca}_{10}(\text{PO}_4)_6\text{O}$	1,67	–	OKSA
Tetrakalsiyum fosfat	$\text{Ca}_4(\text{PO}_4)_2\text{O}$	2	Hilgenstockite	TetCP

HA ile birlikte üzerinde en çok çalışılan fosfatlardan biri trikalsiyum fosfat (TCP; $\text{Ca}_3(\text{PO}_4)_2$)'dır. TCP, Ca/P oranı 1,5 olan α -TCP ve β -TCP olarak ikiye ayrılmaktadır. TCP, kolay olarak parçalanabilen bir biyoseramiktir. β -TCP oda sıcaklığında stabildir. α -TCP, 1125 °C veya daha yüksek sıcaklıklarda ve β -TCP, 900 - 1100 °C sıcaklıkta oluşturulur. β -TCP, α -TCP'ye göre daha stabil bir yapıya sahiptir. Ca/P oranı 1,5 olan β -TCP, HA'ya kıyasla daha hızlı biyolojik olarak parçalanır ve bu özelliği nedeniyle kemik rejenerasyonunda tercih edilir. HA seramiklerine benzer şekilde β -TCP, MgO, ZnO, SrO ve SiO_2 ile katkılanmıştır (Huang, 2017; Jeong *et al.* 2019).

Yüzey İşleme Yöntemleri

Günümüzde, ekonomik maliyetleri azaltmak ve pahalı olan malzeme ihtiyacını ortadan kaldırmak için yüzey işleme teknolojileri daha da önem kazanmıştır. Yüzey işleminin çeşitli uygulama alanlarında uzun bir geçmişe sahiptir. Ancak makine endüstrisinde 30 yılı aşkın süredir yer almaktadır. Birincil üretim süreçlerinden elde edilemeyen özellikleri kazandırmak

amacıyla malzemelere uygulanan farklı yüzey işleme prosesleri ile istenilen performanslar elde edilmektedir. Bu işlemler, malzemelerin performanslarının iyileştirilmesi, fiziksel özellikler, görünüm ve boyutsal değişiklikler olmak üzere çeşitli nedenlerle gerçekleştirilir (Qutaba *et al.* 2022). Şekil 5'te yüzey işleme yöntemlerinin sınıflandırılması verilmiştir.



Şekil 5. Yüzey işleme yöntemlerinin sınıflandırılması (Qutaba *et al.* 2022)

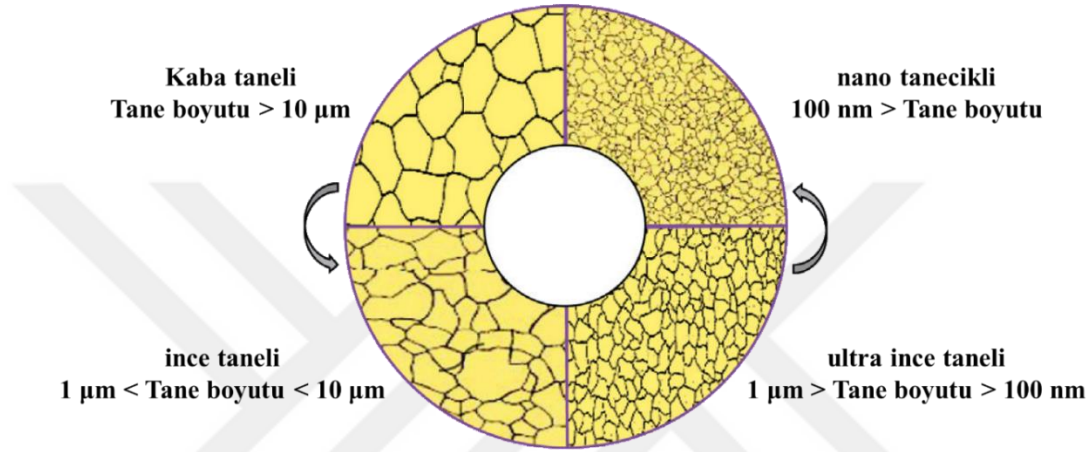
Yüzey işleme yöntemleri, malzemelerin performanslarını artırmak ve fiziksel özelliklerini değiştirmek amacıyla çeşitli endüstrilerde yaygın olarak kullanılmaktadır. Bu yöntemler uygulanan işlemin niteliğine göre mekanik, kimyasal, elektrokimyasal ve yüzey sertleştirme işlemleri olmak üzere dört ana başlık altında sınıflandırılmaktadır. Mekanik yüzey işlemleri, malzemelerin yüzey katmanlarına artık bası gerilmesi oluşturarak mühendislik bileşenlerinde kullanılan malzemelerin ömürlerini uzatmak için uygulanmaktadır (Qutaba *et al.* 2022).

Aşırı plastik deformasyon

Tüm malzemeler tanelerden oluşur. Atomların dizilim düzenine bağlı olarak malzemeler kristal ya da amorf yapı gösterebilir. Taneler, metalin bütünlüğünü korurken tane sınırları ile birbirlerinden ayrılırlar. Tane boyutu metalin fiziksel, kimyasal ve mekanik özelliklerinin çoğunu belirleyen önemli bir faktördür (Faraji *et al.* 2018).

Malzemelerin tane boyutuna dayalı metalografik görüntü Şekil 6'da gösterilmiştir. Endüstride kullanılan metallerin en yaygın tane boyutu 10 μm 'den küçüktür ve genellikle kaba taneli olarak adlandırılırlar. Kaba taneli metaller döküm işlemiyle üretilir. Tane boyutu $\sim 1-10$ μm arasında olan ince taneli metaller olarak adlandırılır. İnce taneli metaller genellikle metal şekillendirme işleminin yüksek sıcaklıklarda gerçekleştirildiği endüstriyel termo-mekanik işleme yoluyla üretilir (Zhilyaev & Langdon, 2008). Tane boyutu 1 μm 'nin altında ve 100

nm'den büyük olan ultra ince taneli (UFG) metallerdir. Tane boyutu 100 nm'nin altına düşen metaller, nanoyapılı veya nano taneli olarak sınıflandırılır. Bu tür yapılar, klasik termomekanik ve şekillendirme yöntemleriyle elde edilmesi zor malzemelerdir. (Langdon, 2013; Hohenwarter, 2015; Faraji *et al.* 2018). Geleneksel termomekanik işlemlerin aksine aşırı plastik deformasyon (APD) işlemleri ile elde edilemeyecek boyutlara getirilebilmektedir. Bu nedenle, APD işlemleri ile mikrometre altı ve nanometre aralığında boyutlara sahip tanecikler üretilebilirken, geleneksel işlemler taneleri birkaç mikrometrelik boyutlara rafine edebilir (Faraji *et al.* 2018).



Şekil 6. Tane boyutlarına göre farklı metal kategorileri (Faraji *et al.* 2018)

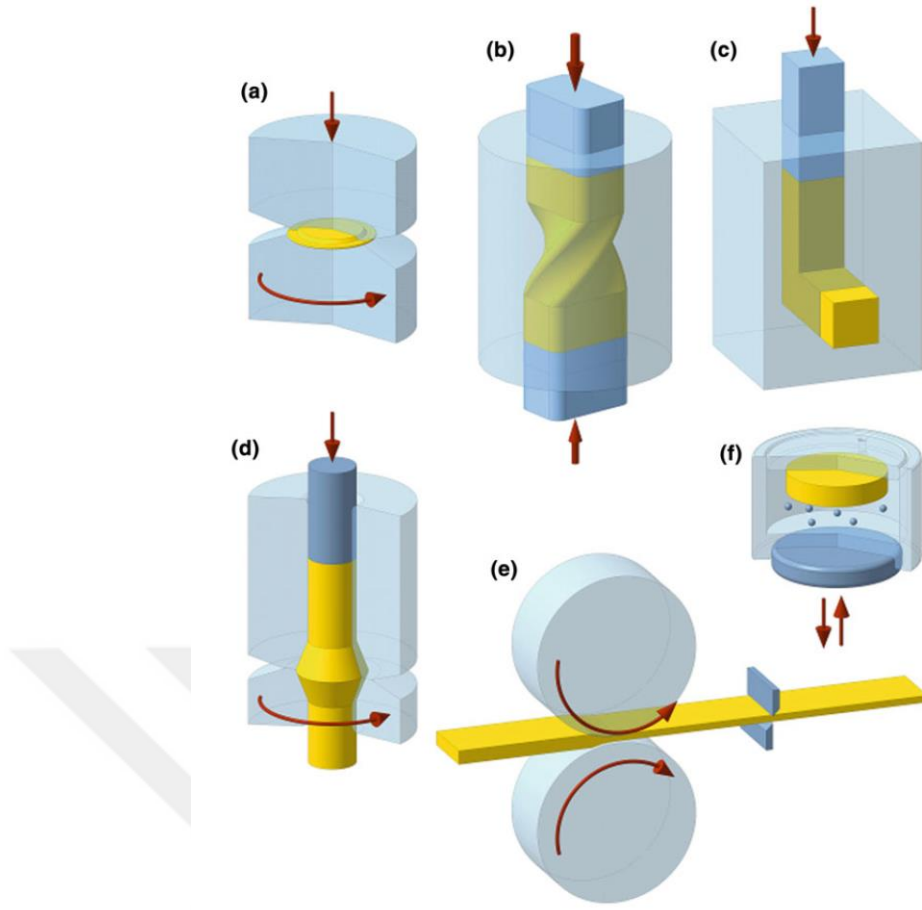
Aşırı plastik deformasyon (APD), boyutlarda önemli bir değişiklik olmaksızın bir malzemeye uygulanan yüksek basınç altında yoğun bir plastik gerilmenin dâhil edildiği süreç olarak tanımlanmaktadır (M. J. Zehetbauer, 2009; Zhilyaev & Langdon, 2008). APD işlemleri sonucunda, tane boyutu 500 nm'den küçük olan eş eksenli ultra ince taneler veya tane boyutu 100 nm'den küçük olan bir nanokristal yapıdan oluşan yüksek dislokasyon yoğunluğuna sahip mikro yapılar oluşur. Malzemelerin tane boyutunu mikrometre altı veya nanometre ölçeğine kadar düşürmeleri nedeniyle popülaritesi giderek artmaktadır (Wei *et al.* 2004; M. J. Zehetbauer, 2009). APD yöntemleri malzemelerin içyapısını değiştirdiği ve mekanik özellikleri iyileştirdiğinden dolayı, malzeme bilimi ve uygulamaları alanında büyük bir araştırma sahası haline gelmiştir. Bu nedenle APD yöntemleriyle malzemelerin içyapılarının değiştirilmesiyle fiziksel ve mekanik özellikleri doğrudan etkilemektedir. Mekanik ve fiziksel özelliklerinin gelişmesi, elde edilen mikro yapıda farklılığa neden olan kafesteki çok sayıda kusurun üretilmesiyle ilişkili tanelerin küçülmesine ya da incelmeye dayanır. Genel olarak iri taneli eşdeğerleriyle (APD işlemine tabi tutulmamış) kıyaslandıkları zaman mekanik ve fiziksel özelliklerinin daha iyi olduğu görülmektedir (Ünal, 2015). APD yöntemlerini uygulayabilmek için malzemelerin deformasyon nedeni ile yüksek açılı tane sınırlarına sahip olması gerekir. Ayrıca işlem sonrasında malzemelerin kararlı yapıda olması için işlem homojen bir mikro yapı

ile sonuçlanmalıdır. APD yöntemlerinin dikkat çeken önemli bir özelliği, malzemenin genel boyutlarında önemli bir değişiklik olmaksızın yüksek gerinim uygulanmasıdır (Valiev & Langdon, 2006; Murudkar, 2009; Faraji *et al.* 2018).

APD yöntemleri, nispeten düşük sıcaklıklarda (yeniden kristalleşme sıcaklığının altında) malzemelere büyük plastik deformasyona neden olmaktadır. Bu yöntemler, metallerin ve alaşımların tane yapısını mikron altı hatta nanometre mertebelerine kadar düşürme potansiyeline sahiptir. Ayrıca bu yöntemler ile farklı hiyerarşik seviyelerde mikroyapısal tasarıma imkân sağlamaktadır. Bu nedenle APD yöntemiyle ile işlenen malzemeler yeni ve üstün mekanik özellikler sergilemektedir (M. J. Zehetbauer, 2009; X. Li *et al.* 2020). APD işlemleri sonrası malzemelerin tane boyutu 1µm ile 1nm arasında değişkenlik göstererek geniş bir aralığa sahiptir. Tane boyutunun geniş bir oranda değişkenlik göstermesi, malzemenin karakteristiğine, uygulanan APD işleminin türüne ve deformasyon aranı ile doğrudan ilişkilidir (Ünal, 2015).

Çok kullanılan aşırı plastik deformasyon yöntemleri aşağıda maddeler halinde verilmiştir. Ayrıca Şekil 7’de bazı aşırı plastik deformasyon mekanizmaları görsel olarak verilmiştir.

- Eşit kanallı açısallı presleme (c)
- Yüksek basınç burulması (a)-(d)
- Birikimli hadde bağı (e)
- Pistonlu ekstrüzyon-sıkıştırma
- Kaplı kalıpta tekrarlı dövme
- Tekrarlı bükme ve doğrultma



Şekil 7. Aşırı plastik deformasyon mekanizmaları; (a) Yüksek basınç burulması, b) bükümlü ekstrüzyon, c) eşit kanallı açısallı presleme, d) yüksek basınçlı burulma, e) Birikimli hadde bağı ve d) yüzey mekanik aşınma işlemi (Beygelzimer *et al.* 2019)

Hasar ilk olarak malzemelerin yüzeyinde gerçekleşmektedir. Yüzeyde meydana gelen kusurlar hem hasarın gerçekleşmesi hem de hasar türü hakkında bilgiler içerir. Bu nedenle hasarın tahmin edilmesiyle malzeme yüzeyine uygulanacak işlemler ile dayanım artırılır. Ayrıca yüzey işleme teknikleri ile malzemelerin kalınlığı boyunca tane küçültülmesine gerek olmayan tekniklerde bulunmaktadır. Bu teknikler, malzeme yüzeyinde gradyan yapıları oluşturmak için çok uygundur. Malzeme kesiti boyunca içyapıdaki tanelerde herhangi bir değişiklik olmadan sadece yüzeyde nano yapıları tanelerin elde edilmesi için birçok yöntem geliştirilmiştir. Geliştirilen bu yöntemlere yüzey mekanik yüzey işlemleri denir (Arifvianto vd., 2012).

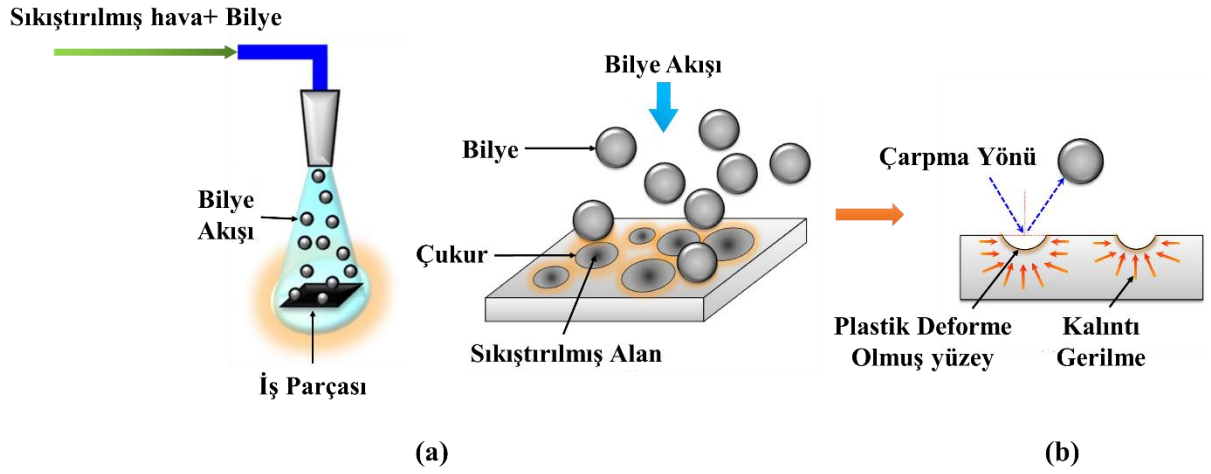
Mekanik yüzey işlemleri

Genellikle, uygulama alanlarında kullanılan iş parçasında mekanik arıza oluşumu dıştan içeri doğru ilerlediği dikkate alındığı zaman iş parçası yüzeyine ait mekanik özelliklerinin iyileştirilmesi için farklı yaklaşımlar veya işlemler uygulamak oldukça etkilidir. Malzemelerin yüzey özelliklerini değiştirmek için kullanılan teknikler çeşitli kategorilerde sınıflandırılmaktadır. Malzemelerin yüzey özelliklerini iyileştirmek amacıyla kullanılan

mekanik yüzey işlemleri bu kategori arasında yer almaktadır. Mekanik yüzey işlemleri, metalik malzemelerin mekanik özelliklerini iyileştirmedeki çok yönlülüğünden dolayı günümüzde oldukça ilgi görmektedir. Mekanik yüzey işlemi, malzeme yüzeyine dışarıdan müdahale edilmesiyle plastik deformasyon oluşturulması ve son şekil verme olarak tanımlanmaktadır. Sürekli veya dinamik olarak mekanik bir etki kullanarak malzemenin yüzey özelliklerini ya da dokusunu değiştirmeyi amaçlayan işlem olarak da tanımlanmaktadır. Böylece, malzemenin dış yüzeyinde dislokasyonların oluşmasıyla birlikte yüzey topografyası değişmektedir (Schulze, 2006). Mekanik yüzey işlemlerine, çekiçle dövme, bilyalı dövme, yüzey haddeleme, lazer şok yöntemi ve yüksek hızlarda talaş kaldırma örnek olarak verilebilir.

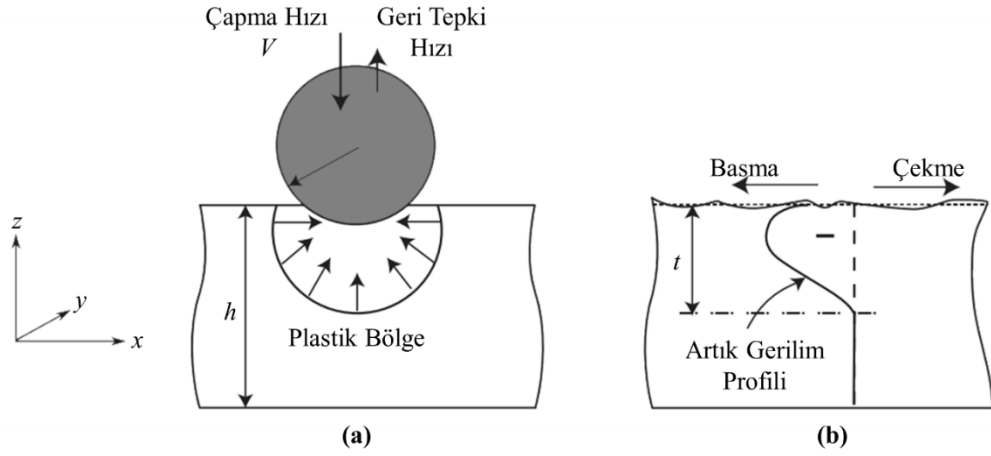
Bilyalı dövme

Bilyalı dövme işlemi 1950'lerden beri kullanılan bir yöntemdir. Yöntem, başlangıçta daha çok havacılık sektöründe kullanılmaya başlamıştır. Fakat diğer endüstrilerde de kullanımı giderek yaygınlaşmıştır. Bilyalı dövme işlemi ile yüzey pürüzlülüğü, sertlik, korozyon direnci, yorulma, hadde yorulması ve aşınma gibi özellikleri iyileştirmektedir (Świetlicki & Szala, 2022). Bilyalı dövme, belirli bir süre içerisinde ve belirli bir çapa sahip küresel şeklindeki bilyelerin plastik deformasyona neden olabilecek miktardaki bir enerji ile malzemenin yüzeyine çarptırılarak yapılan mekanik ve soğuk bir yüzey işlemidir (Bagheri & Guagliano, 2009b). Yüksek sertlikteki küresel şekle sahip olan bilyeler basınçlı hava veya hatta bir akış içerisinde uygun bir hıza kadar hızlandırılarak parça yüzeyine doğru çarptırılır. Bu işlemde, metal, seramik, cam gibi farklı malzemelerden yapılmış bilyalar kullanılır. Bilyalı dövme işleminde, bilye darbeleri ile iş parçası yüzeyinde tümsek ve çukurcuklar oluşturulur yani yüzey plastik deformasyona uğratılmaktadır. Bilye ile iş parçası arasındaki temas kesildiğinde, elastik olarak gerilmiş bölge tamamen yüksüz duruma dönme eğilimi gösterirken, plastik deforme olmuş bölge bir miktar kalıcı deformasyona uğrar. Bu homojen olmayan elasto-plastik deformasyonlar malzeme yüzeyinde bası artık gerilmeleri meydana getirerek, malzemelerin yorulma ve gerilmeli korozyon dayanımını artırır (Webster & Ezeilo, 2001; Schulze, 2006; John *et al.* 2021). Şekil 8'de bilyalı dövme işlemi ve bilyalı dövme işlemi sonrasında oluşan plastik deformasyon şematik olarak verilmiştir.



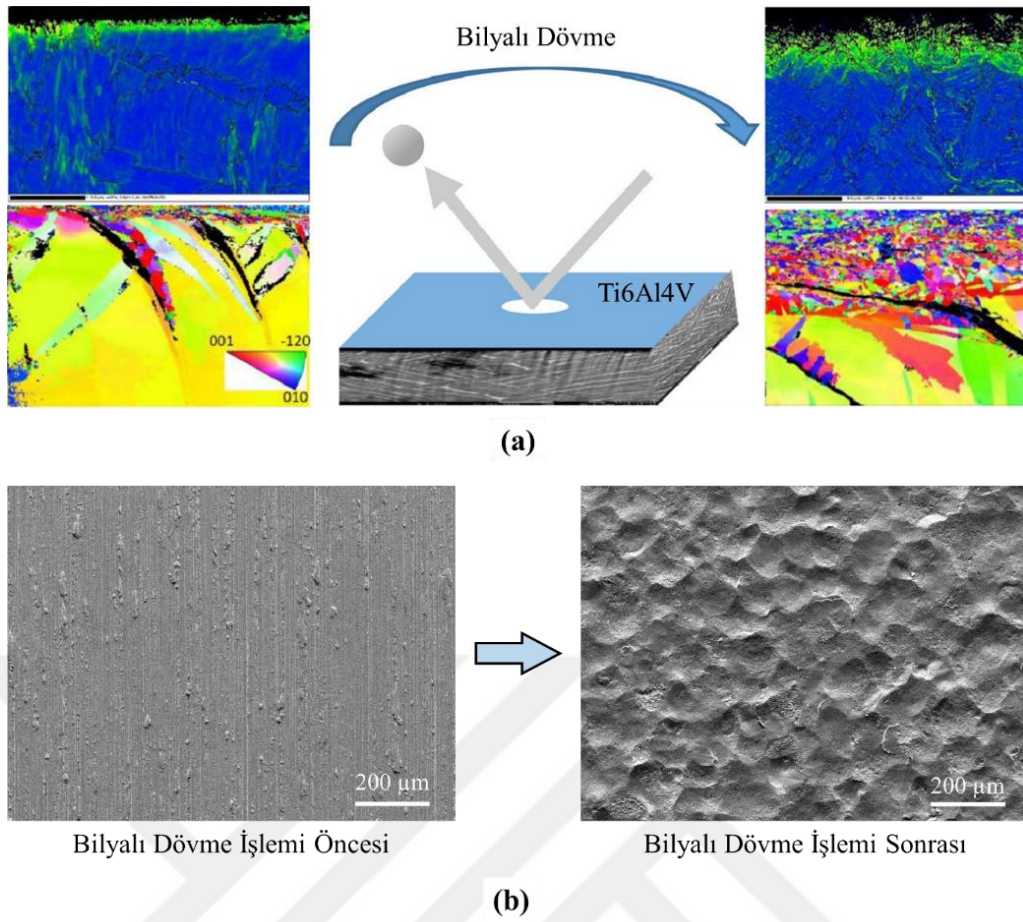
Şekil 8. (a) Bilyalı dövme işlemi ve (b) iş parçası yüzeyinde atış etkisi nedeniyle oluşturulan plastik deformasyon (Maleki, Unal, & Amanov, 2018; Maleki & Unal, 2021)

Normal şartlar altında bilyalı dövme işlemi, faz dönüşümüne neden olmadan malzemelerin yüzeyinde bası artık gerilmesi oluşturmaktadır (Ismail *et al.* 2017). Bilyalı dövme işleminde, çok sayıdaki bilye iş parçası üzerine belirli bir hız ile fırlatılır. İş parçası yüzeyine çarpan her bir bilye Şekil 9'da gösterildiği gibi plastik bir bölgeyle çevrelenmiş, küçük bir plastik girinti kazandıran küçük bir çekiç gibi davranmaktadır. Yüzeye çarpan bilye darbeleri, yüzeyi sıkıştırma eğilimindedir (z eksenı boyunca bası plastik gerinim). Sabit hacimli plastik akış, yüzeyin düzlem için plastik uzamasını gerektirir (x ve y boyunca gerilme plastik şekil değiştirmesi). Bilya ile iş parçası arasındaki temas sona erdiği zaman, elastik olarak tamamen gerilmiş olan bölge tamamen yüksüz duruma düşer. Plastik olarak deforme olmuş bölge ise kalıcı deformasyona maruz kalır. İş parçası yüzeyine yüksek hızlı bilyalarla tekrar tekrar vurulduğu zaman yüzeyde nispeten düzgün bir plastik katman oluşur. Elasto-plastik kalınlık boyunca gerinim gradyanı, Şekil 9b'de gösterildiği gibi açıkta kalan üst katmanda t derinliğinde ve x-y düzleminde bir bası artık gerilimi alanının genişlemesine neden olur. Yüzey tabakasında oluşan elasto-plastik şekil değişimi bası artık gerilimine neden olmaktadır. Bu değer en fazla yüzeyin dış tabakasında görülmektedir. Artık gerilim profilinin oldukça sabit kaldığı ancak artık gerilim profilinin derinliği ve büyüklüğü, bilya boyutu, bilya yoğunluğu, çarpma hızı, iş parçasının mekanik özellikleri ve geometrisine bağlı olarak değişmektedir (Gariépy *et al.* 2014).



Şekil 9. (a) Tek bir bilyenin çarpması ile oluşan plastik deformasyon, (b) yüzeye çarpan çoklu bilyalardan sonra oluşan artık gerilme (Gariépy *et al.* 2014)

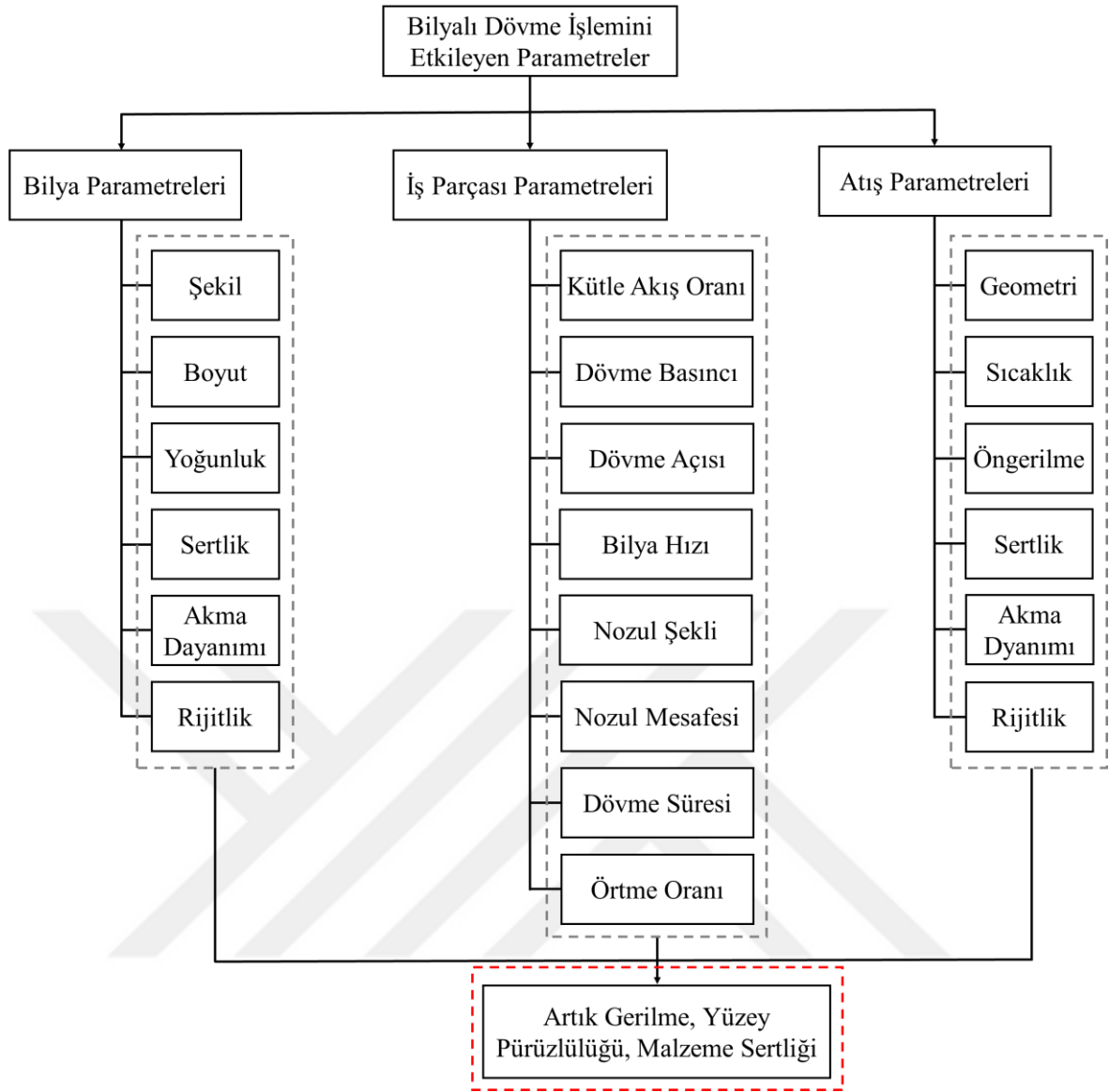
Bilyalı dövme işlemi ile malzeme yüzeyindeki tane yapısını nanometre mertebelerine indirerek, malzemelerin çekme mukavemetini artırmak, yüzeyini sertleştirmek, bası artık gerilmesi oluşturularak çatlak oluşumunu ve ilerlemesini geciktirmek, buna bağlı olarak da yorulma dayanımlarının artırılması amaçlanmaktadır (Bagherifard & Guagliano, 2012; Morita *et al.* 2013; Unal & Varol, 2014; Ganesh *et al.* 2014; Y. G. Liu *et al.* 2015; Maleki, Unal, & Kashyzadeh, 2018). Ayrıca malzeme yüzeylerinde meydana gelen, yorulma, aşınma ve korozyon hasarları yüzeyden başlayarak malzemenin içine doğru ilerlemektedir. Malzeme yüzeyinde oluşan bu hasarlar, malzeme tane boyutu küçültülerek giderilmektedir. Malzemenin bütün tane boyutu küçültülmeden sadece yüzeydeki tane küçültülerek dayanımları artırılmaktadır. Bilyalı dövme işlemi ile yüzeyi dövülmüş Ti6Al4V alaşımının tane boyutundaki ve yüzey pürüzlülüğünde meydana gelen değişim Şekil 10'da gösterilmiştir. Bilyalı dövme işlemi sonucunda malzemelerin yüzey altı tane boyutu küçültülerek yüzey sertliği artırılmaktadır. Ayrıca yüzeyde oluşan bası artık gerilmesinin oluşumu ile korozyon direncinde iyileşmelere neden olacaktır (P. Kumar *et al.* 2021b). Bu nedenle bilyalı dövme işlemi otomotiv, uzay ve havacılık, biyomedikal uygulamalarında sıklıkla kullanımı tercih edilen plastik deformasyon oluşturan bir işlemdir. Bilyalı dövme işlemi biyomedikal uygulamalarında da yaygın olarak kullanılmaktadır. Genel olarak bu işlem biyomalzemelerin konak doku ile entegrasyonu iyileştirmek için kullanılmaktadır (Havlikova *et al.* 2014a; Mhaede *et al.* 2014b; Ahmed *et al.* 2016d). Bilyalı dövme işleminde, yüksek hızlardaki bilyalar yüzeye çarptığı zaman yüzey altındaki etki kalınlığı yaklaşık 0,13-0,25 mm aralığında olup bu etki alanı 0,5 mm'ye kadar çıkabilir (Ganesh *et al.* 2014).



Şekil 10. Ti6Al4V alaşımının bilyalı dövme işlemi sonrasında (a) tane boyutunda meydana gelen değişim ve (b) yüzey pürüzlülüğündeki değişim (Z. Zhang *et al.* 2020)

Bilyalı dövme parametreleri

Bilyalı dövme işlemi etkileyen parametreler; bilya, iş parçası ve atış parametreleri olmak üzere üç temel grupta sınıflandırılmaktadır (Kyriacou, 1996). Şekil 11’de bilyalı dövme işlemi etkileyen parametreler ve işlem sonrasında malzeme yüzeyinde meydana gelen etkenler şematik olarak verilmiştir. İşlem parametreleri ile bilyalı dövme sonuçlarını hem deneysel hem de ampirik olarak doğrulamak için birçok çalışmalar yapılmıştır (Miao, Larose, *et al.* 2010; Bagherifard *et al.* 2012a). Ancak işlem sırasında parametrelerin tamamının kontrol edilebilecek şekilde yapılması mümkün değildir. Bu nedenle Almen yoğunluğu ve yüzey örtme oranı, bilyalı dövme sırasında işlemlerin tekrarlanabilirliğini ve kontrol edilebilirliğini sağlamak amacıyla kullanılan iki temel kontrol yöntemidir (Gariépy *et al.* 2014).



Şekil 11. Bilyalı dövme işlemini etkileyen parametreler ve etkenler (J. S. Chen *et al.* 2019)

- Almen yoğunluğu

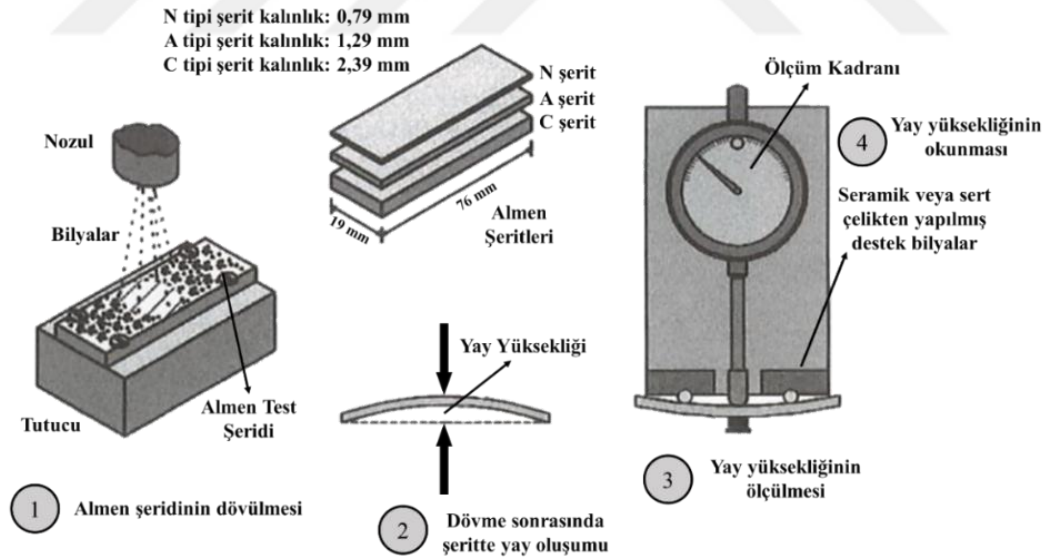
Almen yoğunluğu, bilyalı dövme işlemi sırasında iş parçası yüzeyine fırlatılan bilyanın kinetik enerjisi miktarı ile ilgilidir ve bu enerji doymadaki yoğunluk olarak da tanımlanmaktadır (Miao, Larose, *et al.* 2010). Dövme yoğunluğunu ölçmek için yaygın olarak kullanılan yöntem 1940’larda J.O. Almen tarafından herhangi bir yüzeye fırlatılan bir bilye ile aktarılan enerjiyi ölçmek için standart bir yöntem geliştirildi. Ayrıca Almen yoğunluğu, bilyalı dövme işlemindeki plastik deformasyon miktarının belirlenmesinde önemli bir rol oynamaktadır. Almen şiddeti, Almen şeridi adı verilen standartlaştırılmış bir şeridin dövülmesi ve dövülen test şeritte oluşan deformasyonun “Almen gage” adı verilen standart bir cihaz ile hesaplanmaktadır (Miao, Larose, *et al.* 2010; Gariépy *et al.* 2014).

Almen şeritleri SAE 1070 yay çeliğinden üretilir ve sadece tek taraflı olarak dövülür. Almen şerit testinde, dövme yoğunluğu aralıklarını ölçmek için A, N ve C tipi olmak

üzere üç standart boyutta şeritler kullanılır. Kullanılan bu şeritlerin hepsi 76 mm × 19 mm boyutlarında olup sadece kalınlık olarak farklılık göstermektedir (tip A: 1,29 mm, tip N: 0,79 mm ve tip C: 2,39 mm). Genellikle N tipi şerit düşük yoğunluklu uygulamalar için kullanılırken, A ve C tipi şeritler sırasıyla orta ve yüksek yoğunluklu uygulamalar için kullanılır (Miao, Larose, *et al.* 2010). Almen şiddeti ölçüm sistemi Şekil 12’de verilmiştir. Almen şiddetinin (dövme şiddeti) belirlenmesi için ölçüm sistemi, dört yuvarlak başlı cıvata aracılığı ile bir tutucu sistemine sabitlenen Almen şeritleri yüzeyine bilyalı dövme işlemi uygulanmaktadır. Tutucudan cıvataların sökülmesinden sonra bilyalı dövülmüş şerit dövme yönüne doğru dış bükey olacak şekilde yay parçası şeklini alır. Şerit üzerinde oluşan eğrinin sehim miktarı ölçüm cihazında ölçülerek Almen şiddeti hesaplanır ve bu değere eğrilik yüksekliği adı verilmektedir. Ayrıca oluşan bu yay yüksekliği dövme yoğunluğunun bir göstergesidir (Guechichi *et al.* 2013). Almen şeritlerinin standartlaştırılmış özellikleri ve kalınlıkları Tablo 5’te verilmiştir.

Tablo 5. Almen Şeritlerinin Standartlaştırılmış Özellikleri ve Kalınlıkları (Bek, 2009)

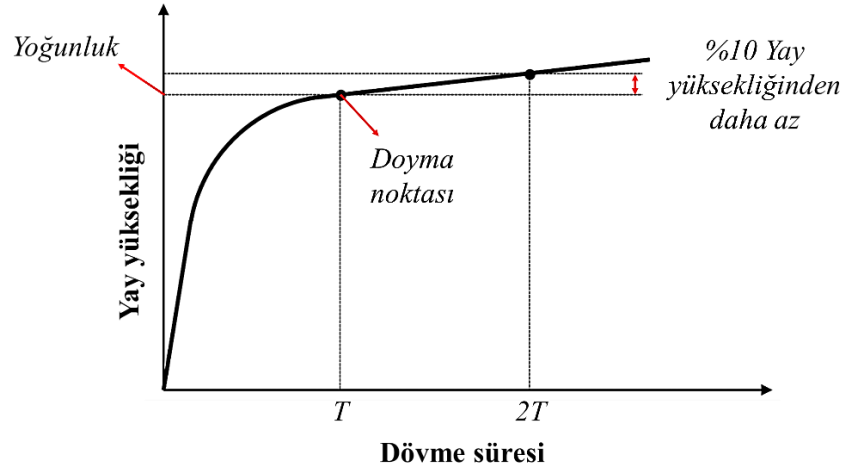
Şerit Tipi	Standart	Düzlemsellik (mm)	Sertlik (HRC)	Kalınlık (mm)
C	AMS-S 13165	+/- 0,038	44-50	2,39
A	SAE J442	+/- 0,025	44-50	1,29
N	SAE AMS 2432	+/- 0,013	45-58	0,76



Şekil 12. Almen şiddeti ölçüm sistemi (Wagner, 2003)

Belirli bir işlemin Almen yoğunluğunu belirlemek için Almen şeridinin aynı bilyalı dövme parametreleri altında farklı sürelerde dövülmesi gerekmektedir. Farklı sürelerde dövülen Almen şeritlerinden farklı yay yükseklikleri elde edilir. Şekil 13’te görüldüğü gibi doyum noktası, bilyalı dövme süresinin iki katına çıktığında zaman sehimdeki artışın %10’dan az olduğu

ilk nokta olarak belirlenir. Doyum noktasında elde edilen yay yüksekliğine Almen şiddeti denir (Gariépy *et al.* 2014; Guechichi *et al.* 2013).



Şekil 13. Doyum noktası eğrisi (Guechichi *et al.* 2013)

Almen şiddeti veya test şeridinde oluşan eğri, bilyanın boyutuna, bilyanın sertliğine, bilyanın hızına, püskürtme açısına, örtme oranına ve püskürtme süresine bağlı olarak değişkenlik göstermektedir. Bu etkenler Almen yoğunluğu prosesin kontrolü için gereklidir (Jain, 2001). Tablo 6’da bilyalı dövmenin yoğunluk ölçekleri verilmiştir.

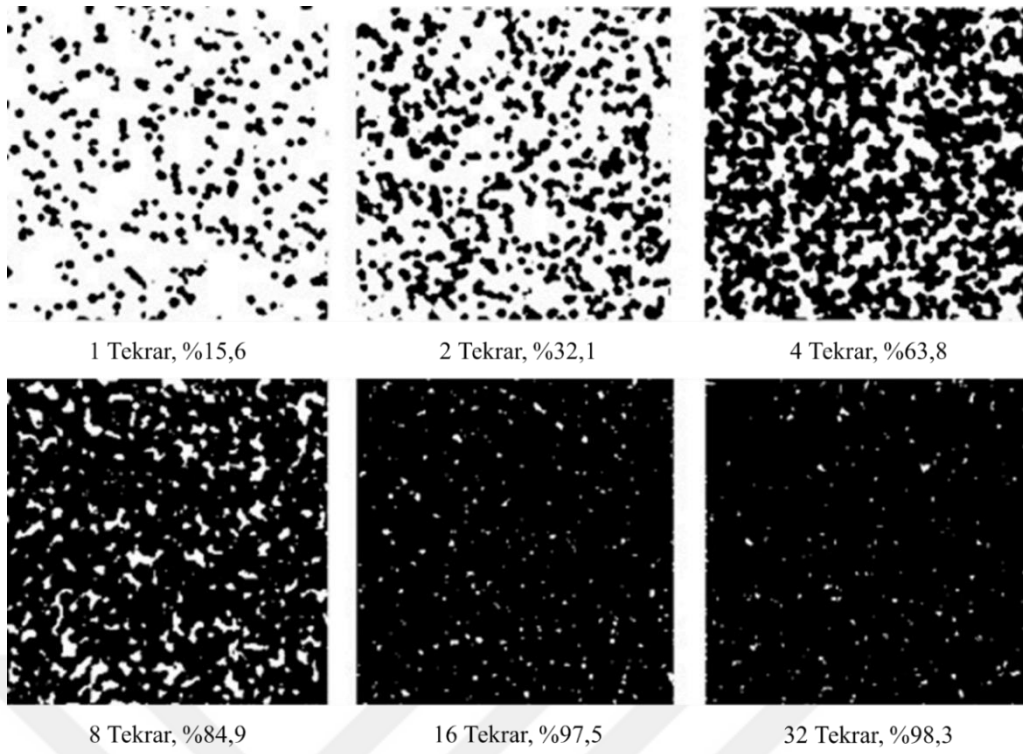
Tablo 6. Bilyalı Dövmenin Yoğunluk Ölçekleri (Jain, 2001)

Bilyalı Dövme Yoğunluğu (Almen Yoğunluğu)	Test Parçası Tipi	Eğri Yüksekliği (mm)
4N	N	0,1
6N		0,15
8N		0,2
16N		0,4
18N		0,45
6A	A	0,15
8A		0,2
10A		0,25
12A		0,3
14A		0,35
16A		0,4
7C	C	0,18
9C		0,23
11C		0,28
21C		0,53
23C		0,58
0,1 mm A = 4A		
0,1 mm C = 4C		
0,1 mm N = 4N		

- Doyurma (Yüzey örtme) oranı

Bilyalı dövme işlemlerinde, hedeflenen iş parçası yüzeyinin ne oranda dövüldüğü ve dövmenin ne oranda etkisinin olduğunun bilinmesine ihtiyaç vardır. Doyurma oranı, dövülmek istenen yüzeyin tamamının ne oranda dövdüğünü gösteren parametredir (Başaran, 2007). Bilyalı dövme ile çukurlaştırılan alanın toplam işlem görmüş yüzey alanına oranı olarak tanımlanmaktadır. Doyurma oranı, artık gerilme tabakasının kalınlığı, dövülmüş yüzeyin güvenilirliği ve homojenliği üzerine önemli bir etkiye sahiptir (Bagherifard *et al.* 2012b; Nguyen *et al.* 2014). Bütün yüzeyde en az 1 girinti oluştuğunda %100 doyurma oranı elde edilir (Maleki & Unal, 2018). Doyurma oranının değerlendirilmesi için standart yöntem görsel incelemedir. Görsel olarak maksimum doyurma oranı %98 olarak tespit edilmektedir. Çünkü doyurma oranı %100 olduğu zaman tespit edilmesi oldukça zordur (Gariépy *et al.* 2014). Bu nedenle SAE J2277'ye göre %98 doyurma oranı, tam doyurma oranı olarak kabul edilmektedir (Standard, 2003). Bu değer altında gerçekleştirilen bilyalı dövme işlemlerinde dövülmemiş kısımlar da olabileceğinden dolayı dövme işleminden beklenen özellikler elde edilemez. Bu değer üzerinde gerçekleştirilen dövme işlemlerinde ise doyurma oranı için gerekli işlem zamanının aşıldığı anlamına gelmektedir. %100'ün üzerindeki %200 doyurma oranına, %98 doyurma oranına ulaşmak için gereken sürenin 2 katı kadar dövülmesi ile ulaşılmaktadır. Doyurma oranı %150 ve %200 olan uygulamalarda dövme işleminin 1,5 veya 2 kez tekrarlanmasını ifade etmektedir (Başaran, 2007; Nguyen *et al.* 2014). Doyurma oranı, bilyalı dövme işleminde çoklu çarpma ve üst üste geçen girintilerden oluşur. Bilya hızına, bilya boyutuna, akış hızına, çarpma açısına ve dövme süresine bağlıdır (Nguyen *et al.* 2014).

Pratik olarak, bilyalı dövme sonucu doyurma oranını kontrol etmek için görsel inceleme, mavi mürekkep veya floresan izleyici ve kopya numune (replika) olmak üzere 3 farklı deneysel yöntem bulunmaktadır (Bagherifard *et al.* 2012b). Ayrıca doyurma oranının hesaplanması için yeni yöntemlerde kullanılmaktadır. Dövme işlemi sonrasında iş parçası yüzeylerinin görüntüsü optik mikroskop yardımıyla elde edildikten sonra ImageJ programına aktarılarak, bilyaların oluşturdukları izler, bilyanın boyutu ve dövmenin yoğunluğu hakkında bilgiler elde edilmektedir (Badreddine *et al.* 2017). Levesque ve arkadaşları yapmış oldukları çalışmada, dövme süresi, doyurma oranı ve pürüzlülük arasındaki niceliksel ilişkiler kurmuşlardır. Aynı dövme hızlarında ve farklı dövme tekrarlarından sonra 3D profilometre yardımıyla dövülmüş numunelerin yüzey topoğrafisini elde etmişlerdir. ImageJ programı yardımı ile elde ettikleri görüntülerden dövme yoğunluklarını elde etmişlerdir (Miao, Demers, *et al.* 2010). Şekil 14'te ImageJ programı ile elde ettikleri doyurma oranları yüzdeleri verilmiştir.



Şekil 14. ImageJ tarafından hesaplanan dövme oranları (Miao, Demers, *et al.* 2010)

- Bilya boyut ve tipleri

Dövme işlemi için en temel araç kesin olarak bilyadır. Şekil, boyutsal kesinlik ve kırılmaya karşı direnç gibi birçok kriteri karşılamalıdır (Gariépy *et al.* 2014). Dövme işleminde, işlem parametrelerine ve malzeme türüne göre farklılık göstermektedir. Dövme işleminde kullanılan bilya malzemeleri, demir, çelik, cam, paslanmaz çelik veya çelik tellerdir. Dövülecek malzeme türüne göre tercih edilirler (Schulze, 2006).

Çelik bilyaların sınıflandırılmasında, SAE (Society of Automotive Engineers) tarafından hazırlanan standartlar kullanılır. Boyutlarına göre S70-S930 arasında değer alırlar. Bilya tanımlarında kullanılan “S” harfi, bilya malzemesinin çelik (steel) olduğunu belirtmektedir. “S” harfinin yanında yazan bu değerlerin on binde biri inç cinsinden bilya çaplarını belirtmektedir (Başaran, 2007). Bilya boyutu, malzemeye uygulanacak bilyalı dövme işleminde göre seçilmelidir. Bilya boyutunun farklı olduğu bilyalı dövme işleminde, aynı püskürtme basıncında farklı bilya hızları elde edilir (Trung *et al.* 2016).

Bilyalı dövme yöntemleri

Bilyalı dövme, otomotiv, havacılık ve biyomedikal gibi çeşitli alanlarda yaygın olarak kullanılan mekanik bir yüzey işlemidir. Belirli bir hıza sahip olan bilyaların iş parçası yüzeyine fırlatılmasıyla bası artık gerilimine ve gelişmiş yüzey özelliklerine neden olmaktadır. Teknolojinin gelişmesiyle birlikte geleneksel bilyalı dövme işlemine ek olarak ultrasonik

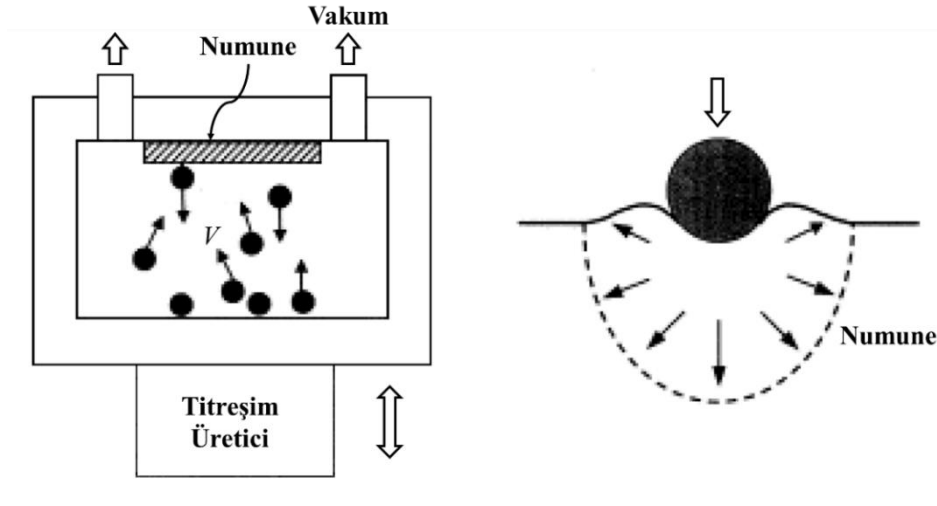
bilyalı dövme, titreşimli dövme, lazer şoklu dövme, mikroparçacıklı bilyalı dövme ve yüksek basınçlı su jeti bilyalı dövme olmak üzere çeşitleri geliştirilmiştir.

- Geleneksel bilyalı dövme

Çeşitli alanlarda uygulanan ve yaygın bir şekilde kullanılan mekanik yüzey işlemlerinden biri olan bilyalı dövme işlemi alanında en yaygın ve en eski kullanılan dövme işlemi geleneksel bilyalı dövme işlemidir (Ismail *et al.* 2017; Q. Yang *et al.* 2022). Geleneksel bilyalı dövme işlemi yüzeyi nanokristalize edilmiş malzemeler elde etmek için kullanılır. Geleneksel bilyalı dövme iki yöntemle yapılmaktadır. İlk yöntemde, bilyaların sıkıştırılmış hava ile parça yüzeyine belirli bir hızla fırlatılmasını içermektedir. İkinci yöntem ise bilyalar bir çarkın ortasına yerleştirilir ve çarkın hızlanmasıyla bilyalar teğetsel bir yol izler. Böylece belirli bir hızla parça yüzeyine fırlatılırlar. Dövme işlemi için, cam veya seramik boncuklar, çelik bilyalar ve kesilmil tel bilyalar olmak üzere üç temel dövme malzemesi kullanılır. Geleneksel dövme işlemi için Almen şiddeti oldukça önemlidir (Ismail *et al.* 2017). Bilyalı dövme işleminde oluşturulan kinetik enerji miktarına bağlı olarak, şiddetli bilyalı dövme ve aşırı bilyalı dövme işlemleri uygulanmaktadır (Maleki, Unal, & Kashyzadeh, 2018).

- Ultrasonik bilyalı dövme

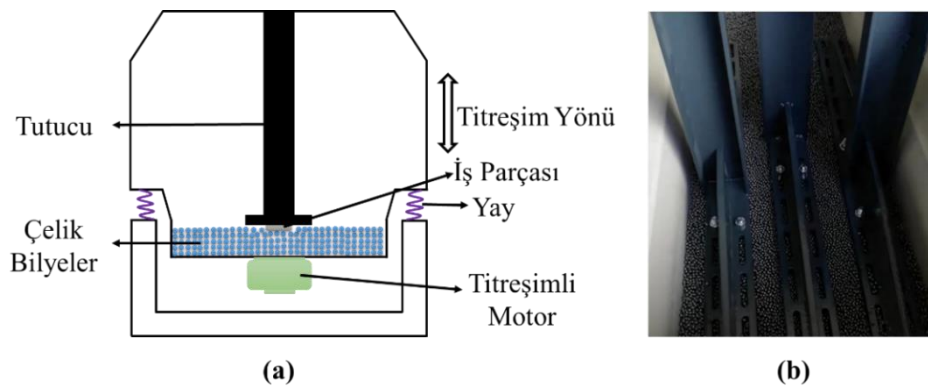
Ultrasonik bilyalı dövmede, metal veya seramik bilyaları iş parçası yüzeyine çarptırmak için kullanılan yöntem açısından geleneksel bilyalı dövmeden farklıdır (Yin *et al.* 2017). Bilyalar, bir ultrasonik dönüştürücünün titreşimi ile rezonansa alınır. Ayrıca, bilyalar bir titreşim jeneratörü tarafından titreştirilen bir titreşim odası içerisinde bulunur. Bilya boyutları 1-10 mm çapındadır ve dövülecek malzeme türüne göre değişkenlik gösterirler. Haznenin titreşim frekansı 50 Hz ila 20 kHz arasındadır. Bilyalar rezonansa girdiği zaman iş parçası yüzeyine kısa süre içerisinde çok sayıda uçan bilya çarpar. Bilyalar, titreşim odası içerisinde rastgele hareket ettiklerinden dolayı iş parçası yüzeyine belirli bir yön ve doğrultuda değil rastgele çarparlar. İş parçası yüzeyine yüksek gerinim hızlarında tekrarlanan çok yönlü bilya darbeleri, tüm numune yüzeyinde aşırı plastik deformasyona ve nanometre seviyelerinde tane incelmeye neden olmaktadır (Bagheri & Guagliano, 2009c). Şekil 15'te ultrasonik bilyalı dövme sisteminin düzeneği şematik olarak verilmiştir.



Şekil 15. Ultrasonik bilyalı dövme işleminin şematik gösterimi (Tao *et al.* 2002)

- Titreşimli dövme

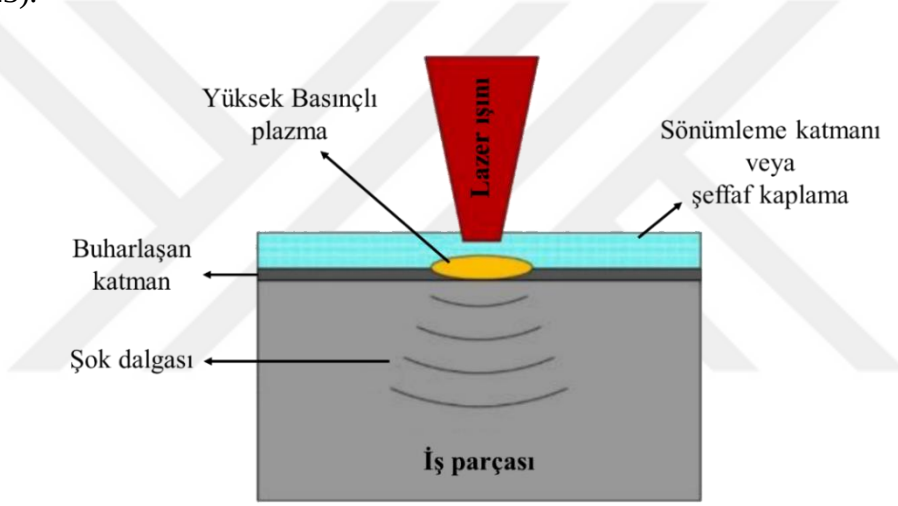
Titreşimli dövme işlemi, sabitlenmiş tutucunun titreşimli bilyelerle doldurulmuş bir hazneye yerleştirilmesiyle gerçekleştirilmektedir. Titreşim, hazne üzerine yerleştirilen yaylar kullanılarak motorlara dahil edilmiş eksantrik miller veya titreşim tipi motorlar kullanılarak sağlanmaktadır. Yaylar sistemi sabit tutar ve yüksek titreşim frekansı sağlar. Dövme işleminde, iş parçası sabit tutulmaktadır. Bu nedenle bilyalar ile iş parçası arasında etkin temas sağlanarak daha yüksek darbe hızları sağlanmaktadır. Tutucuların altına sabitlenen iş parçası, bilya dolu hazne içerisine daldırılarak dövme işlemi gerçekleştirilir. Motor dönüş hızı, eksantrik ağırlıklar ve yaylar titreşimi etkileyen faktörlerdir. Bu nedenle, titreşimin genliğini ve frekansı değiştirmek için bütün parametreler motor dönüş hızı, eksantrik ağırlıklar ve yaylara göre değiştirilmelidir. Titreşimli dövme işlemi, geleneksel bilyalı dövmeyle alternatif olarak kabul edilmektedir (T. Das *et al.* 2020). Ancak titreşimli dövme işlemi, geleneksel dövme işlemine göre iyi bir yüzey kalitesi sağlamaktadır (Canals *et al.* 2019). Titreşimli dövme işleminin şematik görünümü Şekil 16'da verilmiştir.



Şekil 16. (a) Titreşimli dövme işlemi şematik gösterimi, (b) tutucular ve hazne (T. Das *et al.* 2020)

- Lazer şoklu dövme

Lazer şoklu dövme (LSP), hedef malzeme yüzeyinde şok dalgaları oluşturmak için yüksek enerjili darbeli lazer ışını kullanılan bir yüzey işlemidir (Maleki *et al.* 2021). Lazer şoklu dövme işleminin şematik gösterimi Şekil 17’de verilmiştir. Yüzey plazmasını sınırlamak ve şok dalgasının şiddetini artırmak amacıyla genellikle su gibi şeffaf bir sınırlayıcı kullanılır. Yüksek enerjili lazer ışını bu ortamdan geçerek, çoğunlukla alüminyum, çinko veya bakırdan oluşan ve 'kurban katman' olarak adlandırılan opak bir tabakaya ulaşır. Opak katman ise yüzeyde doğrudan lazer ablasyonunu ve erimeyi önlemek için kullanılır. Lazer enerjisinin emilmesinden sonra emici katman hızla buharlaşır ve yüzeyde plazma oluşur. Plazma tarafından tetiklenen yüksek basınç, yapı içerisinde plastik deforme eden bir şok dalgası üretir. Bu da mikro yapıda değişikliklere ve artık gerilmeye neden olur (X. kai Meng *et al.* 2020; Xie *et al.* 2023).



Şekil 17. Lazer şoklu dövme işleminin şematik gösterimi (Gujba & Medraj, 2014)

- Mikro parçacıklı dövme

İş parçası yüzeyine 0,04 ila 0,2 mm boyut aralığında yüksek hız çeliği bilya veya seramik tozuyla dövme uygulamasını içeren bir işlemdir. Bilya boyutunun küçük olması ve daha hızlı dövme hızının olması iş parçası yüzeyinin çok sayıda mikro parçacık tarafından etkilenmesine olanak tanır. Bu, iş parçası yüzeyinin sertliğinin artmasına ve yüzey hasarının azalmasına neden olmaktadır. Ayrıca, iş parçası yüzeyinde oluşan artık bası gerilmesi yüzeyseldir, bu da uygulamalarını bir dereceye kadar sınırlandırmaktadır (Xie *et al.* 2023).

- Yüksek basınçlı su jeti dövme

İş parçasının yüzeyinde plastik deformasyon oluşturmak için yüksek basınçlı su jeti kullanılmaktadır. Su jeti ile dövme işlemi sonunda iş parçasının yorulma performansını artıran bir bası artık gerilme tabakası oluşmaktadır. Bu işlemde, gerilim yoğunluğunun azalması,

işlenmiş parça yüzeyinin pürüzlülüğünde minimum artış, dar ve küçük parçaların daha kolay işlenmesi gibi özelliklerinden dolayı geleneksel bilyalı dövme işleminde göre avantajlara sahiptir (Chakkravarthy *et al.* 2023; Xie *et al.* 2023).

Biyomalzeme olarak en sık kullanılan malzeme grupları metaller, polimerler, seramikler ve kompozitlerdir. Bu gruplar içinde metalik biyomalzemeler en köklü kullanım geçmişine sahiptir. Özellikle titanyum ve alaşımları, yüksek mekanik dayanım, korozyon direnci ve biyouyumlulukları sayesinde biyomedikal implantlarda yaygın olarak tercih edilmektedir. Canlı organizmaya implante edilen metalik biyomalzemeler için ideal implantlar, biyoaktivite eksikliği, bakteriyel enfeksiyon ve gevşeme nedeniyle oluşabilecek implant arızalarını önlemek için, biyoaktivite, antibakteriyel aktivite, gelişmiş korozyon ve aşınma direncinin yanı sıra insan dokusuna gelişmiş yapışma özelliğine sahip olmalıdır (E. Avcu *et al.* 2018b). Ayrıca vücut içerisinde aşınma ve korozyonun eş zamanlı etkisi, implantların daha hızlı bozulmasına ve yüksek aşınma atıklarının oluşmasına neden olabilir. Bu da yük taşıyan imptlanların uzun vadeli stabilitesini sınırlayacaktır (Runa *et al.* 2013; J. Zhou *et al.* 2019a). Bu nedenle bilyalı dövme işlemi ile biyomedikal titanyum alaşımlarının sertlik, aşınma direnci, korozyon ve yorulma gibi özelliklerinin iyileştirilmesi için önemli bir yöntemdir (Agrawal *et al.* 2020; Ahmed *et al.* 2016c; P. Kumar *et al.* 2021b; Q. Yang *et al.* 2018).

Biyomalzemeler

İnsanoğlu, vücudunu güçlendirmek veya onarmak için kullanılan ahşap gibi doğal malzemelerin hastalık veya travma nedeni ile kaybedilen dokuları yapısal olarak yenilemek amacıyla kullanımı antik çağlara kadar dayanmaktadır. Tarih boyunca malzeme seçimi, bulunabilirliği ile protezi yapan ve uygulayan kişinin yaratıcılığına bağlıydı. 20. yüzyılın başlarında, doğal kaynaklı malzemelerin yerini sentetik polimerler, seramikler ve metal alaşımları almaya başlamıştır. Bu yeni malzemeler, doğal muadillerine kıyasla daha yüksek performans, gelişmiş işlevsellik ve kolay üretilirlik sağlamıştır. Bu gelişmeler, biyomalzeme kullanımında ve etkinliğinde önemli bir artışı beraberinde getirmiştir. Günümüzde biyomalzemeler; sağlık, ekonomi ve çok sayıda bilimsel alan üzerinde güçlü bir etkiye sahiptir. İnsanlar için biyomalzemelerin en ilgi çekici yanı, biyomalzemelerden üretilen cihazlar sayesinde birçok insan hayatı kurtarılmış ve milyonlarca insanın yaşam kalitesi artırmış olmasıdır. Kabul edilen ve bilimsel ilkelere dayanan ilk tıbbi cihaz 1940'ların sonlarında ve 1950'lerin başlarında insanların kullanımına sunulmasından bugüne hızla büyümeye ve gelişmeye devam etmiştir (Huebsch & Mooney, 2009; Hoffman *et al.* 2012).

Biyomalzeme, vücudun bir parçasını veya fonksiyonunu güvenli, sağlıklı, ekonomik ve fizyolojik olarak kabul edilebilir bir şekilde değiştirecek cihaz veya parçaların yapımında

kullanılan ve biyolojik sistemlerle temas halinde bulunan herhangi bir malzeme olarak tanımlanmaktadır. Biyomalzemeler; katı, sıvı veya jel formunda olabilir ve biyolojik sistemlerle etkileşime girmek üzere tasarlanmış, canlı olmayan malzemeler olarak tanımlanır. Genellikle canlı dokunun yerini almak ya da onunla doğrudan temas kurarak belirli bir işlevi yerine getirmek amacıyla kullanılırlar. Bir malzemenin biyomalzeme olarak kabul edilmesini sağlayan temel özellik, vücut dokularıyla zarar vermeden etkileşime girebilme yeteneğidir. (Ratner *et al.* 2006; Park & Lakes, 2007; Hoffman *et al.* 2012).

Biyomalzemeler ve bu malzemelerden yapılmış olan tıbbi cihazlar, kalp-damar, ortopedi, diş, göz ve rekanstrüktif cerrahide, cerrahi dikişler, biyoyapıştırıcılar ve kontrollü ilaç salınımlı cihazlar gibi diğer müdahalelerde protez olarak yaygın bir şekilde kullanılmaktadır. Bir biyomalzemenin, klinik açıdan önemli tıbbi cihaz ve parçalara dönüşebilmesi için, iyi bir mühendislik tasarımına, in vitro testlerine, klinik denemeler, ürün geliştirme ve ticarileşmeye yönelik ilgili izinlerin alınması gerekmektedir. "Biyomalzemelerin temel amacı, hasar görmüş doku veya organların işlevini geri kazandırarak insan sağlığını iyileştirmektir. Bu nedenle, biyolojik malzemelerin yapı, özellik ve işlevleri arasındaki ilişkilerin anlaşılması büyük önem taşır. Ayrıca, implant malzemeleri ile biyolojik dokular arasındaki etkileşim de bütüncül bir yaklaşımla değerlendirilmelidir (Hoffman *et al.* 2012).

Biyomalzemeler, en temel olarak implante edilebilen biyomalzemeler ve implante edilemeyen malzemeler olmak üzere iki temel başlığa ayrılmaktadır. İmplant edilebilen biyomalzemeler ise kullanım yerlerine ve ihtiyaçlarına göre yapay veya sentetik, doğal elde edilen (bitkilerden veya dokulardan elde edilen gibi) ve yarı yapay veya hibrit olmak üzere 3 başlık altında sınıflandırılabilir. Yapay biyomalzemeler, metaller, polimerler, seramikler ve kompozitler olmak üzere 4 farklı uygulama alanına sahiptir (Park & Lakes, 2007; Q. Chen & Thouas, 2015). Tablo 7’de implantasyon için kullanılan 4 grup sentetik biyomalzemenin bazı avantajları, dezavantajları ve uygulama alanları gösterilmektedir.

Tablo 7. Vücuda İmplant Edilebilen Biyomalzemelerin Uygulamaları (Park & Lakes, 2007)

Malzemeler	Avantajları	Dezavantajları	Uygulama Alanları
<i>Metaller</i> (Titanyum ve alaşımları, Co-Cr alaşımları, Altın, Gümüş, Paslanmaz çelikler gibi)	<i>Dayanıklı</i> <i>Sağlam</i> <i>Sünek</i>	<i>Korozyona uğrayabilir</i> <i>Yoğun</i> <i>Yapımı zor</i>	<i>Eklem replasmanları</i> <i>Diş kökü implantları</i> <i>Pacer ve sütür telleri</i> <i>Kemik plakları ve vidaları</i> <i>Dikişler</i>
<i>Polimerler</i> (naylon, silikon, kauçuk, polyester, politetrafluoroetilen gibi)	<i>Esnek</i> <i>Üretimi kolay</i>	<i>Güçlü değil</i> <i>Zamanla deforme olur</i> <i>Bozulabilir</i>	<i>Kan damarları diğer yumuşak dokular</i> <i>Kalça soketi</i> <i>Kulak</i> <i>Burun</i>
<i>Seramikler</i> (Zirkonya alumina, hidroksiapatit içeren kalsiyum fosfatlar, karbon)	<i>Yüksek Biyouyumluluk</i>	<i>Kırılgan</i> <i>Esnek değil</i> <i>Zayıf Gerilim</i>	<i>Dental ve Ortopedik implantlarda</i>
<i>Kompozitler</i> (karbon-karbon, tel veya fiber takviyeli kemik çimentosu)	<i>Dayanıklı</i> <i>Kişiyeye özel</i>	<i>Yapımı zor</i>	<i>Kemik çimentosu</i> <i>Diş reçinesi</i>

Bir biyomalzeme canlı doku ile yakın temas halinde kullanılmak üzere tasarlandığından vücuda implante edilen malzemenin konak doku ve organlarla herhangi bir zararlı etkiye neden olmaması gerekmektedir. Kısacası vücuda implante edilen malzeme biyouyumlu olmalıdır. Biyouyumluluk, hem implant özelliklerinin fizyolojik sıvılarla etkileşimi sonucu bozulması hem de implant malzemelerinin fizyolojik dokulara verebileceği zararlar ile ilgilidir. Böylece, biyouyumluluk, doku ile minimum etkileşim ve minimum zararlı olan malzeme olarak tanımlanabilir. Yeterince biyouyumluluğa sahip olamayan biyomalzemeler, hücre veya doku ölümüne neden olmak, kanser oluşumunu tetiklemek, genlere zarar vermek, bağışıklık tepkilerini azaltmak veya kanın pıhtılaşmasına sebebiyet vermek gibi etkilere yol açmaktadır. Bir tıbbi cihazın biyouyumluluğu hem kullanılan malzemenin uyumluluğuna hem de cihazın nasıl tasarlandığını (geometrik, mekanik ve elektriksel özellikleri gibi) kapsar (Q. Chen & Thouas, 2014; Manam *et al.* 2017).

Bir biyomalzeme vücut içine yerleştirildiğinde, malzeme yüzeyi ile çevresindeki dokular arasında bir dizi fiziksel ve kimyasal etkileşim gerçekleşir. İmplantasyonu izleyen ilk aşama, su moleküllerinin malzeme yüzeyine adsorpsiyonudur ve bu süreç, yüzeyin ıslanabilirlik özelliğine doğrudan bağlıdır. Ardından, saniyeler içinde protein adsorpsiyonu başlar ve bu durum, biyolojik sistemin malzemeye verdiği yanıtları yabancı cisim reaksiyonları da dahil olmak üzere şekillendirir. Adsorbe olan proteinlerin türü, yoğunluğu ve düzenlenişi,

biyomalzeme yüzey özelliklerine bağlıdır ve bu, ilerleyen aşamalarda hücrelerin yüzeye tutunması, çoğalması ve farklılaşması üzerinde belirleyici rol oynar. Genel olarak biyomalzemelerin yüzey pürüzlülüğü arttıkça konak dokuya bağlanma kuvveti ve hücre çoğalması artar. Fakat düşük yüzey pürüzlülüğüne sahip yüzeylerde tam tersi durum söz konusudur (Martocq, 2023).

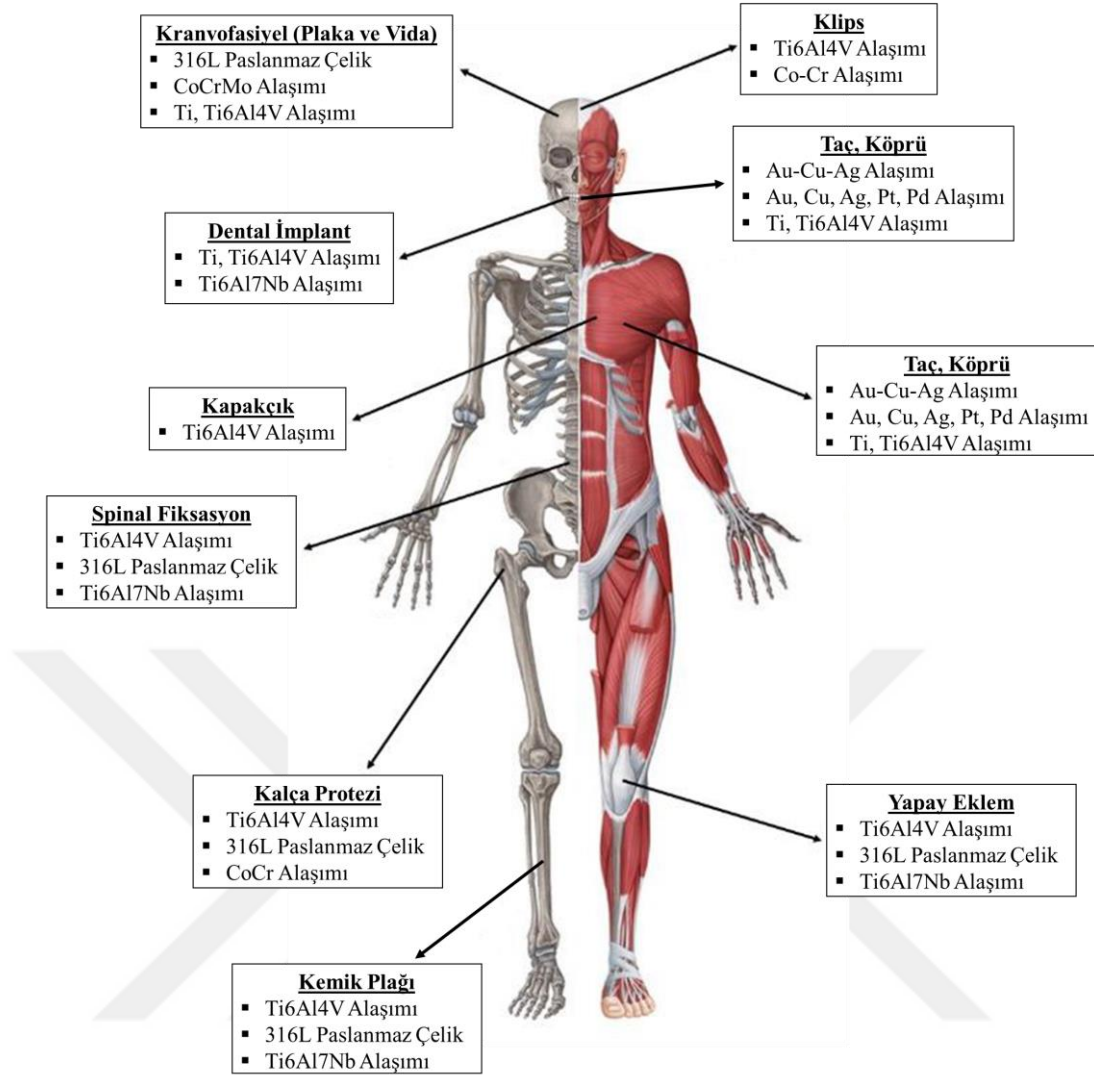
Kalça veya diş implantları gibi kemik içi uygulamalarda uzun vadeli stabilite için osseointegrasyon temel bir gerekliliktir. Osseointegrasyon, implant yüzeyi ile kemik arasında yumuşak doku arayüzü olmaksızın doğrudan yapısal ve işlevsel bir bağlantının oluşması olarak tanımlanır. İmplantların vücut içerisindeki mikro hareketleri sonucunda implant yüzeyinin komşu kemik ve diğer dokularla bütünleşmemesi implantın gevşemesine neden olmaktadır. İmplantın kemiğe iyi bağlanmaması durumunda kemik ile implant arasında fibröz doku oluşur. Kemik ile implant arasında artan boşluk sonucunda aşınma partikülleri açığa çıkmaktadır. Bu partiküller lokal olarak iltihaplanmaya neden olmaktadır. Bu nedenle, implantın kemik ile iyi bir şekilde bütünleşmesi için uygun yüzeye sahip implant malzemelerinin kullanılması son derece önemlidir. Yüzey kimyası, yüzey pürüzlülüğü ve yüzey topografyası iyi bir osseointegrasyonun gelişiminde önemli bir rol oynamaktadır (Martocq, 2023).

Biyomalzemeler için bir diğer önemli olan faktör korozyondur. Korozyon direnci implant malzemelerinin önemli bir özelliğidir ve bunların işlevselliği, dayanıklılığı ve biyouyumluluğu üzerinde büyük etkisi vardır. İnsan vücudundaki ortam hem kimyasal hem de fiziksel olarak dış ortamdan oldukça farklıdır. Bu nedenle dış ortamda iyi görünen, pasif ve inert olan bir biyomalzeme vücut şartlarında korozyona uğrayabilir. Vücut sıvısı içerisinde bulunan başlıca katyonlar; hidrojen, sodyum, potasyum, kalsiyum ve magnezyum iyonları olup, bulunan başlıca anyonlar ise hidroksit, bikarbonat, klorür ve sülfat iyonlarıdır. Ayrıca vücut sıvısında düşük molekül ağırlıklı organik maddeler, nispeten yüksek molekül ağırlıklı polimerik bileşenler ve çözünmüş oksijen de vardır. Çözünmüş tuzlar, implant korozyonu için en etkili bileşenler olduğu bilinirken, klorür iyonları (ve diğer halojenürler) neredeyse tüm metal türlerinde korozyona neden olduğu bilinmektedir. Sıcaklık ve pH, implantların korozyon davranışını kötüleştirebilecek diğer iki önemli parametredir. İnsan vücudundaki normal koşullar altındaki sıcaklığı 37 °C'dir (Eliaz & Gileadi, 2019). Bu da implantın ömrü boyunca yüksek bir sıcaklığa neden olur ve genellikle korozyonun elektrokimyasal reaksiyonlarını hızlandırabilir. Korozyon süreçleri sırasında vücuda alerjen, toksik/sitotoksik veya kanserojen (örn. Ni, Co, Cr, V, Al) türleri salınabilir. Böylece çeşitli korozyon mekanizmaları implantın gevşemesine ve zayıflamasına neden olabilir. Ayrıca vücut içerisinde kullanılan implantlar, yüksek aşınma direncine sahip olmalıdır ve vücut dokularına karşı kayarken düşük sürtünme

katsayısı sergilemelidir. Sürtünme katsayısının artması veya aşınma direncinin azalması implantın gevşemesine neden olmaktadır. Aşınma sonucu açığa çıkan aşınma ürünleri, implantı destekleyen kemiğe veya dokuya zarar veren iltihaba neden olacaktır (Eliaz, 2019).

Biyomalzemelerin mekanik özellikleri, vücut içerisinde kullanılacak yer için seçilen malzeme türüne göre değişiklik göstermektedir. Fakat, genel olarak bütün biyomalzemelerden istenilen en temel özelliklerden bazıları sertlik, çekme dayanımı, elastisite modülü, yorulma dayanımı ve uzamadır. İmplant ile kemik arasında mekanik özelliklerin uyumsuzluğundan dolayı implantın kırılmasına biyomekanik uyumsuzluk denilmektedir. Bu nedenle, kemik dokusunun yerine kullanılan malzemenin elastisite modülünün kemiğe yakın olması beklenir. Kemiğin elastik modülü, yapısal tipine bağlı olarak yaklaşık 4–30 GPa aralığında değişmektedir. Elastisite modülü kemikten belirgin şekilde yüksek olan implantlar, gerilimin çevre kemiğe düzgün şekilde iletilmesini engelleyerek stres zayıflaması (stress shielding) sonucu kemik rezorpsiyonuna ve zamanla implantın gevşemesine yol açabilir. Kemik hücrelerinin ölümüne neden olan bu biyomekanik uyumsuzluğa gerilme kalkını etkisi “stress shielding effect” denir. Bu nedenle implantın servis ömrünü uzatmak, gevşemeyi önlemek ve revizyon ameliyatı ihtiyacını önlemek için kullanılan implantların düşük elastisite modüllü ve yüksek mukavemetleri olması gerekmektedir (Hussein *et al.* 2015).

Biyomalzeme ve biyomedikal cihaz üretiminde tercih edilen malzemeler; metaller, seramikler, polimerler ve kompozitler olmak üzere dört ana grupta sınıflandırılır. Bu gruplar arasında metalik malzemeler, yüksek mekanik dayanım, tokluk ve biyoyumluluk özellikleri sayesinde en yaygın kullanılanlardandır. Vücut içinde kullanılan başlıca metalik biyomalzemeler Şekil 18’de verilmiştir. Metalik bir implantın reddedilmeden daha uzun bir süre hizmet verebilmesi için uygun mekanik özellikler, yüksek biyoyumluluk, yüksek aşınma direnci, yüksek korozyon direnci, osseointegrasyon, uzun yorulma ömrü ve toksik olmama gibi özellikleri karşılamalıdır (Hussein *et al.* 2015).



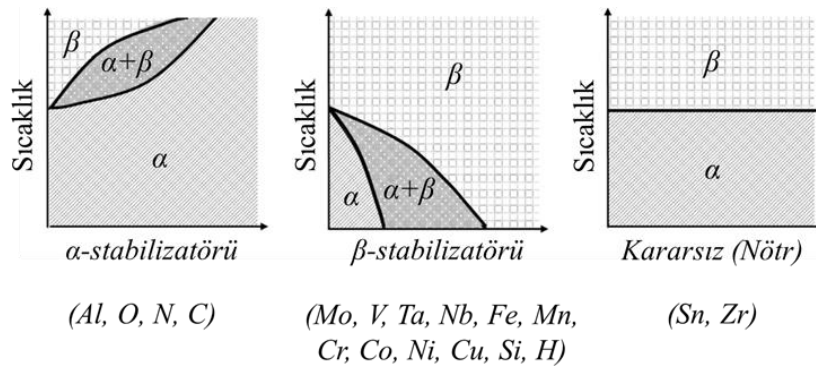
Şekil 18. Metalik biyomalzemelerin vücuttaki kullanım alanları (Bozkurt, 2021)

Titanyum ve Titanyum Alaşımları

Günümüzde, titanyum ve alaşımları endüstrideki en önemli metallere biridir. Titanyum ve alaşımları, yüksek özgül mukavemetleri, korozyon dirençleri, düşük elastisite modülleri ve biyoyumlu yapıları sayesinde biyomedikal alanda geniş bir kullanım alanına sahiptir. Titanyum ilk kez 1970 yılında İngiliz Kimyager W. Gregor tarafından keşfedildi. Titanyum adını, 1975 yılında Dünya'nın mitolojik ilk oğulları Titanlar'dan esinlenen Klaproth tarafından almıştır. "Titanyum, yerkabuğunda alüminyum, demir ve magnezyumdan sonra en yaygın dördüncü metal olup, elementler arasında bolluk açısından dokuzuncu sırada yer alır. Atom numarası 22, atom ağırlığı ise 46,9 olan titanyum, geçiş metalleri grubunda sınıflandırılmaktadır. Ayrıca titanyumun elektronik yapısında tam olarak doldurulmamış bir d kabuğu bulunmaktadır. Böylece tamamlanmamış kabuk, $\pm\%20$ boyut faktörüne sahip olan çoğu yer alan elementleri ile katı çözelti oluşumuna olanak sağlamaktadır (C, O gibi arayer elementleri). Periyodik tablodaki konumu nedeni ile titanyum atomunun fiziksel ve elektriksel

özellikleri, onu diğer elementlerle alaşımlar yaparak çok çeşitli alaşımlar üretmeye uygun hale getirir. Saf titanyum, sıcaklığa bağlı olarak iki alotropik dönüşüme sahiptir. Genel olarak saf titanyum, 883°C'ye kadar, α fazında (α -Ti) hegzagonal sıkı paket (HSP) formunda bulunmaktadır. Titanyumun erime sıcaklığı 1668°C ile 883°C arasında β fazında (β -Ti) hacim merkezli kübik (HMK) formundadır. Titanyum ile katı çözelti oluşturan elementler α veya β fazlarının çözünürlüğü üzerine etkilerine göre sınıflandırılırlar. α fazını stabilize eden elementler α stabilizatörleri (Al, Ga, O, N, C) olarak bilinir ve β fazını stabilize eden elementler β stabilizatörleri (V, Mo, Nb, Fe, Cr, Ni, vb.) olarak bilinir. Genellikle β stabilizatörleri geçiş elementleridir. Sn ve Zr gibi elementler, titanyum ile katı çözeltiye girmelerine rağmen α veya β fazını stabilize etmedikleri için nötrdür (X. Liu *et al.* 2004; Joshi, 2006b; Geetha *et al.* 2009).

Titanyum ve alaşımları, temel olarak alaşım içindeki birincil yapısal fazlarına göre α , β ve $\alpha + \beta$ kristal fazları olarak gruplandırılır. α titanyum alaşımları tek fazlı α mikro yapılardan, β titanyum alaşımları ise tek fazlı β mikro yapılardan oluşur. $\alpha + \beta$ titanyum alaşımları iki fazlı $\alpha + \beta$ mikro yapılarından oluşur. Şekil 19'da stabilize edici elementlerin titanyumun faz diyagramları üzerine etkisi gösterilmektedir. α fazı 3 kayma sisteminden oluşurken, β fazı 12 farklı kayma sistemine sahiptir. Bu nedenle α fazı, β fazından daha güçlüdür. β fazı içeren titanyum alaşımları, α ve $\alpha + \beta$ fazı içeren alaşımlara göre düşük elastisite modülüne sahiptir. Böylece α fazı, düşük elastik modülü, yüksek korozyon ve aşınma direnci sunan β fazına göre daha iyi mekanik dayanım gösterir. Titanyum bazlı şekil hafızalı alaşımlar, süper elastikiyet ve şekil hafıza etkisine sahip başka bir titanyum alaşımı grubuna dâhil edilmektedir (Banerjee & Williams, 2013; L. C. Zhang & Chen, 2019).



Şekil 19. Stabilizatörün bileşimlerine göre titanyum faz diyagramı (Cordeiro & Barão, 2017)

Alfa (α) alaşımları

Tamamen α fazından meydana gelen ve sadece α stabilizatörü olan alaşımlar, α alaşımları olarak adlandırılır. α fazının atomları, titanyumun oda sıcaklığındaki fazı olan hegzagonal sıkı paket yapıdadır. α fazını stabilize edici elementler, Al, O, N, C, Ga, Ge, Ce ve La'dır. Bu elementler, titanyumda α fazının oluşumunu teşvik ederek diğer fazların oluşumunu

baskılar. Yapısında %1-2 oranında β stabilizatörün eklenmesi sonucunda, çoğunluk α fazını ve çok az miktar (%5'den az) β fazını içeren alaşımlar α alaşımlarına yakın olarak adlandırılır. Hem α alaşımları hem de α alaşımlarına yakın alaşımlar, yüksek korozyon direnci, iyi kaynaklana bilirlik ve yüksek sürünme direnci gibi benzer özelliklere sahiptir. Ayrıca α alaşımları yüksek sıcaklık uygulamalarına uygundur. α fazını stabilize eden elementler ve Sn, Zr gibi bazı nötr elementler titanyumun α fazında çözünür. Bu da katı çözeltili sertleşmesi yoluyla mukavemetini artırır. Yapı içerisinde bulunan O ve N ara sertleşmesi teşvik eder. Titanyum içerisindeki oksijenin kontrollü miktarda bulunması ve başka alaşım elementleri de içerebilen farklı mekanik özelliklere sahip ve farklı derecelerde ticari olarak saf titanyum (Cp-Ti) elde edilir. Yüksek mukavemet gösterirler ve böylece plastik deformasyona karşı dirençlidirler. α -Ti alaşımları, iyi stabiliteye ve yüksek sıcaklık özelliklerine sahiptir. Ancak mikroyapısal özellik değişiklikleri ve güçlendirilmeleri için ısıtıl işlem uygulanamaz. Sadece tane küçültülmesi veya alüminyum ve kalay gibi ikame çözünen elementlerin katılmasıyla mukavemetleri artırılmaktadır (Joshi, 2006; Geetha *et al.* 2009; Williams & Boyer, 2020).

$\alpha+\beta$ alaşımları

Mikro yapıda hacimce %10-30 oranında β fazı oluşmasına neden olan ve daha yüksek β stabilizatörleri (ağırlıkça %4-6) içeren alaşımlar $\alpha+\beta$ alaşımları olarak bilinir. $\alpha+\beta$ alaşımları, en yaygın olarak kullanılan titanyum alaşımıdır. Titanyum içerisinde hem α hem de β stabilizatörlerini içerir. α 'ya yakın titanyum alaşımlarına göre yüksek β stabilizatör içeriğine sahiptir. Bu alaşımlar iyi işlenebilirlik ve oda sıcaklığında yüksek mukavemet sergilemektedir. Ayrıca, ısıtıl işleme tabi tutulabilir, bu nedenle ısıtıl işlem ile mikro yapısal değişiklikler yapılmakta ve mekanik özellikler optimize edilmektedir. α ve β fazlarının hacimsel oranları ve yapıları, alaşım yapısına, ısıtıl işlem sıcaklığına ve soğutma hızına göre değişiklik gösterebilir. $\alpha+\beta$ titanyum alaşımları arasında en yaygın olarak kullanılanı Ti6Al4V alaşımıdır ve toplam titanyum üretiminin %50'sini oluşturmaktadır (Joshi, 2006; Geetha *et al.* 2009; L. C. Zhang & Chen, 2019).

Beta (β) alaşımları

$\alpha+\beta$ titanyum alaşımları ile karşılaştırıldığında, β titanyum alaşımları herhangi bir intermetalik faz oluşturmayacak şekilde daha düşük oranda α -stabilizatörlerine (O, C, N, Al gibi) ve daha yüksek miktarlarda β -stabilizatörlerine (Mo, V, Ta, Nb, Fe, Mn, Cr, Co, Ni, Cu, Si ve H) sahiptir. Bu alaşımlar kolay bir şekilde ısıtıl işleme tabi tutularak mekanik özellikleri istenilen aralıklarda değiştirilebilir. Ayrıca, β alaşımları oda sıcaklığında yarı karalıdır. β alaşımlarının kaynaklana bilirlik özellikleri α alaşımlarına göre daha kolaydır. Ayrıca β

alaşımlarının sürünme direnci α alaşımlarına göre daha düşüktür. β alaşımları hacim merkezli kübik kristal yapısındadır. Bu nedenle atomlar yapı içerisinde daha az yoğunlukta bir dizilim gösterdiklerinden dolayı α alaşımlarına göre düşük elastik modüle sahiptir. β fazının hızlı soğuma ile korunabildiği daha yüksek β stabilizatörlerine sahip alaşımlar metastabil β alaşımları olarak adlandırılır. Bu alaşımlar yaşlanmayla $\alpha+\beta$ 'ya ayrışır (Geetha *et al.* 2009; L. C. Zhang & Chen, 2019; Williams & Boyer, 2020).

Ti6Al4V alaşımı

Titanyum ve alaşımları, yüksek sıcaklıkta kararlı β fazının (HMK), soğuma sırasında düşük sıcaklıklarda kararlı α fazına (HSP) dönüştüğü allotropik bir dönüşüm ile karakterize edilmektedir. Dönüşüm sıcaklığına β Transus sıcaklığı (T_β) denilmektedir. Bu sıcaklık alaşımın kimyasal bileşiminden güçlü bir şekilde etkilenmektedir. Yapı içerisinde α ve β stabilizasyon elementlerinin kontrollü oranlarda bulunması bu iki fazın oda sıcaklığında bir arada bulunmasına izin vererek iki fazlı bir yapının oluşumunu sağlamaktadır. α ve β titanyum alaşımları arasında Ti6Al4V alaşımı, işlenebilirliği ile üstün özelliklerini birleştiren iyi dengelenmiş bir özellik profili sunan en gelişmiş ve test edilmiş alaşımdır. Ti64, TC4 veya Grade 5 titanyum olarak da bilinen Ti6Al4V alaşımı, 1950'li yılların başında havacılık uygulamaları için geliştirilmiştir. Günümüzde ise en yaygın olarak kullanılan titanyum alaşımıdır. Ti6Al4V alaşımı, yüksek mukavemet, tokluk, korozyon direnci, düşük özgül ağırlık ve yüksek biyouyumluluğa sahip α ve β fazlarının her iki sinide içeren $\alpha+\beta$ alaşımıdır. Ti6Al4V alaşımı α faz stabilizatörü olarak ağırlıkça %6 Alüminyum (Al) ve β faz stabilizatörü olarak ağırlıkça %4 Vanadyum (V) içeren bir alfa-beta alaşımıdır. Yüksek performansı nedeniyle, savunma sanayisinde, biyomedikal uygulamalarda, otomotiv endüstrisinde ve spor ekipmanların yapımında kullanılmaktadır. Ti6Al4V alaşımında α ve β fazlarının miktarı termomekanik ve termokimyasal işlemler ile değiştirilmektedir. Uygulanan ısıtma ve soğuma hızına bağlı olarak tamamen martenzitik mikro yapı, α fazının β tanecikleri içerisinde çekirdeklenip büyümesi ile plaka veya iğnemsî yapı ve Widmanstätten gibi yapılar oluşabilir.

Biyomalzeme Olarak Titanyum ve Titanyum Alaşımları

Titanyum ve alaşımlarına olan talep, 1970'lerden beri düşük yoğunluğa, düşük modüle, yüksek korozyon direncine, yüksek mekanik özelliklere ve mukavemete sahip özelliklerinden dolayı giderek artmıştır. Titanyumun, vücut ve dokulardaki tüm sıvılarda tamamen inert ve korozyona karşı dayanıklı olduğu kabul edilmektedir. Dolayısıyla tamamen biyouyumludur. Titanyum ve alaşımları, diğer biyomalzemelerle karşılaştırıldığında, mekanik özellikleri, yüksek korozyon direnci ve biyouyumluluğun kombinasyonunu sağladığından biyomedikal

uygulamalarda başarılı biyomalzemeler olarak büyük ilgi görmüştür (Manam *et al.* 2017). Ayrıca titanyum ve alaşımlarını implantlar için en önemli biyomalzemeler grubuna dahil edilmesinin nedeni, yüzeyinde kendiliğinden oluşan ince, yapışkan ve yaklaşık 3-7 nm kalınlığında koruyucu bir titanyum oksit (TiO_2) filminin oluşumuna dayanmaktadır (X. Liu *et al.* 2004). Titanyum ve alaşımları, yüzeyinde kendiliğinden oluşan biyouyumlu doğal oksit film sayesinde implantların, dokular ile uyumunu kolaylaştırmaktadır. Yüzeyde oluşan oksit filminin pürüzlü ve yüksek poroziteye sahip olması, dokuların implant yüzeyinde büyümesini sağlamaktadır. Ayrıca yüzeyde oluşan pasif TiO_2 tabakası OH^- iyonlarıyla reaksiyona girerek hidroksillenmiş yüzeyi oluşturur. Bu reaksiyon, kemik mineral bileşenlerinin (Ca^{2+} ve PO_4^{3-}) en dış yüzeyde adsorpsiyonuna ve in vivo olarak kalsiyum fosfat ve kalsiyum titanyum fosfat oluşumuna yol açar (X. Liu *et al.* 2004; Kulkarni *et al.* 2014). Titanyum ve alaşımlarının biyomalzeme olarak kullanımı için istenilen özellikleri; korozyon direnci, mekanik özellikleri, yüksek biyouyumluluğu, osseointegrasyon ve işlenebilirliktir.

Titanyum ve alaşımları, elastisite modülünün kemik dokusuna yakın olması sayesinde paslanmaz çelik ve kobalt-krom alaşımlarına göre daha düşüktür. Bu özellik, onları biyomedikal implantlar için daha uygun hale getirmektedir. Kimyasal kararlılıkları ve özellikle de yüksek mukavemetleri nedeni ile kemik sabitleme, eklemlerde, kalp pili, diş implantları, yapay kalp kapakçıkları, hızlı kan santifürüjlerinde parçalar ve stentler için biyomedikal implanlar olarak kullanılmaktadır. Ayrıca, titanyum ve titanyum alaşımları yapay kemiklerde, eklemlerde ve diş implantlarında sert doku ikamesi olarak da yaygın bir şekilde kullanılmaktadır. Titanyum ve alaşımlarının düşük elastisite modülü, sert doku yerine kullanılan implant uygulamalarında önemli bir biyomekanik avantaj sağlar. Bu özellik, kemik çevresindeki gerilim aktarımını iyileştirerek stres koruma (stress shielding) etkisini en aza indirir. İmplantın stabilitesini koruyabilmesi için hem düşük elastik modüle hem de yüksek mekanik dayanıklılığa sahip olması gereklidir (Geetha *et al.* 2009; Q. Chen & Thouas, 2015).

Genellikle dental implant uygulamalarında Cp-Ti tercih edilmektedir. Ara elementlerin miktarına (O, N ve H) ve mekanik özelliklere bağlı olarak Cp-Ti, ASTM'ye göre 1 ila 4 derece (ASTM F67) olarak sınıflandırılmaktadır. Ayrıca implant uygulamasında en yaygın olarak kullanılan titanyum alaşımı ASTM F136 (Grade 5) olarak kodlanan Ti6Al4V (%6 alüminyum ve %4 vanadyum içerir)'dir (Q. Chen & Thouas, 2015). Tablo 8'de biyomalzeme olarak kullanılan titanyum ve alaşımlarının mekanik özellikleri verilmiştir.

Tablo 8. Biyomalzeme Olarak Kullanılan Titanyum ve Alaşımlarının Mekanik Özellikleri (Q. Chen & Thouas, 2015)

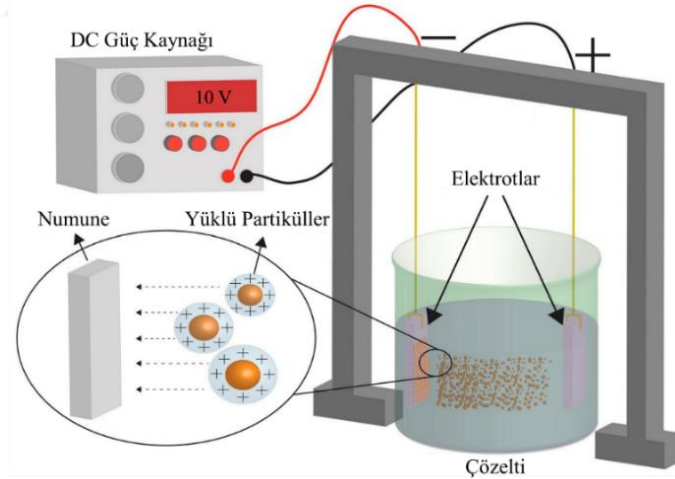
Alaşım Türü	Mikroyapı	Elastisite Modülü (GPa)	%0,2 Akma Dayanımı (MPa)	Mak. Çekme Mukavemeti (MPa)	% Uzama
ASTM Grade 1	α	115	170	240	24
ASTM Grade 2		115	280	340	20
ASTM Grade 3		115	380	450	18
ASTM Grade 4		115	480	550	15
Ti-6Al-4V	$\alpha+\beta$	110	860	930	10-15
Ti-6Al-7Nb		105	795	860	10
Ti-5Al-2,5Fe		110	820	900	6
Ti-3Al-2,5V		100	585	690	15
Ti-13Nb-13Zr	β	79-84	840-910	970-1040	10-16
Ti-12Mo-6Zr-2Fe (TMZF)		74-85	1000-1060	1060-1100	18-22
Ti-15Ay		78	655	800	22
Ti-15Mo-5Zr-3Al		75-88	870-970	880-980	17-20
Ti-15Mo-2,8Nb-0,2Si-0,26O (21SRx)		83	950-990	980-1000	16-18
Ti-16Nb-10Hf		81	730-740	850	10
Ti-(10-80)Nb		65-93	760-930	900-1030	
Ti-35,5Nb-7,3Zr-5,7Ta (TNZT)		55-66	800	830	20
Ti-(70-80)Ta		80-100	350-600	600-650	10-25
Ti-Ta-Nb/Nb/Sn		40-100	400-900	700-1000	17-26
Ti-Zr-Nb-Ta		46-58	—	650-1000	5-15

Cp-Ti'nin sınırlı mekanik özellikleri nedeniyle üstün mekanik özelliklere sahip olan Ti6Al4V alaşımı, kalça eklemleri, diz eklemleri ve kemik plakaları gibi yük taşıyan uygulamalarda yaygın olarak kullanılmaktadır. Ti6Al4V alaşımı kalıcı performans açısından üstün özelliklere sahiptir. Ancak, implante edilen Ti6Al4V alaşımı üzerinde oluşan oksit filmi, ağır mekanik koşullar altında uzun süre kullanımlarda alaşımdan titanyum, toksik etkiye sahip olan alüminyum (Al) ve vanadyum (V) salınmasını ve bu salınan iyonların vücut içerisine karışımını engellemek için yeterli olmamaktadır. İmplanttan salınan Al ve V iyonları, düşük konsantrasyonlarda bile çevre dokularda lokal tahrişe yol açabilir. Bu metal parçacıklarının salınımı, proinflatuar ve osteolitik mediyatörlerin artışına neden olarak, implantın aseptik gevşemesine neden olur. Ayrıca, bu iyonlar in vivo ortamda apatit oluşumunu engelleyerek, implant ile kemik arasındaki mineralizasyon sürecini olumsuz etkileyebilir (Elias *et al.* 2008; Geetha *et al.* 2009).

Titanyum ve alaşımları biyoaktif değildir. Bu nedenle kemiğe kimyasal olarak değil kemik dokusuna fiziksel olarak bağlanırlar. Bu nedenle yüzey modifikasyon işlemleri ile titanyumun korozyon direncini ve biyoyumluluğunu geliştirmek, implant uygulamaları için istenilen yüzey özelliklerini kazandırmak gerekmektedir. Titanyum ve alaşımlarının biyoinert malzemeler olduğu ve osseointegrasyon sürecinin uzun bir işlem olduğu göz önünde bulundurularak kalsiyum fosfat ve biyoaktif camlar çeşitli kaplama yöntemleri ile kaplanmaktadır.

Elektroforetik Biriktirme

Elektroforetik biriktirme (EPD), bir çözelti içerisindeki asılı ve yüklü parçacıkların uygulanan bir elektrik alan etkisiyle film oluşturmak için zıt yüklü elektrot yüzeyine doğru hareket ettirilerek biriktirildiği bir işlemdir. Bu işlem iki elektrotlu elektrokimyasal bir hücre içerisinde gerçekleştirilmektedir. EPD işlemi şematik olarak Şekil 20’de gösterilmiştir. EPD işlemi elektroforez ve biriktirme olmak üzere iki temel adımdan oluşmaktadır. Elektroforez aşamasında, iki elektrot arasında (Anot-Katot) bir elektrik alanı uygulanır ve uygun bir sıvı içerisinde süspansiyon haline getirilen yüklü partiküller karşıt yüklü elektrota doğru hareket eder. İkinci aşamada ise partiküller elektrot üzerinde düzenli bir şekilde bir araya gelerek homojen bir birikim (film) oluşur (Besra & Liu, 2007b; Hu *et al.* 2020).



Şekil 20. EPD hücresinin şematik olarak gösterimi (E. Avcu *et al.* 2019b)

Biriktirmenin hangi elektrotta meydana geldiğine bağlı olarak iki tür EPD işlemi gerçekleştirilmektedir. Parçacıklar pozitif yüklü olduğu zaman katot üzerinde birikir ve bu işleme katodik elektroforetik biriktirme adı verilir. Negatif yüklü parçacıklar pozitif elektrot (anot) üzerinde birikmesine ise anodik elektroforetik adı verilir. Parçacıklar üzerindeki yüzey yükünün uygun şekilde değiştirilmesiyle, iki biriktirme yönteminden herhangi birinin uygulanması mümkündür. Ayrıca parçacık boyutu $<30 \mu\text{m}$ olan katı parçacıklar (metal,

seramik ve polimer) EPD işlemi ile kolaylıkla biriktirilebilir. EPD işlemi uygulanan elektrik alanına göre doğru akın (DC), darbeli doğru akım (PDC) ve alternatif akım (AC) EPD olarak da sınıflandırılabilir. C-EPD, sulu bir ortam ve yüksek voltajlar kullanıldığında suyun hidrolizine neden olurken, AC-EPD ve PDC-EPD'nin kullanılması, suyun elektrolitik ayrışmasına bağlı olarak istenmeyen kabarcık oluşumunun azaltılmasına olanak sağlamaktadır (Besra & Liu, 2007b; E. Avcu *et al.* 2019b; Hu *et al.* 2020).

EPD işlemi süspansiyon içerisindeki iyi dağılmış yüklü partiküllerin elektrik alan etkisiyle gerçekleştirildiğinden dolayı bu sürecin özelliklerini iki grup parametre belirler. Bu parametrelerden ilki süspansiyona bağlı parametrelerdir. Ayrıca EPD prosesinde, işlem parametrelerinin değiştirilmesi diğer elektrokimyasal yöntemlere göre çok daha geniştir. Bunun nedeni süspansiyona bağlı parametrelerin değiştirilebilir olmasıdır. Süspansiyona bağlı parametreler partiküllerin boyutu, süspansiyonun iletkenliği, sıvının dielektrik sabiti, süspansiyonun iletkenliği, zeta potansiyeli ve süspansiyonun kararlılığıdır (Besra & Liu, 2007b).

EPD işleminde kullanılan partikül boyutu ve şekli, partiküllerin elektrolit (süspansiyon) içerisindeki hareketliliğini ve çözeltinin zeta potansiyelini etkilemektedir. Bu nedenle numune üzerinde homojen bir şekilde dağılabilmeleri için optimum boyut, şekilde ve ağırlıkta olmaları gerekmektedir. Dolayısıyla işlem sırasında çözelti içerisindeki partiküllerin askıda kalabilmeleri için partiküllerin en uygun boyut ve özelliğe sahip olmaları gerekmektedir. Daha büyük partikül boyutlarında karşılaşılan temel sorun, yer çekimi nedeni ile dibe çökmesidir. EPD için kullanılan partikül boyutlarını belirleyen bir kural olamamasına rağmen çeşitli seramik veya kil sistemleri için iyi biriktirmenin 1-20 µm aralığında gerçekleştirildiği çalışmalar mevcuttur. Fakat 1-20 µm aralığının dışında kalan partiküllerinde biriktirilemediği anlamına gelmez. EPD işleminde homojen bir kaplama filmi elde etmek için partiküllerin elektroforezden kaynaklanan hareketliliği, yer çekiminden kaynaklanan hareketliliğinden daha yüksek olmalıdır (Besra & Liu, 2007b; Makurat-Kasprolewicz & Ossowska, 2024b).

Dielektrik sabiti, çözücünün zıt yükleri birbirinden ayırma yeteneğinin bir ölçüsü olarak tanımlanmaktadır. EPD işlemi için hazırlanan süspansiyonlarda optimum biriktirme hızının kullanılan çözücüye bağlı olarak dielektrik sabitleri 12-15 arasında değişen sıvılarda elde edildiği belirtilmektedir. Çok düşük dielektrik sabitine sahip çözücülerle hazırlanan süspansiyonlarda yetersiz ayrışma gücünden dolayı yavaş biriktirme hızı elde edilir. Yüksek dielektrik sabitine sahip olanlarda ise sıvıdaki yüksek iyonik konsantrasyon, çift katmanlı bölgenin boyutunu azaltacağından dolayı elektroforetik hareketliliğini yani biriktirme işlemini

azaltır (Besra & Liu, 2007b). EPD işleminde kullanılan bazı çözücülerin viskozitesi ve bağlı dielektrik sabitleri Tablo 9’da gösterilmiştir.

Tablo 9. Çözücülere Ait Viskozite ve Bağlı Dielektrik Sabiti (Besra & Liu, 2007b)

Çözücüler	Viskozite (cP)= 10^{-3}Nsm^{-2}	Bağlı dielektrik sabiti
Metanol	0,557	32.63
Etanol	1.0885	24.55
<i>n</i> -Propanol	1.9365	20.33
İzo-propanol	2.0439	19.92
<i>n</i> -Butanol	2.5875	17.51
Etilen Glikol	16.265	37.7
Aseton	0,3087	20.7
Asetilaseton	1.09	25.7

Süspansiyonun iletkenliği partiküllerin hareketliliğini kolaylaştırır. Yüksek iletkenliğe sahip süspansiyon düşük partikül hareketine neden olur. Eğer süspansiyon çok iletken değilse partiküller elektronik olarak yüklenir ve kararsız hale gelir. Bu sebeple optimum iletkenlik seviyesi hazırlanan her EPD çözeltisi için farklılık göstermektedir (Makurat-Kasprolewicz & Ossowska, 2024b).

Zeta potansiyeli, dağıtıcı madde ile bir partikülün yüzeyine yapışan sıvı tabakası arasındaki potansiyeldir. Süspansiyonun kararlılığının belirlenmesini sağlar ve EPD prosesi için önemli bir parametredir. Optimum zeta potansiyeli, süspansiyonun ayrı ayrı partiküller arasındaki etkileşimi ve dolayısıyla kaplamaların kalitesini etkiler. Zeta potansiyeli değeri genellikle -100 mV ila +100 mV arasında değişmektedir (Makurat-Kasprolewicz & Ossowska, 2024b).

EPD için diğer parametre ise prosesle ilgili parametrelerdir. Prosesle ilişkin parametreler, biriktirme süresi, uygulanan voltaj, alt tabakanın iletkenliği ve sıcaklıktır. Biriktirme süresi yüzeye biriken kaplamaların kalınlığını etkiler. Biriktirme oranı zaman bağlı olarak değişkenlik gösterir. Biriktirme işleminin başlangıç sürelerinde doğrusal olarak yükselir ve daha sonra bir noktada platoya ulaşana kadar zamanla azalır. Bu azalma kaplama kalınlığının altlığın iletkenliğini azaltacak kadar olduğu zaman meydana gelir. Sonuç olarak işlem süresinin artmasıyla biriktirme hızı giderek azalmaktadır. Gerilim değerinin yüksek olması türbülansa neden olarak kaplama kalitesini olumsuz etkiler. Kaplama kalitesi, büyük ölçüde alt tabakanın

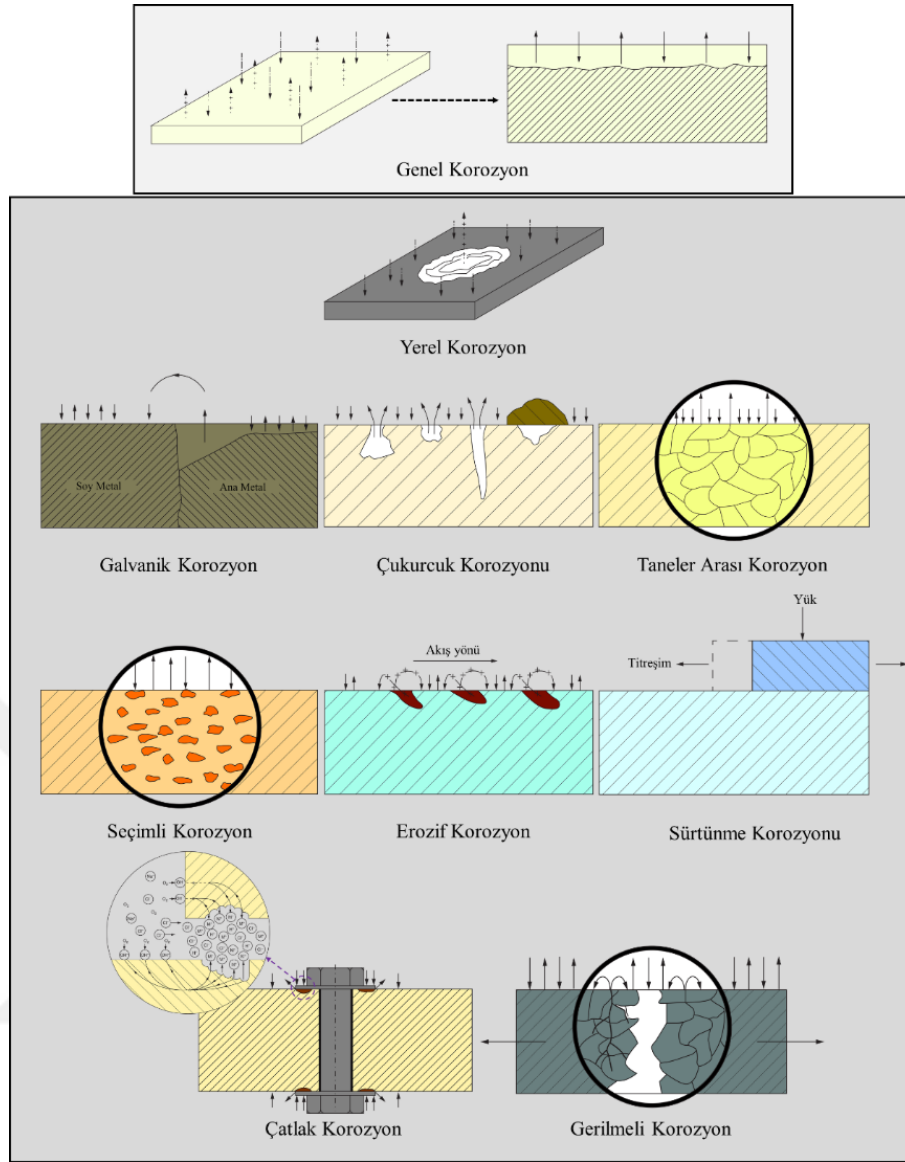
elektrikseletkenliğine bağılıdır. Düşük iletkenliğe sahip alt tabakalar, heterojen kaplama oluşumuna neden olur ve biriktirme süresinin uzamasına yol açar. Ayrıca, EPD işlemi sırasında sıcaklığın sabitlenmesi önemlidir; zira sıcaklık arttıkça süspansiyonun elektrikseletkenliği azalır. Bu durum, iyon göç hızını ve işlemin tekrarlanabilirliğini doğrudan etkileyerek kaplama performansını değiştirebilir. İşlem sırasında her derece sıcaklığın artması iyon hareketliliğini yaklaşık %2,4 kadar arttığı belirtilmektedir. Bu nedenle işlem sırasında sıcaklık genellikle oda sıcaklığında tutulur (Makurat-Kasprolewicz & Ossowska, 2024b).

Elektrokimyasal Korozyon

Korozyon, bir malzemenin çevresiyle reaksiyona girmesi sonucunda özelliklerinin bozulmasıdır. ISO (International Organization for Standardization) tarafından bilimsel olarak korozyon, bir metal ile çevresi arasında gerçekleşen, metalin özelliklerinin değişmesine ve işlevinin bozulmasına neden olan fiziko-kimyasal reaksiyon olarak tanımlanmaktadır. Korozyon, ıslak korozyon (elektrokimyasal reaksiyon) ve kuru korozyon (kimyasal etki) olmak üzere iki temel forma sahiptir. Kuru korozyon, sıvı faz olmadığında veya ortamın yoğunlaşma noktası aşıldığında meydana gelmektedir. Bu durumda, bir metal genellikle yüksek sıcaklıklarda, gaz ortamlarında, erimiş tuzlarda veya sıvı metallerde reaksiyona girmektedir. Islak korozyonda, metal elektrolitler veya sulu çözeltilerle reaksiyona girer. Genel olarak korozyon tanımı yapılırken metallere atıfta bulunulur. Ancak seramik, plastik, kauçuk vb. metal olmayan maddelerde çeşitli ortamlara maruz kaldıkları zaman korozyona uğrarlar. Temel olarak korozyon, elektrokimyasal hücrelerin oluşmasıyla meydana gelir. Elektrokimyasal hücre beş temel bileşenden oluşmaktadır. Bu bileşenlerden herhangi birinin kaldırılması durumunda korozyon başlamayabilir (A. Kumar *et al.* 2023). Bu bileşenler;

- ✓ **Anot**, elektron kaybının (oksidasyonun) meydana geldiği kısımdır.
- ✓ **Katot**, elektron kazanımının (indirgeme) gerçekleştiği kısımdır.
- ✓ **Elektrolit**, iyon içeren bir ortamdır. Bir elektrolit, polar çözücü içerisinde çözülmüş tuz, asit veya baz içerebilir.
- ✓ Katot ve anodun birbirine **elektrikselet bağlantısı** olmalıdır.
- ✓ Reaksiyonu başlatmak için katot ve anot arasında **potansiyel fark** olmalıdır.

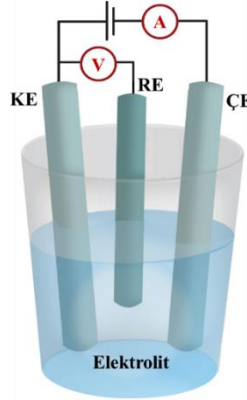
Korozyonun malzemede meydana getirdiği hasara göre genel ve yerel korozyon olmak üzere iki ana başlık altında toplanabilir. Genel ve yerel korozyona ait türler Şekil 21’de verilmiştir. Genel korozyon, malzemelerin yüzeyleri üzerinden aynı oranda meydana gelen en yaygın korozyon tipidir. Yerel korozyon ise malzeme yüzeyinde belirli bir bölgede meydana gelir. Belirlenmesi çok zor olduğundan dolayı en tehlikeli korozyon türüdür (Revie, 2011).



Şekil 21. Korozyon türleri (Revie, 2011)

Elektrokimyasal korozyonda, elektrotların bir kimyasal türden (indirgeyici madde) diğerine yani yükseltgen maddeye aktarıldığı yükseltgenme-indirgenme (redoks) reaksiyonları yer alır. Bir elektrokimyasal hücre, bir elektrolit tarafından sağlanan dahili bir iyonik yol ve harici bir elektrik bağlantısı ile birbirine bağlanan anot ve katot olmak üzere iki elektrottan oluşur. Elektronlar, oksidasyonun gerçekleştiği anottan, indirgemenin gerçekleştiği katoda doğru hareket eder. Bir elektrokimyasal hücre içerisinde, çalışma elektrodu (ÇE) ve karşıt elektrot (KE) olmak üzere iki elektrot bulunur. ÇE, elektrokimyasal korozyonun meydana geldiği yerdir. Karşıt elektrot (KE) ise ÇE’de meydana gelen reaksiyonları dengelemek için anot veya katot görevi görmektedir. Bu iki elektrot arasına bir potansiyel veya akım uygulanarak ortaya çıkan tepki ölçülür. ÇE ve KE arasındaki çıkan mutlak potansiyelleri ölçmek için de sisteme üçüncü bir elektrot olan referans elektrodu (RE) dahil edilir. Referans elektrotundan akım geçmediğinden dolayı sabit bir potansiyeli muhafaza eder ve potansiyel

RE'ye göre ölçülür. Şekil 22'de gösterildiği gibi akım ÇE ve KE arasındadır. İki elektrot arasında elektriksel temas sağlandığında, hem elektrotlar arasında bir elektrik akımı hem de elektrolit aracılığıyla karşılıklı bir iyon akışı gerçekleşir ve böylece bir elektriksel devre tamamlanmış olur (Revie, 2011; Roth, 2023).



Şekil 22. Elektrokimyasal korozyon hücresi; çalışma elektrotu (ÇE), karşıt elektrot (KE) ve referans elektrotu (RE) içeren üçlü elektrot sistemi (Roth, 2023)

Elektrokimyasal korozyon termodinamiği

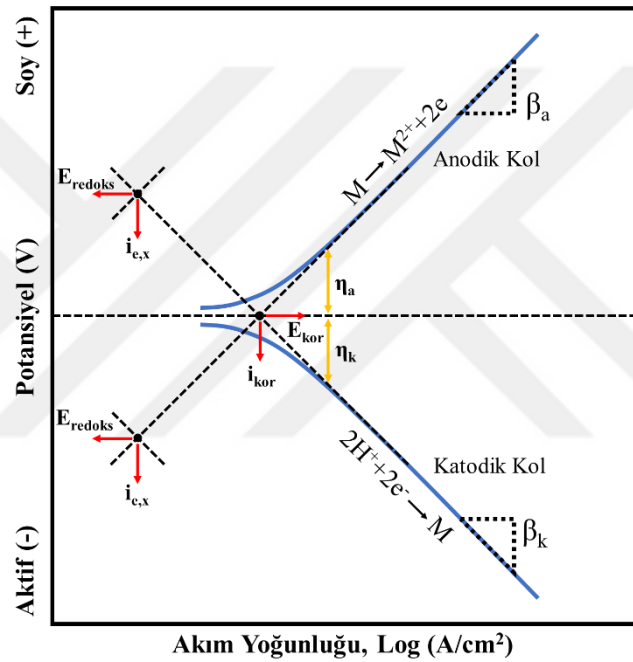
Elektronların taşınması, korozyon reaksiyonlarının gerekli bir parçasıdır. Bu nedenle korozyon, elektrokimyasal bir reaksiyon olarak düşünülebilir. Korozyon reaksiyonlarına bağlı enerji değişiklikleri termodinamik ile desteklenebilir. Genel olarak korozyonun ne zaman meydana gelebileceği tespit edilebilir. Korozyonun elektrokimyasal doğasını anlamak da oldukça önemlidir. "Bir metalin korozif bir ortamda elektrokimyasal korozyona uğrama eğilimi, Gibbs serbest enerjisi değişimi (ΔG) ile değerlendirilir. Korozyon reaksiyonuna ait ΔG değeri, bu sürecin termodinamik olarak gerçekleşip gerçekleşmeyeceğini belirler. ΔG 'nin negatif olması, reaksiyonun kendiliğinden ve enerji açısından uygun koşullarda ilerlediğini gösterir. ΔG 'nin pozitif olması ise reaksiyonun ilerlemesi için harici bir enerjiye ihtiyaç duyulduğunu göstermektedir (A. Kumar *et al.* 2023). Gibbs serbest enerjisi aşağıda verilen eşitlik ile ifade edilmektedir;

$$\Delta G = -nFE \quad (1)$$

(1)'de verilen eşitlikte, " ΔG ", Gibbs serbest enerjisidir. " n ", reaksiyonda aktarılan elektronların sayısı, " E ", metal-çözelti ara yüzündeki potansiyel fark ve " F " ise Faraday sabitidir ($\sim 96,500$ cloumbs/mol). Elektrokimyasal korozyon reaksiyonu, ΔG pozitif olduğu zaman meydana gelmez ve yalnızca ΔG negatif olduğu zaman mümkündür (A. Kumar *et al.* 2023).

Elektrokimyasal polarizasyon eğrileri

Polarizasyon eğrileri, gerilime karşı akım yoğunluğunun bir grafiğidir. Kararlı durum veya dinamik koşullar altında kaydedilir. Kararlı durumdaki polarizasyon eğrilerinde, voltajdaki değişikliklerin akım yoluyla ölçülmesi veya voltaja göre akım yoğunluğundaki değişimin kaydedilmesiyle elde edilir. Dinamik polarizasyon eğrileri ise hızlı akım taraması kullanılarak gerçekleştirilir. Polarizasyon testlerinde, ÇE'ye yani metale voltaj uygulanmaz. Sisteme dışarıdan akım müdahalesi ile polarizasyon durumu gerçekleşir. Metalik bir malzemede korozyon reaksiyonunun gerçekleştiği akım yoğunluğu i_{kor} ve potansiyel ise E_{kor} olarak isimlendirilmektedir (Tait, 2018; Kakaei *et al.* 2019). Şekil 23'te teorik olarak polarizasyon eğrisi gösterilmiştir.



Şekil 23. Teorik olarak polarizasyon eğrisi (Kakaei *et al.* 2019)

Polarizasyon (η), iş parçası (ÇE) ve açık devre potansiyeli (ADP) arasındaki potansiyel farka denir. ADP'nin ölçülmesi ile korozyonun meydana gelip gelmeyeceğini tahmin edilebilir. Katodik yöndeki polarizasyonda (η_k) elektronlar ÇE yüzeyinde birikerek ÇE'nin yüzey potansiyelinin ADP'ye göre negatif bir yönde kaymasına neden olur. Anodik yöndeki polarizasyonda (η_a) ie elektronlar iş parçası yüzeyinden uzaklaşarak pozitif yönde kaymaya sebep olur. Anodik ve katodik akım yoğunluğuna bağlı olarak polarizasyon denklemleri;

$$\eta_a = \beta_a \log \frac{i_a}{i_o} \quad (2)$$

$$\eta_k = \beta_k \log \frac{i_c}{i_o} \quad (3)$$

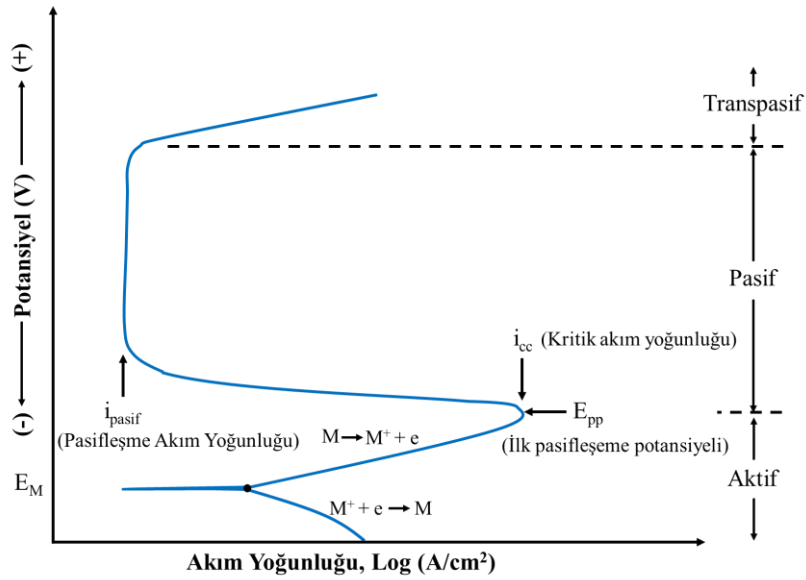
ÇE potansiyeline karşılık gelen akım yoğunluğunun (i) logaritmik olarak çizdirilmesiyle elde edilen polarizasyon eğrileri Şekil 23'te gösterilmiştir. Denklem (2) ve (3)' bulunan β_a ve β_k ise anodik ve katodik polarizasyon eğrilerine ait doğrunun eğimidir (Tait, 2018; Kakaei *et al.* 2019).

Elektrokimyasal korozyon ölçüm yöntemleri

Metal ve metal alaşımlarının elektrokimyasal korozyon ölçüm yöntemleri olarak, doğrusal polarizasyon, tafel eğrileri, potansiyodinamik polarizasyon, çevrimsel polarizasyon ve elektrokimyal empedans spektroskopisi (EES) kullanılmaktadır. Bu yöntemlerden biri belirli bir uygulama için diğerlerine göre daha uygun olabilir veya birkaç yöntemin bir kombinasyonuna da ihtiyaç duyulabilir.

Potansiyodinamik polarizasyon

Potansiyodinamik polarizasyon ölçümleri, korozyon ölçümlerinde en çok kullanılan DC elektrokimyasal tekniklerden birisidir. Potansiyodinamik polarizasyonda ÇE'ye geniş bir potansiyel aralığı uygulanarak uygun bir akım üretilir. Bu da polarizasyon yönüne bağlı olarak metal yüzeyinde baskın bir oksidasyon veya indirgenme reaksiyonuna yol açar. Potansiyeli ölçülen her noktada akım yoğunluğunun (i veya logi) bir fonksiyonu olarak çizilmesi polarizasyon eğrisini vermektedir. Korozif bir ortama maruz kalan bir metalin potansiyeli ve korozyon hızı polarizasyon eğrisi kullanılarak belirlenebilir. ADP'ye başlangıç ve bitiş potansiyellerinin eklenmesiyle belirli bir tarama aralığında elde edilen pasif metaller için potansiyodinamik polarizasyon eğrisi Şekil 24'te gösterilmiştir. Aktif bölgede, potansiyel ADP'ye göre arttıkça, korozyon oranı da başlangıçta artar. Ni, Cr, Al, paslanmaz çelik ve Ti gibi birçok metal Şekil 24'te gösterildiği gibi potansiyelin artmasıyla birlikte pasivasyon potansiyeline erişilir ve düşük korozyon oranı gösterir. Metal yüzeyinde oluşan koruyucu oksit film oluşumundan dolayı, korozyon akım yoğunluğu pasif bölgede nispeten sabit kalır. Pasif bölge üzerinde daha yüksek potansiyelde, yüzeyde oluşan pasif film bozulur ve akım artarak transpasif bölgeye geçer (Elayaperumal & Raja, 2015).

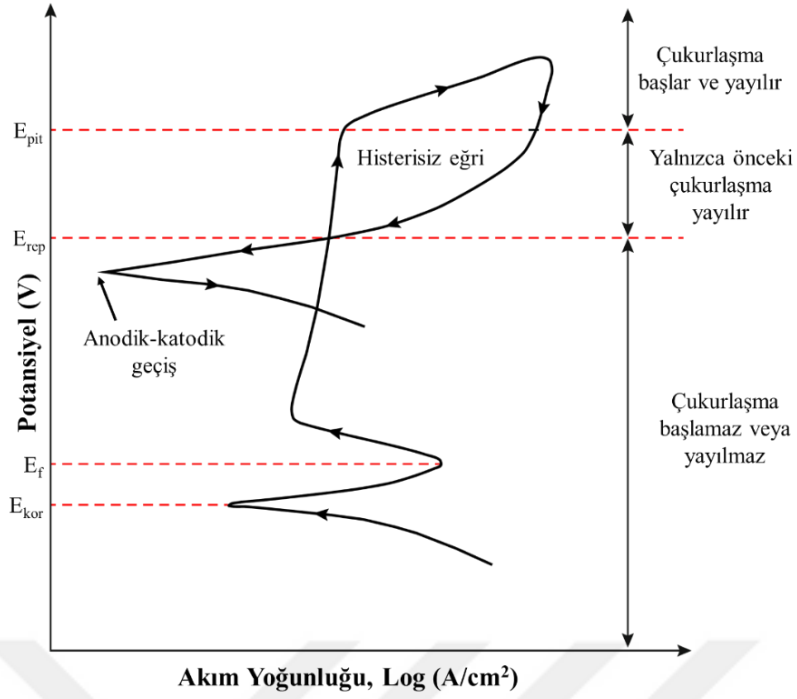


Şekil 24. Pasif malzemenin potansiyodinamik polarizasyon eğrisi (Elayaperumal & Raja, 2015)

Potansiyodinamik polarizasyon eğrileri, elektrot potansiyeli ile akım yoğunluğu arasındaki ilişkiyi gösterir ve bu bağlamda Tafel eğrisi olarak da adlandırılır. Bu eğriler, anot ve katot yönündeki polarizasyon davranışlarını içerir. Anodik ve katodik eğrilerin doğrusal bölgeleri uzatıldığında, kesişim noktası korozyon akım yoğunluğunu temsil eder. Korozyon potansiyeli (E_{corr}), korozyon akım yoğunluğu (i_{corr}), anodik tafel eğimi (β_a), katodik tafel eğimi (β_c) gibi parametreler tafel ekstrapolasyon yöntemi ile elde edilebilir (Elayaperumal & Raja, 2015).

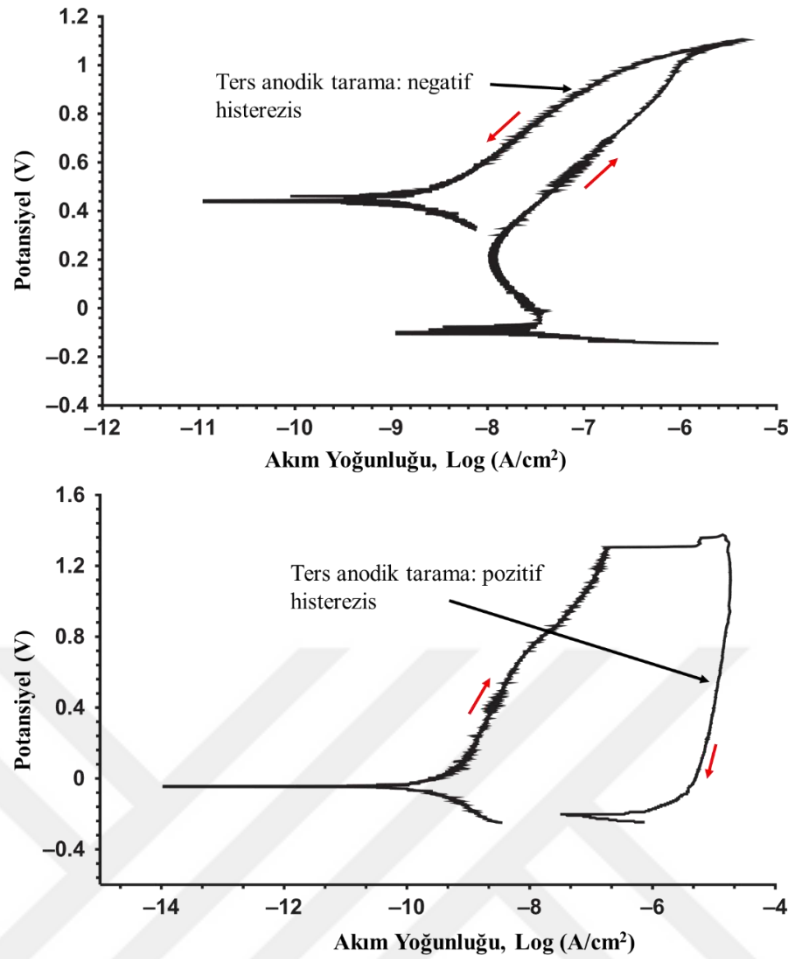
Çevrimsel potansiyodinamik polarizasyon

Çevrimsel potansiyodinamik polarizasyon (ÇPP), pasifliğin başlangıcını, oksit filmin bozulmasını, yeniden pasifleşmeye karşı duyarlılığı ve çukurcuk korozyon oranını hesaplamak amacıyla kullanılan polarizasyon tekniğidir. ÇPP, lokal korozyonuna karşı direnci veya kısa sürede korozyon oranını belirlemek için yaygın olarak kullanılır. Çevrimsel polarizasyonda, ADP üzerinden başlangıç ve bitiş potansiyelleri uygulanmasıyla seçilmiş bir maksimum büyüklüğe ulaşana kadar anodik yönde tarama gerçekleşir. Daha sonra uygulanan potansiyel başlangıç ADP değerine ulaşana kadar ters yönde bir tarama gerçekleşerek potansiyel azalır (Esmailzadeh *et al.* 2018). Şekil 25'te ÇPP eğrisi ve korozyon parametreleri gösterilmiştir.



Şekil 25. ÇPP eğrisi ve korozyon parametreleri (polarizasyon yönü oklar ile gösterilmiştir) (Esmailzadeh *et al.* 2018)

ÇP’de ileri yöndeki tarama ile geri yöndeki taramanın kesiştiği bölgedeki oluşan alana histerisiz alan denilmektedir (Şekil 25). Aynı potansiyelde ileri ve geri yöndeki akım yoğunluğu arasındaki fark histerisiz alanın boyutunu gösterir. Eğer akım yoğunlukları arasındaki fark fazla ise yüksek potansiyellerde yüzey pasifliği bozulmuştur. Histerisiz alan boyutunun fazla olması daha fazla pasif filmin bozulduğu anlamına gelmektedir. Daha pozitif potansiyel bölgelerinde, pozitif ve negatif olmak üzere iki farklı histerisiz türü gözlemlenebilir. Ters tarama sırasında elde edilen akım yoğunluğu, ileri taramadakinden düşükse bu durum negatif histerisiz olarak tanımlanır ve genellikle yüzeyin daha yüksek potansiyellerde pasif kaldığını gösterir. Buna karşılık, ters taramada akım yoğunluğunun ileri taramadan daha yüksek olması pozitif histerisiz ile ilişkilidir ve bu durum, pasif tabakanın bozularak yeniden aktif hâle gelmesine işaret eder. Pozitif histerisiz, yüzeyde oluşan çukurcuk ve lokal korozyon nedeniyle pasifliğin azalmasıyla oluşur. Şekil 26’da pozitif ve negatif histerisizli ÇPP grafikleri gösterilmiştir. Ters taramadan hemen sonra akım yoğunluğu azalırsa yeniden pasivasyon (E_{yp}) bölgesinde çukurların büyüme hızının azaldığını gösterir. Eğer akım yoğunluğu artarsa, ters tarama sırasında da çukurcukların büyüdüğünü ifade etmektedir. Histerisiz alan büyüklüğü çukurcuk korozyonu miktarını gösterir. Ayrıca E_{pit} ile E_{yp} arasındaki farkda çukurcuk korozyon miktarını gösterir. Ters eğrideki akım yoğunluğunun ileri taramadaki akım yoğunluğundan fazla olması durumunda çukurcuk korozyonunun oluşumu gerçekleşir (Esmailzadeh *et al.* 2018; Tait, 2018).



Şekil 26. Negatif ve pozitif histerisizli ÇPP eğrileri (Tait, 2018)

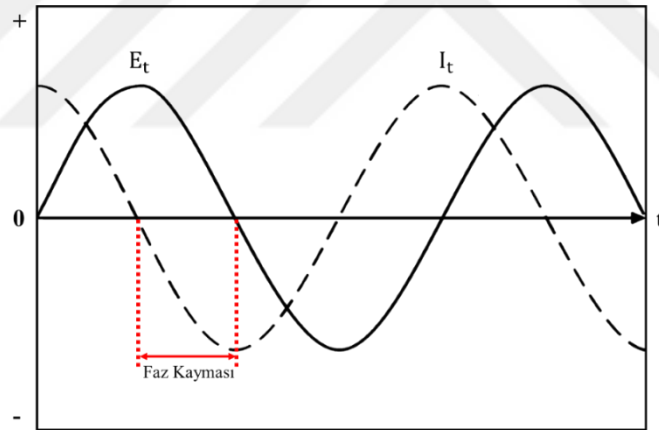
ÇP eğrisinde, çukurcuk korozyonunda akım yoğunluğu arttıktan sonra malzemenin lokal korozyonuna karşı direncini belirlemek için tarama yönü değişir. Bu durumda potansiyel negatif yönde ilerledikçe, ters taramadaki akım yoğunluğu ileri taramadakinden daha yüksek hâle gelir ve bu durum pozitif histerisiz olarak tanımlanır (pozitif histerisiz) (Şekil 26). Yeniden pasifleşme potansiyeli (E_{yp}), çukurcukların ilerlemesinin durduğu potansiyel değeri olarak kabul edilir. Ayrıca malzemenin çukurcuk korozyonuna karşı direnci, korozyon potansiyeline (E_{corr}) göre yeniden pasifleşme potansiyelinin (E_{yp}) ölçümüne dayanmaktadır. E_{yp} , E_{corr} 'dan daha soy değerlerde ise yüzeyde oluşan aktif çukurlar azalır veya büyümesi durdurulur. Çukurlaşma potansiyeli (E_{pit}) ve koruma potansiyeli (E_k) arasındaki potansiyelde, yalnızca eski çukurlar yayılır ve yeni çukurların oluşumu gerçekleşmez. Çukurlaşma potansiyeli (E_{pit}), malzemenin çukurcuk korozyonuna yatkın olduğu minimum potansiyeldir. E_{pit} 'in üzerindeki potansiyellerde yeni çukurcukların oluşumu başlar ve büyüme gerçekleşir (Esmailzadeh *et al.* 2018; Tait, 2018).

Çözeltilinin direnci, tarama hızı, ters tarama noktası, çözelti içerisinde bulunan agresif iyonların varlığı, korozyon inhibitörleri, yüzeyde oluşan yarı kararlı çukurcuklar, metalurjik değişkenlikler, elektrolit içerisinde çözünmüş gazlar, daldırma süresi, sıcaklık, yüzey

pürüzlülüğü, çözeltinin akışkanlığı ve pH'nın çevrimsel polarizasyon eğrisi üzerinde önemli etkenlere sahiptir. Bu unsurların etkisi ile elde edilen ÇP eğrisi ve yorumu farklılık göstermektedir (Esmailzadeh *et al.* 2018).

Elektrokimyasal empedans spektroskopisi

Elektrokimyasal empedans spektroskopisi (EES), arayüzün ve çift katmanın detaylı incelenmesini sağlayan ve bunu elektrik devresinin bir fonksiyonu olarak tanımlayan bir yöntemdir. Çalışma elektrotuna (ÇE) uygulanan bir alternatif akım sinyalinin kullanılmasına ve karşılık gelen tepkinin belirlenmesine dayanır. Bu yöntem ile ara yüzeydeki elektrokimyasal özellikler uygun bir model ile yorumlayarak polarizasyon direnci (R_p) hesaplanabilir. Korozyon işleminin bir elektrik devresi olarak modellenmesini sağlamaktadır. Yüzeye farklı frekanslarda (0,001-100.000 Hz) uyarılar gönderilerek yüzeyin (taban malzeme veya kaplama) gerilime karşılık verdiği tepkiyi eş zamanlı olarak gösterir. ÇE, sinüzoidal bir potansiyel ile uyarım yapıldığında bu potansiyele verilen yanıt aynı frekansta fakat fazı kaydırılmış bir AC akım olacaktır. Bu nedenle gönderilen potansiyel ile tepki olarak alınan akım arasındaki farka faz kayması denir (D. Li, 2010; Lasia, 2014) (Şekil 27).



Şekil 27. Sinüzoidal olarak gönderilen potansiyele (uyarı) karşılık elde edilen akım (tepki) ve faz kayması

Empedans, alternatif akım devrelerinde kullanılan elektrik direnci olarak tanımlanmaktadır. Bir doğru akım (DC) devresinde, akım (I) ile potansiyel (E) arasındaki ilişki ohm yasası ile ifade edilir.

$$E = I \times R \quad (4)$$

Alternatif akım veya potansiyel sisteminde direnç yerine empedans için “ Z ” terimi kullanılmaktadır. Bu sebeple alternatif akım olması durumunda;

$$E = I \times Z \quad (5)$$

Denklem 4’te Z , devrenin empedansını ifade etmektedir. Dirençten farklı olarak bir AC devresinde uygulanan sinyalin frekansına bağlı olarak değişir.

Gönderilen Sinüzoidal potansiyel ve bu potansiyele verilen yanıt (akım) zaman bağlı olarak ifade edilirse;

$$E(t) = E_0 \cos(\omega t) \quad (6)$$

$$I(t) = I_0 \cos(\omega t + \theta) \quad (7)$$

Böylece Ohm kanunu kullanılarak, bu ifadeler arasındaki ilişki sistemin empedansının şu şekilde hesaplanmasına olanak sağlar:

$$Z = \frac{E(t)}{I(t)} = \frac{E_0 \cos(\omega t)}{I_0 \cos(\omega t + \theta)} = Z_0 \frac{\cos(\omega t)}{\cos(\omega t + \theta)} \quad (8)$$

Empedans, direncin gerçek bileşen olduğu ve birleşik kapasitans ile endüktansın sanal bileşen olduğu karmaşık bir sayı olarak ifade edilebilir. Böylece Euler bağıntısı kullanılarak gerçek bileşenin Z' ve sanal bileşenin Z'' olduğu karmaşık bir fonksiyon olarak ifade edilebilir.

$$\exp(j\theta) = \cos\theta + j\sin\theta \quad (9)$$

$$E = E_0 \exp(j\omega t) \quad (10)$$

$$I = I_0 \exp(j\omega t - j\theta) \quad (11)$$

E_0 , I_0 potansiyel ve akım genliğidir, ω ise radyal frekanstır ($\omega = 2\pi f$) ve $j = \sqrt{-1}$ değerindedir.

$$Z = \frac{E}{I} \quad (12)$$

$$Z = \frac{E' + E''j}{I' + I''j} \quad (13)$$

AC empedansı için elde edilen vektör ifadesi şöyle olacaktır:

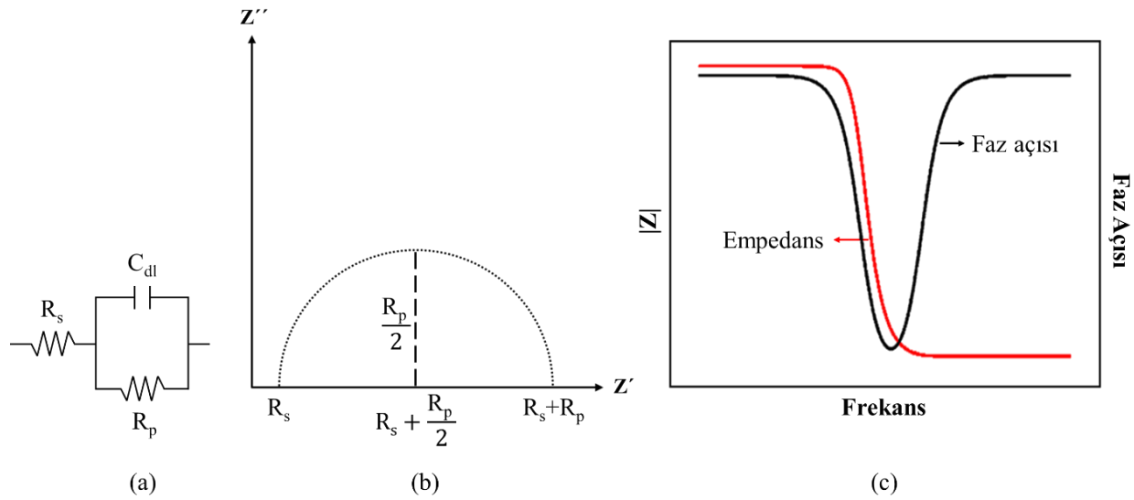
$$Z = Z' + Z''j \quad (14)$$

Empedansın mutlak büyüklüğü:

$$|Z| = \sqrt{(Z')^2 + (Z'')^2} \quad (15)$$

Denklem 14’te ki Z' ve Z'' , empedansın sanal ve gerçek bileşenleridir. Bode veya Nyquist grafiğinde temsil edilen elektrokimyasal sistemin gerçek Z' (direnç) ve sanal Z'' (kapasitans) empedansı belirtmektedir. Elektrokimyasal sistemlerin davranışını modellemede en sık başvurulmuş yaklaşımlardan biri basitleştirilmiş Randle devresidir. Bu eşdeğer devre modeli; çalışma ve referans elektrotları arasındaki çözeltinin direnci (R_s), elektrot/elektrolit arayüzündeki yük aktarım direnci veya polarizasyon direnci (R_p) ve metal yüzeyinde oluşan

elektriksel çift tabaka kapasitansı (C_{dl}) bileşenlerinden oluşmaktadır (Lasia, 2014). Şekil 28’de Randle devresi ve bu devre için Bode-Nyquist eğrileri gösterilmiştir.

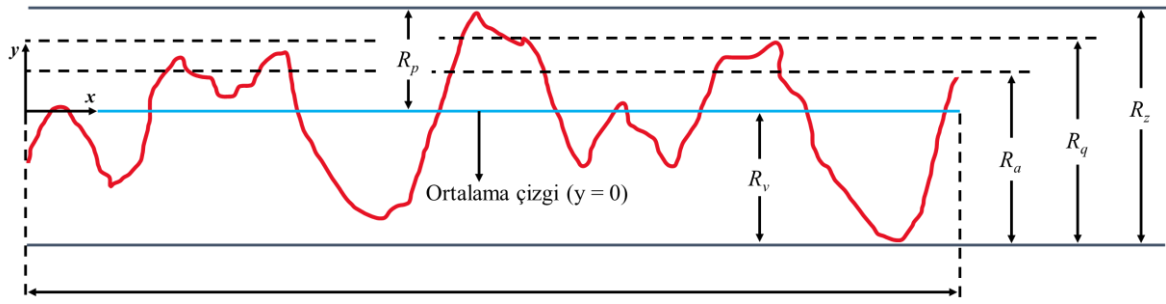


Şekil 28. (a) Basit Randle devresi (b) Nyquist eğrisi ve (c) Bode eğrileri (D. Li, 2010; Lasia, 2014)

Triboloji

Triboloji, hareket halindeki katı yüzeylerin etkileşimini inceleyen bilimdir. Katıların pürüzlülüğü ve yüzey özellikleri tribolojinin önemli bir parçasıdır. Katı yüzeylerin yüzey etkileşimi sürtünmeyi, aşınmayı, gerçek temas alanını, yağlamayı ve görünümü etkileyebilir. Malzemelerin üretim yöntemleri ne olursa olsun tüm yüzeylerde düzensizlikler veya geometrik sapmalar görülür. Bu düzensizlikler atomlar arası uzaklıklardan makroskobik şekil değişikliklerine kadar değişkenlik gösterir. Pürüzlülük, yüzeylerin tribolojik performanslarını etkileyen önemli bir parametredir (Katiyar *et al.* 2020; Kadivar *et al.* 2021).

Yüzey pürüzlülüğü, mikroskobik ölçekte yüzeydeki tepe ve çukurların oluşturduğu dalgalanmalara denir. Ayrıca nominal yüzey normundan sapma olarak da tanımlanmaktadır. Gerçek biçimden sapmalar ne kadar büyük olursa yüzey o kadar pürüzlü, sapmalar ne kadar küçük olursa yüzey o kadar düzgün olur. Yüzey pürüzlülüğü, genellikle profilometre adı verilen bir teknik ile ölçülür ve bu ölçümler çeşitli pürüzlülük parametreleri ile ifade edilir. Bu parametreler Uluslararası Standardizasyon Örgütü (ISO) ve Amerikan Ulusal Standartlar Enstitüsü (ANSI) tarafından önerilen iki istatistiksel yükseklik tanımlayıcı ile karakterize edilir. Bunlar, Merkez ortalama çizgisi (aritmetik ortalama pürüzlülük) değeri R_a ve ortalama karekök değeri R_q 'dur (Kadivar *et al.* 2021). R_a ve R_q parametrelerinin şematik gösterimi Şekil 29'da gösterilmiştir.



Şekil 29. Ra ve Rq parametrelerinin şematik gösterimi (Kadivar *et al.* 2021)

Yaygın olarak kullanılan pürüzlülük parametreleri Şekil 25’te verilen şematiğe dayalı olarak Tablo 10’da verilmiştir.

Tablo 10. Pürüzlülük Parametreleri ve Tanımı (Kadivar *et al.* 2021)

Sembol	Tanım
R_a	Aritmetik ortalama sapma
R_q	Ortalama karekök pürüzlülüğü
R_v	Tek bir örnekleme uzunluğu dahilinde ortalama çizginin altındaki maksimum çukur derinliği
R_p	Tek bir örnekleme uzunluğu dahilinde ortalama çizginin üzerindeki maksimum tepe yüksekliği
R_z	Profilin maksimum tepeden çukura yüksekliği
R_z (DIN)	Beş örnekleme uzunluğu dahilinde, DIN standardındaki tanıma dayalı on noktalı yükseklik
R_z (ISO)	Beş örnekleme uzunluğu dahilinde, ISO standardındaki tanıma dayalı on noktalı yükseklik

Triboloji, sürtünme, aşınma ve yağlama sistemlerinin çalışmasını ve uygulamasını içermektedir.

Sürtünme

Sürtünme, katı bir cismin temas halinde olduğu başka bir katı cisim üzerindeki kayma veya yuvarlanma hareketine karşı oluşan direnç kuvvetidir. Hareket yönünün tersine etki eden direnç kuvvetine sürtünme kuvveti denir. Sürtünme bir malzeme özelliği değildir. En az iki cismin temas halinde olduğu çevre ve ara yüzün birlikte oluşturduğu tribolojik sistemin bir özelliğidir. Kuru sürtünme ve sıvı sürtünme olmak üzere yaygın olarak karşılaşılan iki tür sürtünme vardır. Kuru sürtünme veya Coulomb sürtünmesi, kuru koşullar altında temas sırasında meydana gelirken, sıvı sürtünme ise yağlanmış koşullar altındaki temaslarda meydana gelir (Katiyar *et al.* 2020).

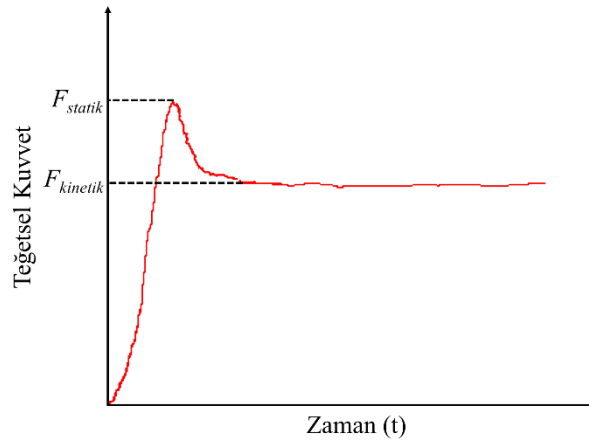
Sürtünme, sürtünme katsayısı (μ veya CoF) olarak adlandırılan nicel bir parametre ile tanımlanmaktadır (Denklem 16). Sürtünme kuvveti genellikle cisme uygulanan normal yük

kuvveti ile doğru orantılıdır. Sürtünme katsayısı, teğetsel sürtünme kuvvetinin (F), normal yük kuvvetine (W) oranı olarak tanımlanan birimsiz bir skaler değerdir (Katiyar *et al.* 2020).

$$\mu = \frac{F}{W} \quad (16)$$

Sürtünme kuvveti, hareket yönüne tam tersi yönde etki eden direnç kuvvetidir. Normal kuvvet, iki paralel yüzeyi birbirine sıkıştıran net kuvvet olarak tanımlanmaktadır. Yatay bir yüzey üzerinde duran bir cismin kütlesi yer çekiminden kaynaklanan ağırlık kuvvetidir. Bu durumda sürtünme kuvvetinin maksimum büyüklüğü cismin kütlesi, yer çekimi ivmesi ve sürtünme katsayısının çarpımıdır (Menezes *et al.* 2013; Katiyar *et al.* 2020).

Statik sürtünme (μ_s), birbirine göre bağıl hareket etmeyen cisimler arasında yani hareketin başlamadığı durumda meydana gelen sürtünmedir. Aşınmanın başlamadığı anda yüzeyler arasındaki yapışkan bağlar nedeniyle birbirine yapışma eğilimi gösterirler. Bu nedenle bir cismin hareket edebilmesi için uygulanan kuvvetin statik sürtünme kuvvetini aşması gerekir. Ayrıca, cisimlerin birbiri üzerinde bağıl harekete başlamaları için gereken teğetsel kuvvete statik sürtünme kuvveti (F_{statik}) denir. Sürtünmenin başladığı anda statik sürtünme geçerli değildir ve kinetik sürtünme (μ_k) geçerli olmaya başlar. Bağıl hareketin devam edebilmesi için de gerekli kuvvete de kinetik veya dinamik sürtünme kuvveti ($F_{kinetik}$) denir. Genellikle μ_k , μ_s 'den küçüktür. Şekil 30'da zamanla oluşan statik ve kinetik sürtünme kuvveti verilmiştir (Menezes *et al.* 2013).



Şekil 30. Zamanla teğetsel kuvvetin değişimi ile oluşan statik ve kinetik sürtünme kuvveti (Menezes *et al.* 2013)

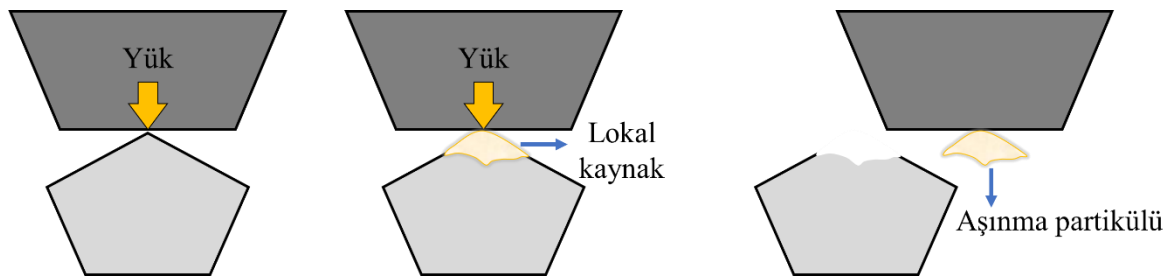
Aşınma

Temas halinde bulunan ve birbirine göre kayma, yuvarlanma veya çarpma hareketi sırasında iki katı yüzeyden birisinin ya da her ikisinin yüzeyinde meydana gelen yüzey hasarına veya malzeme kaybına aşınma denir. Aşınma, genellikle yüzeylerdeki pürüzlülüklerin etkileşimleri yoluyla meydana gelir. Yüzeylerin birbirine göre bağıl hareketleri sırasında, ilk

olarak temas eden yüzeyler üzerinde malzeme yer değiştirebilir. Böylece, malzemenin özellikleri yüzeye yakın bölgelerde veya yüzeyde değişir. Daha sonra malzeme yüzeyden koparılabilir, temas yüzeye transferle sonuçlanabilir ya da bir aşınma partikülü olarak açığa çıkabilir. Aşınma da sürtünme gibi bir malzeme özelliği değil, tribolojik sistemin tepkisidir. Aşınma olayı, malzemelerin temas durumuna, temas şekline, kayma hızına, yağlama durumuna ve ortam şartlarına bağlı olarak değişkenlik gösterir. Bu parametrelere bağlı olarak farklı aşınma mekanizmaları oluşmaktadır. Aşınma mekanizmaları; adeziv aşınma, abrazif aşınma, erozif aşınma ve yüzey yorulması şeklinde sınıflandırılabilir (Menezes *et al.* 2013; Yadav *et al.* 2023).

Adezif aşınma

Adeziv aşınma, iki yüzeyin birbirine göre izafi hareketi sonucunda yüzey katmanındaki çok küçük parçaların plastik deformasyonu olarak tanımlanabilir. Karşılıklı olarak, karşıt yüzeylerdeki pürüzlerin birbirine yapışması ve birbirine göre izafi hareketlerinden dolayı kopması durumunda meydana gelir (Şekil 31). Temas eden yüzeylerdeki pürüzler, karşıt yüzeye nüfuzu sonucunda bu pürüzler etrafında bir plastik bölge meydana gelir. Temas halindeki bu alanlarda (atom mesafeleri sırasına göre) mikro kaynak ve adezyon olmak üzere iki farklı işlemle adeziv mikro bağ oluşturulmaktadır. Adeziv bağ, yüzeydeki pürüzlerin kesilmesiyle oluşur. Böylece temas eden yüzeylerden birinde partiküller açığa çıkar. Açığa çıkan partiküller, temas halindeki diğer yüzeye yapışır. Böylece daha yumuşak malzeme daha sert yüzeye aktarılır. Bu işlem, aşınma süresi boyunca birçok kez tekrarlanır. Adeziv aşınma nedeniyle malzeme aktarımı veya taşınımı, temas halindeki yüzeyler arasında değişkenlik gösterebilir. Ayrıca yüzeyden kopan partiküller temas eden yüzeyler arasında bir bağ yapmadan aşınma izi boyunca serbest olarak hareket edebilir (Menezes *et al.* 2013; Yadav *et al.* 2023).



Şekil 31. Adeziv aşınma mekanizması (Yadav *et al.* 2023)

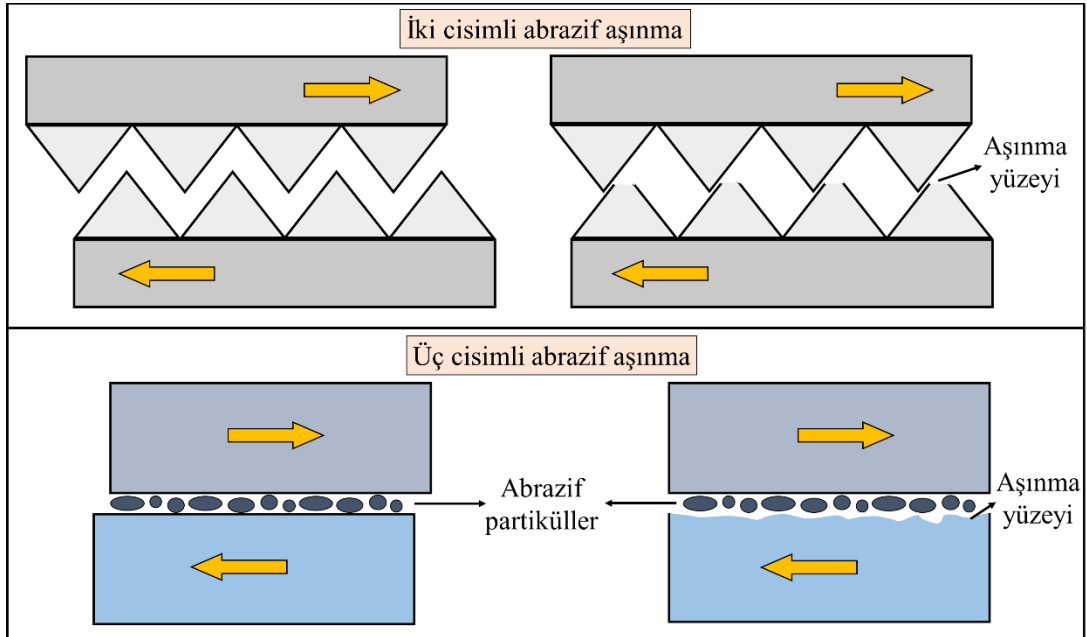
Adezif aşınma, ölçülmesi zor veya imkânsız olan birçok değişken tarafından etkilenmektedir. Bu nedenle maksimum aşınma hacmini tahmin etmek için uygulanabilir genel bir denklem yoktur. Bu nedenle adeziv aşınma, aşınma hacminin W olarak belirlendiği Archard eşitliği ile hesaplanabilir (Denklem 17).

$$W = K \frac{Ld}{H} \quad (17)$$

Denklem 17’de L yük, H malzemenin sertliği, d kayma mesafesi ve K ise aşınma katsayısıdır.

Abrazif aşınma

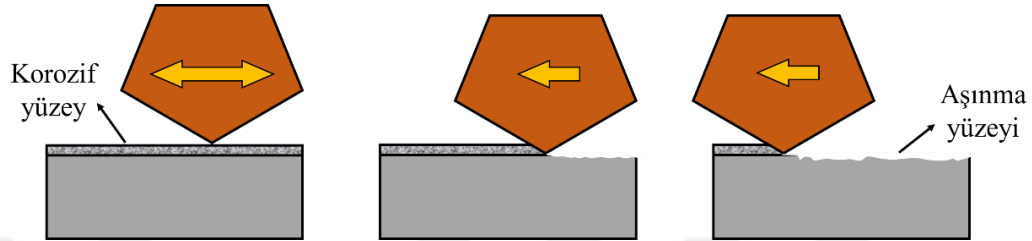
Abrazif aşınma, sert ve pürüzlü bir yüzeyin daha yumuşak bir yüzey üzerindeki kayma hareketi sonucunda meydana gelir. Bu durumda abrazif aşınma, genellikle kademeli olarak malzeme kaybını içeren, sert ve pürüzlü yüzey ile temas eden madde veya maddeler arasındaki bağıl hareketten kaynaklanan bir hasar olarak tanımlanır. Abrasif aşınma, genellikle temas türüne ve ortamına göre sınıflandırılır. Temas türü ise aşınma mekanizmasını belirler. Abrasif aşınma mekanizması, iki cisimli ve üç cisimli olmak üzere olmak üzere iki durumda gerçekleşir (Şekil 32). İki cisimli aşınma, genellikle diğerinden daha sert olan bir yüzeyin diğer yüzeyden malzemeyi kopardığında meydana gelir. Bu mekanizmada, yüzeyden kopan aşınma partikülleri iki yüzey arasında bir aşındırıcı görevi görerek üç cisimli aşınmaya dönüşür. Üç cisimli abrazif aşınmada, üçüncü bir partikülün etkisi vardır. Yüzeyde hapsolmuş aşınma partikülü veya sisteme dışarıdan giren partiküllerin (oksitlenmiş partiküller) temas halinde bulunan malzeme yüzeylerini kazıdığı zaman meydana gelir. Abrasif aşınma sonrası aşınma izinde, aşınma yönünde ilerleyen uzun ve derin çiziklerden oluşan bir karakteristik yüzey topoğrafyasına yol açar (Menezes *et al.* 2013; Yadav *et al.* 2023).



Şekil 32. İki cisimli ve üç cisimli abrazif aşınma mekanizmaları (Yadav *et al.* 2023)

Korozif aşınma

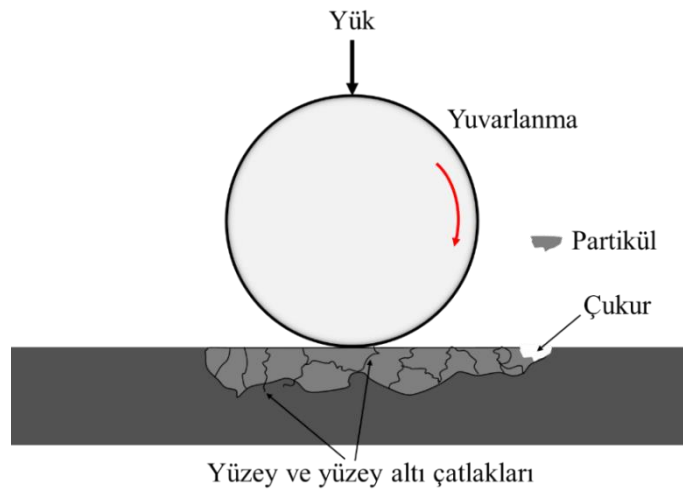
Korozif aşınma, bir malzemenin hem aşınma hem de korozyon mekanizmalarını içeren bozunmasıdır. Korozif aşınmadaki aşınma miktarı, korozyon sırasında oluşan filmin kalınlığı ile doğrudan ilişkilidir. Korozyonun en yaygın şekili oksidasyondur. Oksitler ise yüzeyden pul pul dökülme eğilimindedir. Bu nedenle yüzeyden dökülen oksitler, yüzeylerin çukurlaşmasına ve aşındırıcı bir üçüncü cisim olarak görev görür. Korozif aşınma, korozyonu hızlandırır (Menezes *et al.* 2013; Yadav *et al.* 2023). Korozif aşınma mekanizması Şekil 33'te verilmiştir.



Şekil 33. Korozif aşınma mekanizması (Yadav *et al.* 2023)

Yüzey yorulması

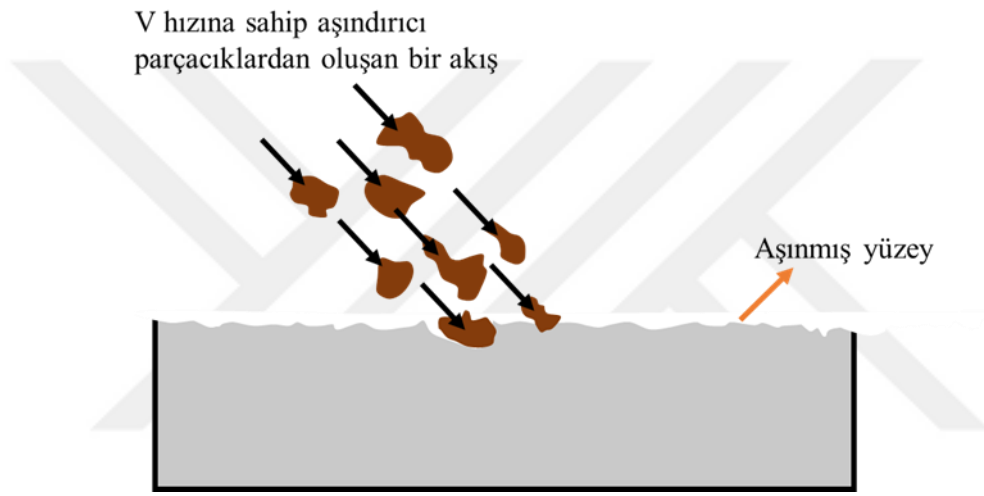
Yorulma aşınması veya yüzey yorulması, belirli çevrim sayısı boyunca yüzeyde oluşan gerilimlerin belirli bir kritik seviyeye ulaşması sonucu malzemenin yüzeyinde meydana gelen hasardır. Yorulma süreci, malzeme türüne veya temas şekline bağlı olarak farklı koşullarda ve biçimlerde gerçekleşir. Metallerde yüzey yorulması, belirli bir sayıdaki çevrim sonrasında yüzeyde ve yüzey altındaki çatlakların oluşması ile başlar (Şekil 34). Bu döngüler zamanla ciddi hasarlara yol açar. Yorulma aşınmasında, yüksek gerinimlerden dolayı malzeme yüzeyinin mikro yapısında değişimler meydana gelir. Bu da çatlak oluşum mekaniği ile tanımlanmaktadır. Şekil 34'te yüzey yorulması aşınmasının şematik olarak gösterimi verilmiştir (Menezes *et al.* 2013; Abdelbary & Chang, 2023; Yadav *et al.* 2023).



Şekil 34. Yüzey yorulması veya yorulma aşınmasının şematik gösterimi (Abdelbary & Chang, 2023)

Erozif aşınma

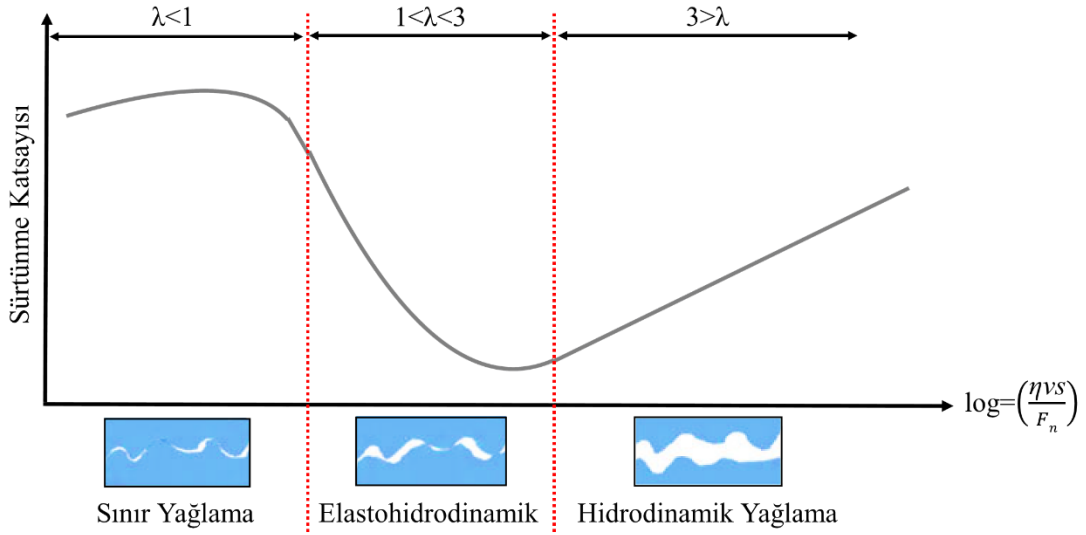
Erozif aşınma, katı veya sıvı parçacıkların belirli bir hızda katı bir yüzeye çarpmasıyla meydana gelir (Şekil 35). Erozyon farklı şiddet seviyelerine sahip olabilir. Ayrıca hasar mikro boşluklar veya tek yönlü çizikler şeklinde oluşabilir. Erozif aşınma; partiküllerin sertlik, çarpma hızı, şekli ve çarpma açısı gibi özelliklerine bağlıdır. Erozif aşınmada parça yüzeyine çarpan sert partiküllerin kinetik enerjisi dikkate alındığından dolayı abrazif aşınmadan farklıdır. Özellikle, sünek malzemeler için maksimum aşınma oranının çarpma açısı yaklaşık 30° olduğunda elde edilir. Aşınma, sünek malzemeler için plastik deformasyona veya gevrek malzemeler için kırılmaya neden olabilir. Sünek olmayan malzemeler için maksimum aşınma oranı, çarpma açısı yüzeye uygun olduğunda meydana gelir (Bhushan, 2013).



Şekil 35. Bir yüzeye yüksek hızda çarpan aşındırıcı parçacıkların şematik gösterimi (Bhushan, 2013)

Yağlama

Yağlama, birbirine temas eden ve kayan yüzeyler arasında düşük kayma mukavemetine sahip olan katı, sıvı veya gaz tabaka oluştuğu ya da yerleştirildiği zaman kullanılan bir terimdir. Bu katmanlar, birbirine temas eden yüzeyleri ayırır, kaymayı kolaylaştırarak aşınmayı azaltır. Temas yüzeylerinin hızına ve koşullarına bağlı olarak hidrodinamik, elastohidrodinamik (karışık) ve sınır yağlama olmak üzere üç farklı sistemleri bulunur. Yağlanmış temaslarda üç farklı yağlama türünü grafiksel olarak göstermek için Stribeck eğrileri kullanılır. Bu eğri, genellikle kayma hızı (v_s), yağlayıcının viskozitesi (η) ve normal yük (F_n) gibi fiziksel parametrelerin bir fonksiyonu olarak sürtünme katsayısını, aşınmayı veya film kalınlığını gösterir (Davim, 2011). Farklı yağlama türlerinin elde edilmesi amacıyla test hızının değiştirildiği yağlanmış bir sistemde elde edilen tipik bir Stribeck eğrisi Şekil 36'da sunulmaktadır.



Şekil 36. Yağlanmış yüzeylerde sürtünme değişimi (Stribeck eğrisi)(Davim, 2011)

Lambda oranı (λ), bir sistemin çalıştığı yağlama rejimini belirlemek için kullanılan parametredir (Davim, 2011). Lambda oranı, Denklem 18’de verilen eşitlik ile bulunabilir;

$$\lambda = \frac{h_0}{\sqrt{R_{qA}^2 + R_{qB}^2}} \quad (18)$$

Denklem 18’de h_0 minimum film kalınlığı, R_{qA} ve R_{qB} temas halindeki yüzeylerin karekök ortalama kare pürüzlülüğüdür. Yağlama rejimleri Tablo 11’de verilmiştir.

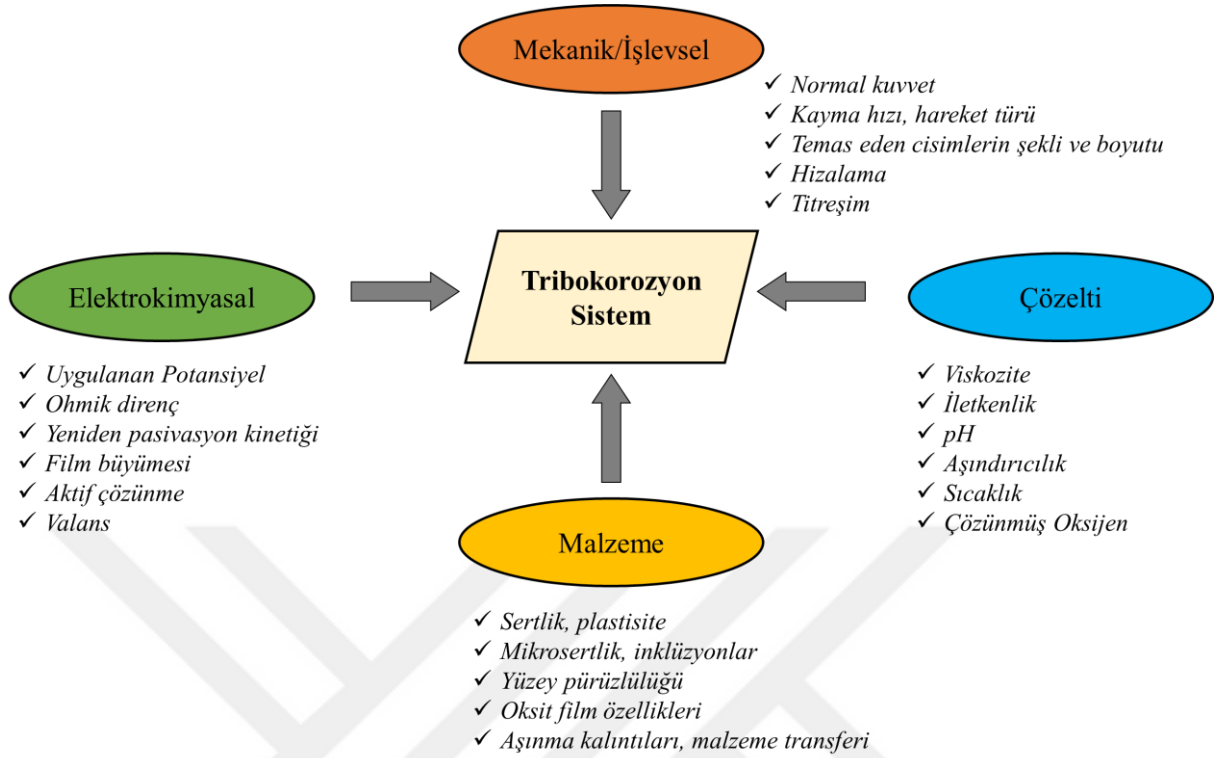
Tablo 11. Yağlama Rejimleri (Katiyar *et al.* 2020)

λ değeri		Yağlama Rejimi Türü
<1	Sınır	Aşınma beklenir ve yüzeyler arasında gerçek temas oluşur
1-3	Karışık	Yüzey pürüzlüklerinde bazı plastik deformasyonlar meydana gelir ve bu da bazı küçük aşınmalara yol açar
>3	Hidrodinamik	Yüzeylerde aşınma olmadan tam ayrılma meydana gelir

Tribokorozyon

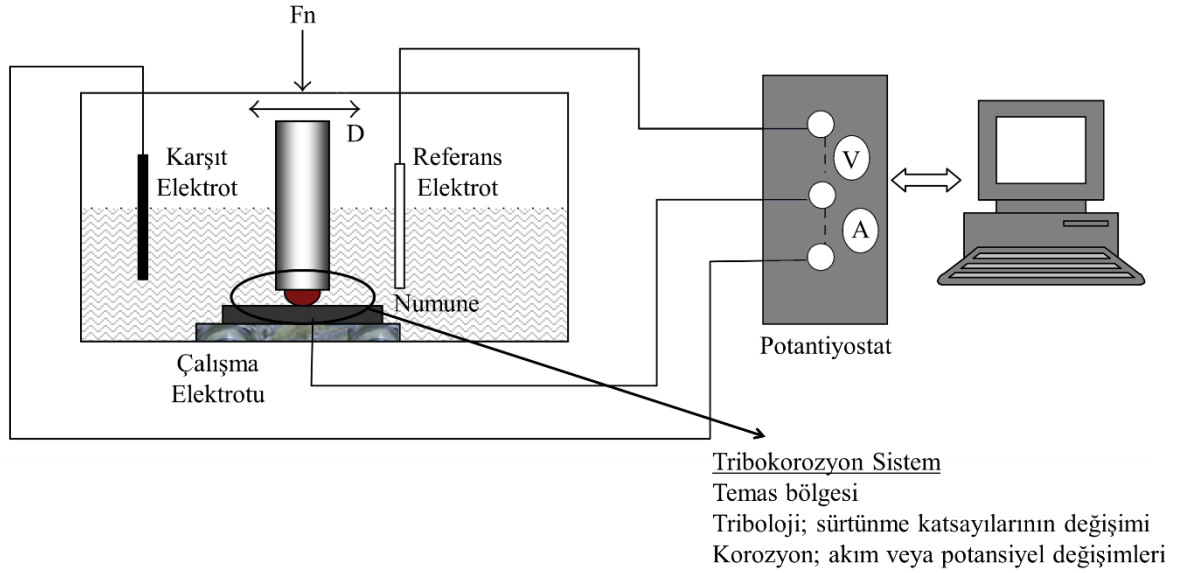
Tribokorozyon, malzeme ara yüzeylerinde korozyon ve tribolojik sürecin birleşik etkisinden kaynaklanan malzeme bozulması olarak tanımlanmaktadır. Tribokorozyon, korozif bir ortamın varlığında birbirine göre göreceli hareket halindeki yüzeyler arasındaki mekanik ve kimyasal/elektro-kimyasal etkileşimi içerir. Birbirine göre göreceli hareket halindeki yüzey arasındaki temastan triboloji (sürtünme, aşınma ve yağlama) ile ilgili tüm hususları ve korozif ortam etkisinden kaynaklanan korozyon ile ilgili tüm hususları kapsar. Bu tür bozulmaya maruz kalan malzemeler, temas noktasında meydana gelen fiziko-kimyasal ve mekanik yüzey etkileşimlerinden kaynaklanan geri dönüşü olmayan bir dönüşüme uğrar. Tribokorozyon sistemleri karmaşık bir yapıya sahiptir ve çeşitli mekanik, malzeme, kimyasal ve

elektrokimyasal faktörlere bağlıdır (Mathew *et al.* 2009; Y. Li *et al.* 2024). Bu faktörler Şekil 37'de verilmiştir.



Şekil 37. Tribokorozyon sistemini etkileyen faktörler (Mathew *et al.* 2009)

Tribokorozyon, koroziv çözeltilere maruz kalan ara yüzey sistemlerinden meydana gelen olayların incelenmesine odaklanır. Bu şekilde, tribokorozyon çözeltinin, malzemenin, temasın mekanik ve elektrokimyasal özelliklerine bağlı olacaktır. Eğer tribokorozyon sistemi canlı bir ortam veya biyomedikal bir cihazla ilişkiliyse tamamen biyolojik ortamın özelliklerine bağlı olacaktır. Belirli bir malzemenin tribokorozyon davranışını değerlendirmek için tüm bu değişkenlere dikkat edilmeli ve ayrıca malzemenin maruz kalacağı koşullar simüle edilmeye çalışılmalıdır. Bir malzemenin tribokorozyon performansını değerlendirmek için kullanılan deneysel aparat, tanımlanan sistemin mekanik ve korozyon tepkileri hakkında bilgi toplama araçlarına sahip olmalıdır. Temel olarak, mekanik parametreleri kaydedecek bir tribometreye, elektrokimyasal olayları değerlendirmek için bir elektrokimyasal hücre, bir referans elektrot, bir karşıt elektrot ve bir çalışma elektrotuyla ilişkilendirilecek ve tüm bu bileşenler bir potansiyostata bağlanacaktır (Landolt, 2006; Mathew *et al.* 2009). Bir tribokorozyon test sisteminin temel deney aparatına ait şematik diyagram Şekil 38'de gösterilmiştir.

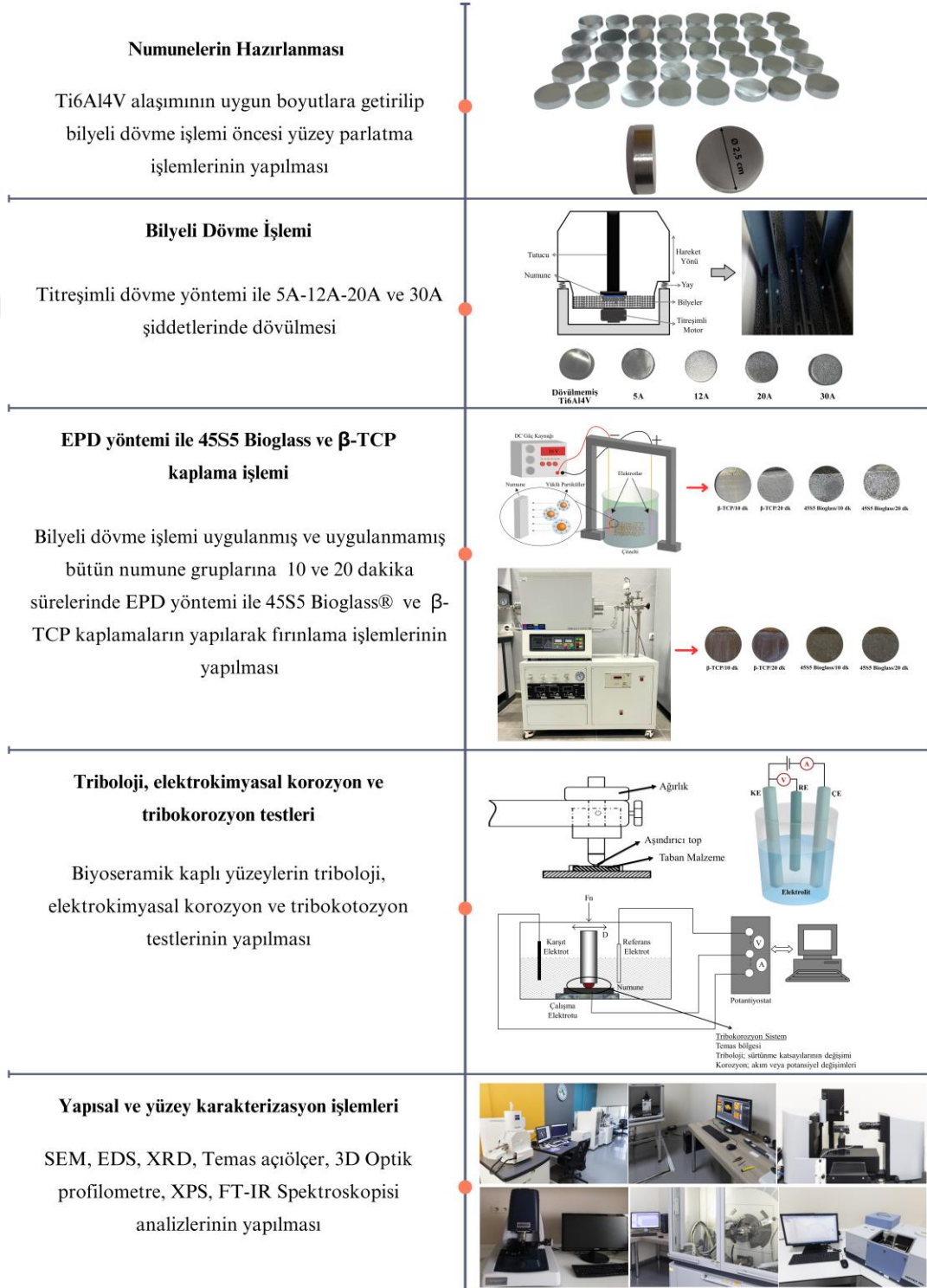


Şekil 38. Tribokorozyon testi için deney aparatı (Mathew *et al.* 2009)

Metaller reaktif yapıları nedeniyle sadece korozyon durumunda pasifleşir. Ancak aşınmanın meydana geldiği bir durumda mekanik etkiden kaynaklanan malzeme kaybı, aşınma ve korozyonun ayrı ayrı ortaya çıkmasından çok daha fazladır. Tribokorozyon çok çeşitli uygulamalarda ortaya çıkar ve malzeme kaybına, dayanıklılık kaybına, güvenilirlik ve güvenlik kaybına, düşük performansa, daha az enerji verimliliğine, sağlığa zararları gibi durumlara neden olur. Böylece bir malzemenin belirli bir gereksinimlere karşılık gelmesi için gerekli olan özellikleri kaybolabilir. Tribokorozyon, insan vücudundaki eklemler, plakalar, vidalar, diş ve ortopedik implantlar gibi metalik implantlarda canlı sistemlerde sunulmaktadır.

MATERYAL ve YÖNTEM

Şekil 39’da biyomimetik perspektifle işlevselleştirilmiş biyoseramik kaplı yüzeylerin elde edilmesi için gerekli adımlar şematik olarak verilmiştir.



Şekil 39. Biyomimetik perspektifle işlevselleştirilmiş biyoseramik kaplı yüzeylerin elde edilmesi için gerekli işlem sırası

Kullanılan Malzeme

Tez çalışmasında; taban malzeme olarak Ti6Al4V (Grade 5) alaşımı kullanılmıştır. Ti6Al4V alaşımının kimyasal kompozisyonu Tablo 12’de ve mekanik özellikleri Tablo 13’te verilmiştir.

Tablo 12. Ti6Al4V Alaşımının Kimyasal Kompozisyonu (% ağırlık)

Ti	Al	V	C	H	Fe	N	O
87,725-91	5,5-6,75	3,5-4,5	0,08	0,015	0,4	0,03	0,2

Tablo 13. Ti6Al4V Alaşımına Ait Mekanik Özellikler

Akma Gerilmesi (MPa)	Çekme Gerilmesi (MPa)	Elastisite Modülü (GPa)	Yoğunluk (gr/cm ³)	Poisson oranı	Kopma Uzaması (%)	Sertlik (Vickers)
830	900	114	4,43	0,33	10	349

Numunelerin Hazırlanması

Bar halinde temin edilen Ti6Al4V alaşımı, 25 mm çapında ve 7 mm kalınlığında Metkon Metacut 302 ıslak kesme cihazında Metal Islak Kesme Diski (TRENO-Ti Ø250 mm-Titanyum ve sünek malzemeler için) ile kesilmiştir. Kesme işlemi sonrasında numuneler 60, 220, 400, 800 ve 1200 numaralı SiC zımparalar ile zımparalanmıştır. Her bir zımpara kademesi sonrasında numuneler etanol ile yıkanmıştır. Daha sonra numuneler 3 mikron çaplı alümina (Al₂O₃) tozu ile son yüzey parlatma işlemine tabi tutulmuştur. Parlatma işlemi sonrasında numuneler ultrasonik banyo içerisinde (50 kHz) aseton ile 16 dakika boyunca temizlendikten sonra bilyalı dövme işlemine hazır hale getirilmiştir.

Bilyalı Dövme İşlemi

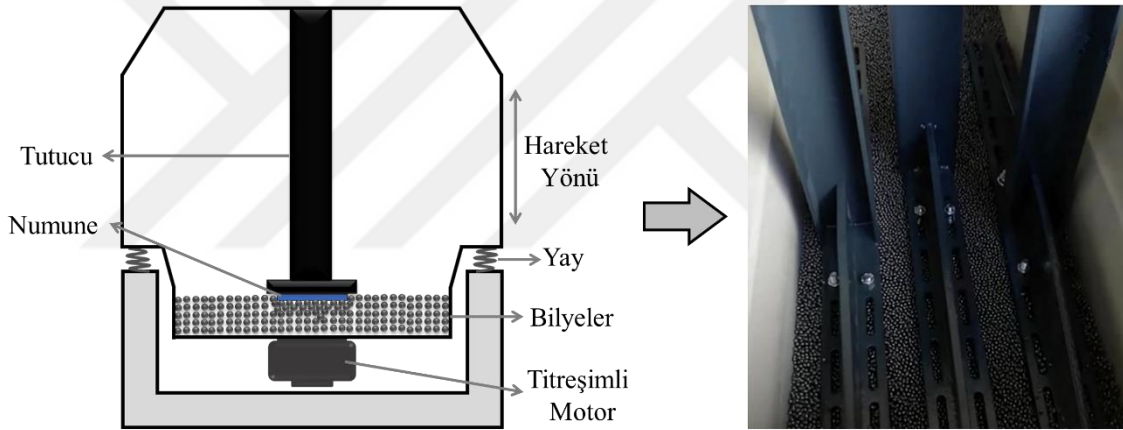
Yüzey parlatma işlemleri yapıldıktan sonra Ti6Al4V alaşımı numunelerine farklı Almen şiddetlerinde bilyalı dövme işlemleri uygulanmıştır. Dövme işlemleri, bilyalı dövme yöntemlerinden birisi olan titreşimli dövme (TD) yöntemi ile yapılmıştır. İşlem, sabitlenmiş bir tutucunun bilyelerle doldurulmuş bir hazne içerisine yerleştirilmesiyle gerçekleştirilmiştir. Titreşim hareketi, hazne altına yerleştirilen titreşimli motor ile sağlanmaktadır. Haznenin toplam hacmi 24000 mm²’dir. Titreşim frekansı dikey ve yerçekimi yönüne zıt ve Almen şiddetine göre değişkenlik göstermektedir. Hazne içerisi S110 boyutunda ve 52 HRC sertliğinde AISI 52100 Rulman Çeliği bilyeleri ile doldurulmuştur. Ti6Al4V alaşımı numuneleri tutucuların altına sabitlenip hazne içerisine daldırılarak dövme işlemleri gerçekleştirilmiştir. Ti6Al4V alaşımı numuneleri için en uygun Almen şiddetinin belirlenmesi için A tipi Almen şeridi kullanılmıştır. Almen plakalarının maruz kaldıkları bilyalı dövme

işlemi sonrasında ark yüksekliği ölçülerek en uygun Almen yoğunluğu ve parametreleri belirlenmiştir. Titreşimli dövme parametreleri Tablo 14’te verilmiştir.

Tablo 14. Titreşimli Dövme Parametreleri

Titreşim Frekansı	Almen Yoğunluğu	Dövme Süresi	Bilya Boyutu	Bilya Malzemesi	Bilya Sertliği	Yağlama Şartı
30 Hz	5A	2 saat	S110	AISI 52100 Rulman Çeliği	52 HRC	Kuru
30 Hz	12A	8 saat	S110	AISI 52100 Rulman Çeliği	52 HRC	Kuru
40 Hz	20A	8 saat	S110	AISI 52100 Rulman Çeliği	52 HRC	Kuru
50 Hz	30A	8 saat	S110	AISI 52100 Rulman Çeliği	52 HRC	Kuru

Titreşimli dövme işlemindeki tutucular ve bilye haznesi Şekil 40’ta şematik olarak gösterilmiştir.

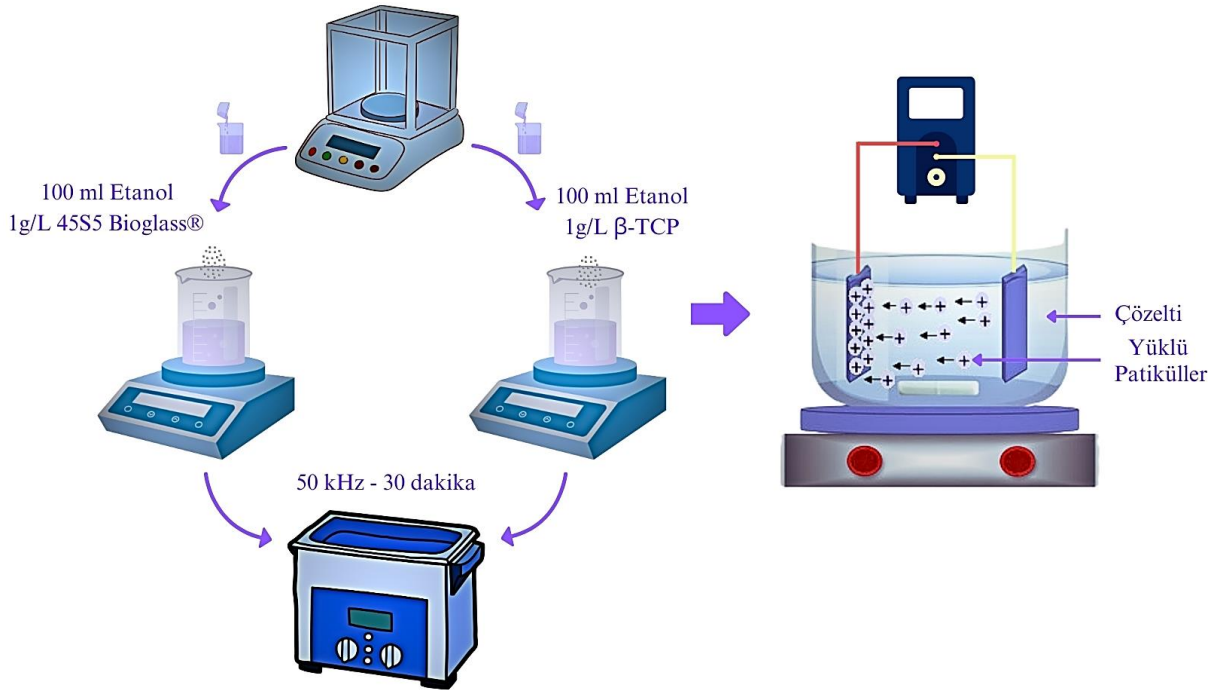


Şekil 40. Titreşimli dövme işleminin şematik görünüşü

EPD Yöntemi ile 45S5 Bioglass ve β -TCP Kaplama İşlemi

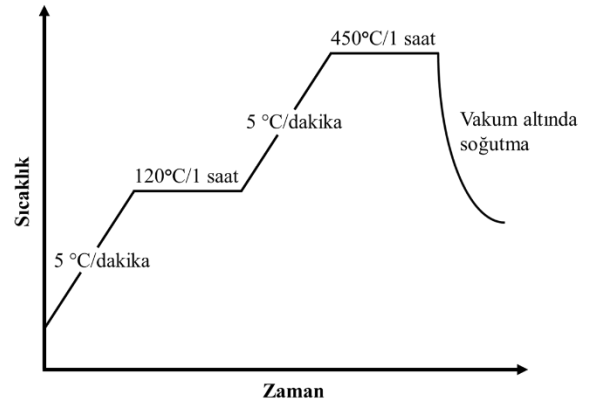
EPD işleminde, 45S5 Bioglass® (Sigma-Aldrich, bioactive glass powder, 45S, $\geq 98\%$, 0.2-500 μm particle size) ve β -TCP (Sigma-Aldrich, β -Tricalcium phosphate, poder, 4 $\mu\text{m} \geq 80 \text{ m}^2\text{g}$) tozları kullanılarak kaplama işlemleri gerçekleştirilmiştir. Kaplama solüsyonları etanol içerisinde ağırlıkça 1 g/L oranında biyoseramik tozları katılarak 24 saat boyunca oda sıcaklığında manyetik karıştırıcı ile karıştırılarak hazırlanmıştır. Çözelti içerisindeki partiküllerin topaklanmalarını gidermek için 50 kHz’lik ultrasonik banyoda 30 dk boyunca karıştırılarak sonikleştirilmiştir. Çözelti hazırlama ve EPD işlemi şematik olarak Şekil 41’de verilmiştir. Çözeltide alkol bulunduğundan dolayı çözelti içerisindeki biyoseramik partikülleri pozitif olarak yüklenmiştir ve bu sebeple katodik EPD işlemi yapılmıştır (Azzouz *et al.* 2022). Karşıt elektrot (anot) olarak grafit kullanılmıştır. İş parçası (numune) katot olarak bağlanmıştır.

Anot ile katot arasındaki mesafe 10 mm olarak ayarlanmıştır. Biriktirme işlemleri DC güç kaynağında, 100 V sabit gerilimde 10 ve 20 dakika sürelerinde gerçekleştirilmiştir. EPD işlemi sonrasında numuneler oda sıcaklığında 24 saat boyunca kurutulmuştur.



Şekil 41. Çözelti hazırlama ve EPD işlemi

EPD işlemi sıvı bir ortam içerisinde gerçekleştirildiğinden dolayı hem 45S5 Bioglass ve β -TCP kaplamaların içerisinde hapsolmuş çözücüü buharlaştırmak hem de taban malzeme ile adezyonunu artırmak için fırınlama işlemi uygulanmıştır. Fırınlama işlemi vakum ortamında gerçekleştirilmiştir. Kaplama içerisine hapsolmuş çözücüü tamamen buharlaştırmak için oda sıcaklığından 5 °C/dakika ısıtma oranıyla ilk duraklama noktası olan 120°C’de 1 saat boyunca tutulmuştur. Daha sonra kaplamaların sıkılığını ve alt tabakaya olan adezyonunu iyileştirmek için sıcaklık 5 °C/dakikalık aynı ısıtma hızıyla ikinci duraklama noktasında yani 450 °C’de 1 saat bekletildikten sonra fırın içerisinde ve vakum altında soğutulmuştur (Şekil 42).



Şekil 42. Sinterleme parametreleri

Tribolojik Deneyler

Bütün numunelerin aşınma testleri Turkyus PODWT&RWT aşınma test cihazı kullanılarak kuru ortamda ve SBF çözeltisi içerisinde gerçekleştirilmiştir. Aşınma testleri, düzlem-pim aşınma metodu ile gerçekleştirilmiştir. Aşınma topu olarak 6 mm çapında Al_2O_3 (alümina) kullanılmıştır. Sürtünme kuvvetleri test süresi boyunca bilgisayar ile kaydedilmiştir. Tribolojik deneyler için belirlenene parametreler Tablo 15’te verilmiştir. Aşınma oranları Archard eşitliği (Denklem 18) kullanılarak hesaplanmıştır.

$$k = Q/W.L \quad (18)$$

Tablo 15. Tribolojik Deneyler İçin Belirlenen Deney Parametreleri

Parametre	Değer
Normal yük	3N
Aşınma izi boyu	8 mm
Toplam aşınma mesafesi	64 m
Toplam süre	4000 sn
Çalışma frekansı	1 Hz
Sıcaklık	22 ± 2 °C

Elektrokimyasal Korozyon Deneyleri

Elektrokimyasal korozyon testleri SBF çözeltisi içerisinde gerçekleştirilmiştir. SBF çözeltisi Kokubo ve Takadama’nın reçetesine göre hazırlanmıştır (Tablo 16). Testler açık devre potansiyeli (ADP) okuma, çevrimsel potansiyodinamik polarizasyon (ÇPP) ve elektrokimyasal empedans spektroskopisi (EES) ölçümleri yapılarak gerçekleştirilmiştir.

Potensiyostat/Galvanostat/ZRA sistemi INTERFACE 1010 test cihazı kullanılmıştır. Elektrokimyasal korozyon testleri üçlü elektrot sistemi oluşturularak gerçekleştirilmiştir. Referans elektrot olarak Gamry Ag/AgCl, karşıt elektrot olarak grafit çubuk ve numuneler (işlemsiz, 45S5 Bioglass ve β -TCP kaplı) ise çalışma elektrotu olarak kullanılmıştır. Elektrokimyasal korozyon testleri sırasında, korozyon yüzey alanı $4,9 \text{ cm}^2$ olarak belirlenmiştir. OCP ölçümü için gerekli süre 15000 saniye olarak belirlenmiştir. Elektrokimyasal empedans spektroskopisi deneyleri numunelere başlangıç frekansı 100 kHz ve bitiş frekansı 0,01 Hz olacak şekilde uygulanmıştır. CPP ölçümleri 1 mV/s tarama hızında, -1 V (başlangıç değeri) ile 3V (tepe değeri) arasında tarama yapıldıktan sonra aynı değerde ters tarama yapılarak gerçekleştirilmiştir.

Tablo 16. 1000 ml SBF Çözeltisi Hazırlamak İçin Reaktiflerin Sırası ve Miktarları (Kokubo & Takadama, 2006)

Sıra	Reaktif	Miktar
1	NaCl	8,035 gr
2	NaHCO ₃	0,325 gr
3	KCl	0,225 gr
4	K ₂ HPO ₄ .3H ₂ O	0,231 gr
5	MgCl ₂ .6H ₂ O	0,311 gr
6	1.0 M-HCl	39 ml
7	CaCl ₂	0,292 gr
8	Na ₂ SO ₄	0,072 gr
9	(HOCH ₂) ₃ CNH ₂	6,118 gr
10	1.0 M- HCl	5 ml

Biyotribokorozyon Deneyleri

Biyotribokorozyon testleri iki aşamadan oluşmaktadır. Triboloji testinde aşınma süresi ile aynı sürede ve yükte gerçekleştirilmiştir. İlk aşamada; teste başlamadan önce 15000 sn lik okuma gerçekleştirilecektir. Ardından 4000 sn lik aşınma ile okumanın öncesinde ve sonrasında 750 sn aşınmasız okuma yapılmıştır. İkinci aşamada; CPP tarama ile aşınma testi eş zamanlı yapılarak okuma gerçekleştirilmiştir. Teste başlamadan önce 15000 sn lik okuma gerçekleştirilecektir. Ardından 3N yükte, -1 V ile 3V aralığında ve 1 mV/s tarama hızında, 4000 sn lik aşınma ile okuma gerçekleştirilmiştir.

Yapısal Karakterizasyonlar

Numunelerin faz analizleri için Atatürk Üniversitesi Doğu Anadolu Yüksek Teknoloji Uygulama ve Araştırma Merkezi (DAYTAM) bünyesinde bulunan GNR-Explorer marka XRD cihazı ile $\lambda = 1,542 \text{ Å}$ dalga boyuna sahip Cu-K α radyasyonu kullanılmıştır (Şekil 43).



Şekil 43. XRD cihazı

Bütün numune gruplarının yüzey morfolojileri, kesit görüntüleri, aşınma, korozyon ve tribokorozyon testleri sonrası yüzey görüntüleri ve EDS analizleri için Atatürk Üniversitesi Doğu Anadolu Yüksek Teknoloji Uygulama ve Araştırma Merkezi (DAYTAM) bünyesinde bulunan Zeiss Sigma 300 cihazı kullanılmıştır (Şekil 44).



Şekil 44. SEM cihazı

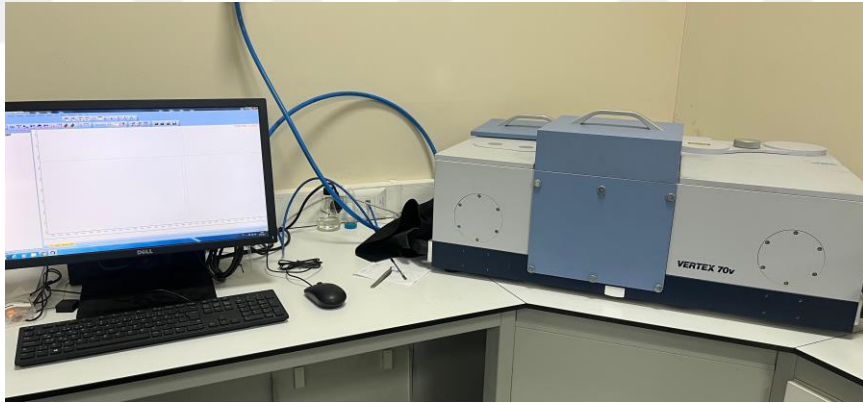
Aşınma, tribokorozyon deneyleri sonrasında ve öncesinde bütün numune gruplarının yüzey pürüzlülüğü değerlerini belirlenmesi için Erzurum Teknik Üniversitesi Yüksek Teknoloji

Uygulama ve Araştırma Merkezi (YUTAM) bünyesindeki Bruker-Contour GT markalı 3D optik profilometre cihazı kullanılmıştır (Şekil 45).



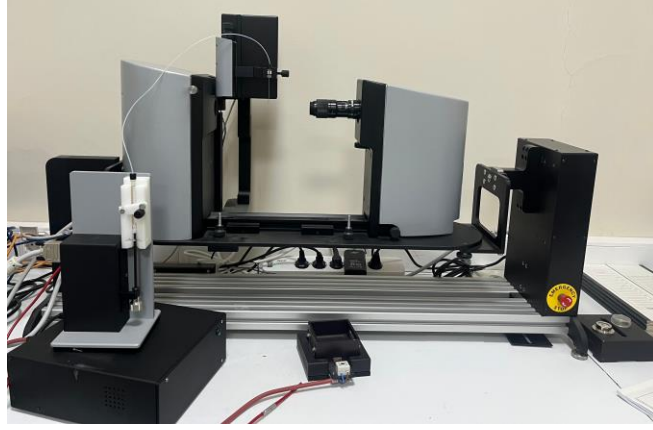
Şekil 45. 3D optik profilometre cihazı

Biyoseramik kaplı numune gruplarının FT-IR Spektrofotometresi analizleri Atatürk Üniversitesi Doğu Anadolu Yüksek Teknoloji Uygulama ve Araştırma Merkezi (DAYTAM) bünyesinde bulunan Bruker VERTEX 70v markalı cihaz ile gerçekleştirilmiştir (Şekil 46). Kullanılan cihaz, 6000 cm^{-1} - 50 cm^{-1} dalga boyu aralığında ve 4 cm^{-1} çözünürlüğüne sahiptir.



Şekil 46. FT-IR Spektrofotometresi cihazı

Bütün numune gruplarının statik temas açısı ölçümleri Atatürk Üniversitesi bünyesindeki DAYTAM'da bulunan Attention Theta Flex markalı Temas Açısı Ölçer cihazı ile gerçekleştirilmiştir (Şekil 47).



Şekil 47. Temas Açısı Ölçüm cihazı

Bütün numunelerin yüzey sertlikleri Bruker UMT Universal Mechanical Tester-UMT cihazı kullanılarak ölçülmüştür. Vickers sertlik ölçüm yöntemine göre, 100 gram yük altında ve 15 saniye bekleme süresinde 5 tekrar ile gerçekleştirilmiştir.

Bu tez çalışması kapsamında numunelere bilyalı dövme, EPD yöntemi ile sabit gerilimde farklı sürelerde hem 45S5 Bioglass hem de β -TCP kaplama işlemleri uygulandığından dolayı numunelere kısaltmalar verilmiştir. Bilyalı dövülmemiş Ti6Al4V alaşımı için Ti, bilyalı dövülmüş numuneler Almen şiddetlerine göre “5A-12A-20A-30A”, 45S5 Bioglass kaplı numuneler için “Bg”, β -TCP kaplı numuneler için “Cp”, kaplama süreleri ise “10 dk-10 / 20dk-20” olarak kısaltmalar yapılmıştır. Tablo 17’de numunelere ait yapılan kısaltmalar verilmiştir.

Tablo 17. Numune Kısaltmaları

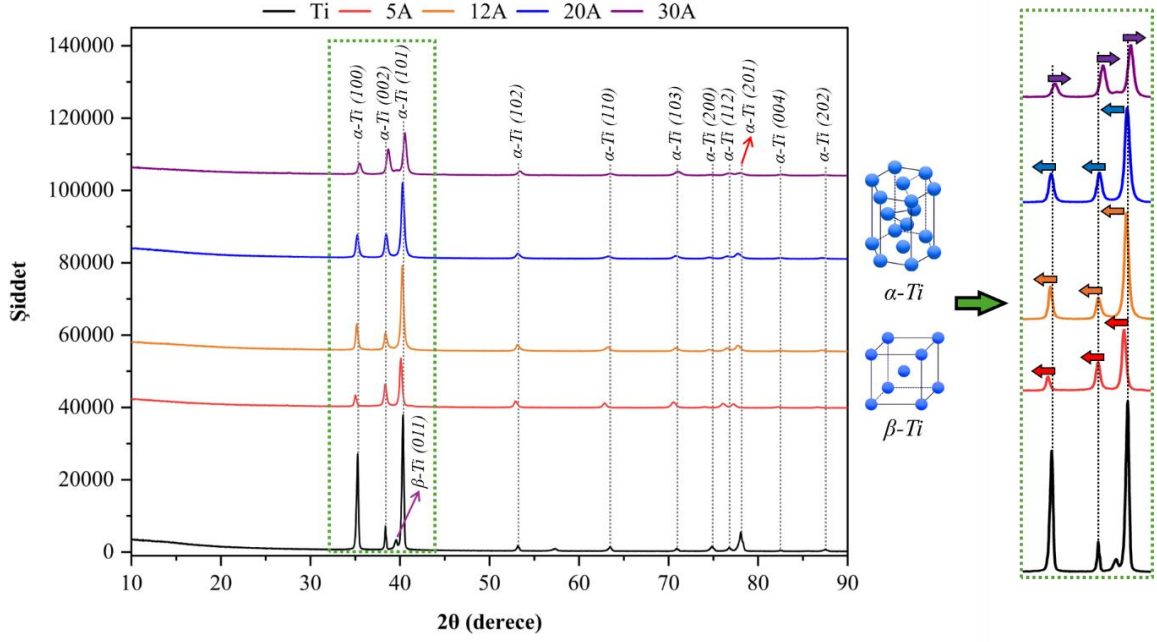
Numune ismi	Kaplama türü	Kaplama süresi	Kısaltmalar
Dövülmemiş Ti6Al4V (Ti)	-	-	Ti
5 Almen (5)	-	-	5A
12 Almen (12)	-	-	12A
20 Almen (20)	-	-	20A
30 Almen (30)	-	-	30A
Dövülmemiş Ti6Al4V (Ti)	45S5 Bioglass® (Bg)	10 dakika	TiBg10
Dövülmemiş Ti6Al4V (Ti)	45S5 Bioglass® (Bg)	20 dakika	TiBg20
Dövülmemiş Ti6Al4V (Ti)	β -TCP (Cp)	10 dakika	TiCp10
Dövülmemiş Ti6Al4V (Ti)	β -TCP (Cp)	20 dakika	TiCp20
5 Almen (5A)	45S5 Bioglass® (Bg)	10 dakika	5ABg10
5 Almen (5A)	45S5 Bioglass® (Bg)	20 dakika	5ABg20
5 Almen (5A)	β -TCP (Cp)	10 dakika	5ACp10
5 Almen (5A)	β -TCP (Cp)	20 dakika	5ACp20
12 Almen (12A)	45S5 Bioglass® (Bg)	10 dakika	12ABg10
12 Almen (12A)	45S5 Bioglass® (Bg)	20 dakika	12ABg20
12 Almen (12A)	β -TCP (Cp)	10 dakika	12ACp10
12 Almen (12A)	β -TCP (Cp)	20 dakika	12ACp20
20 Almen (20A)	45S5 Bioglass® (Bg)	10 dakika	20ABg10
20 Almen (20A)	45S5 Bioglass® (Bg)	20 dakika	20ABg20
20 Almen (20A)	β -TCP (Cp)	10 dakika	20ACp10
20 Almen (20A)	β -TCP (Cp)	20 dakika	20ACp20
30 Almen (30A)	45S5 Bioglass® (Bg)	10 dakika	30ABg10
30 Almen (30A)	45S5 Bioglass® (Bg)	20 dakika	30ABg20
30 Almen (30A)	β -TCP (Cp)	10 dakika	30ACp10
30 Almen (30A)	β -TCP (Cp)	20 dakika	30ACp20

ARAŞTIRMA BULGULARI ve TARTIŞMA

XRD Analizleri

Farklı Almen yoğunluklarında bilyalı dövülmüş ve dövülmemiş Ti6Al4V alaşımı numunelerine ait XRD grafiği Şekil 48’de verilmiştir. XRD grafiğine bakıldığı zaman Ti6Al4V alaşımının ağırlıklı olarak altıgen bir sıkı paketlenmiş (α fazı) kristal yapının hâkim olduğu ve hacim merkezli kübik (β fazı) kristal yapısının çok az olduğu görülmektedir. α -Ti’ye ait (100), (002), (101), (102), (110), (103), (200), (112) ve (201) kafes parametrelerine bağlı yansımaları ile β -Ti fazına ait ise (011) kafes parametresine bağlı yansıma elde edilmiştir (Da Silva *et al.* 1999; Meng *et al.* 2024; Ji *et al.* 2025). Ti6Al4V alaşımında α -Ti fazına ait (110), (002) ve (101) parametrelili fazların şiddeti oldukça yüksektir. XRD piklerinden anlaşılacağı üzere Ti6Al4V alaşımı $\alpha+\beta$ fazlarından meydana geldiği görülmektedir (Şekil 48). 5A-12A-20A ve 30A şiddetinde bilyalı dövülmüş numunelerin XRD kırınım desenlerine bakıldığı zaman, bilyalı dövme işleminin numunelerde herhangi bir faz değişimine neden olmadığı görülmüştür. Ayrıca bilyalı dövme işlemi sonrasında numunelerde, β fazına ait belirgin bir kırınım piki görülmemiştir. Bilyalı dövme işlemi, yüzeyde yüksek oranda plastik deformasyona neden olmaktadır. Bu deformasyonda, yapı içerisinde bulunan β fazının, çözünmesine, yeniden dağılmasına ya da çok ince taneli hale gelmesine neden olarak XRD ile tespit edilemeyecek kadar küçük hacim oranına ulaşmasına yol açabilir (Amaya-Vazquez *et al.* 2012). Açıklanan bu sebeplerden dolayı, XRD grafiğinden de görüldüğü üzere dövme işlemi sonrası yapı içerisinde β fazına ait pik tespit edilememiştir.

Şekil 48’de görüldüğü gibi, bilyalı dövme işlemi sonrasında 5A, 12A, 20A ve 30A numunelerinin XRD kırınım tepeleri, Ti numunesine göre belirgin bir şekilde genişlemiş ve kaymıştır. Bu genişleme ve kayma, bilyalı dövme işlemi sırasında meydana gelen aşırı plastik deformasyonun bir sonucudur (M. Zhang *et al.* 2024). Ayrıca artan plastik deformasyon etkisinden dolayı bilyalı dövülmüş numunelerin (5A-12A-20A ve 30A) yarı maksimumdaki tam genişliği (FWHM) değerlerinde de değişiklik olmuştur (Ongtrakulkij *et al.* 2020; M. Zhang *et al.* 2024). Bu deformasyon, tane boyutunun küçülmesi, mikrogerinim, kafes yapısındaki bozulmalar ve dislokasyon yoğunluğundaki artış gibi mikroyapısal değişikliklerle doğrudan ilişkilidir. Tane incelmeye bağlı meydana gelen genişlemeler, dövme işlemi ile belirli boyuttaki tanelerin birbirine göre tutarsız olarak kırılmasından dolayı meydana gelmiştir (M. Zhang *et al.* 2024; Ji *et al.* 2025).



Şekil 48. Ti, 5A, 12A, 20A ve 30A numunelerine ait XRD grafiği

Bilyalı dövülmüş numunelerin FWHM değerleri, Ti'ye göre artmıştır. FWHM değerindeki artış, plastik deformasyon sonucu oluşan tane boyutunun küçülmesi, kafes düzlemlerinde meydana gelen distorsiyonlar ve dislokasyon yoğunluğundaki artış ile ilişkilendirilir (Fu *et al.* 2018; Ongtrakulkij *et al.* 2020). Ayrıca, FWHM değeri, malzemenin yüzey sertliği ve tane boyutunun bir göstergesi olarak kabul edilmektedir. Bu sebeple FWHM değeri arttıkça, malzemenin yüzey sertliği de genellikle artmaktadır (Fu *et al.* 2018b) (Şekil 48). Ti, 5A, 12A, 20A ve 30A numunelerinin pik konumu (2 theta) ve FWHM değerleri Tablo 15'te verilmiştir. Tablo 18'de verilen FWHM değerlerine bakıldığı zaman, dövme işlemi sonrasında Ti'ye yüksek değerler elde edilmiştir. Numunelerin ortalama kristal boyutları Scherrer eşitliği kullanılarak hesaplanmıştır. Scherrer eşitliğine göre tane boyutu FWHM değeri ters orantılıdır (X. Meng *et al.* 2024).

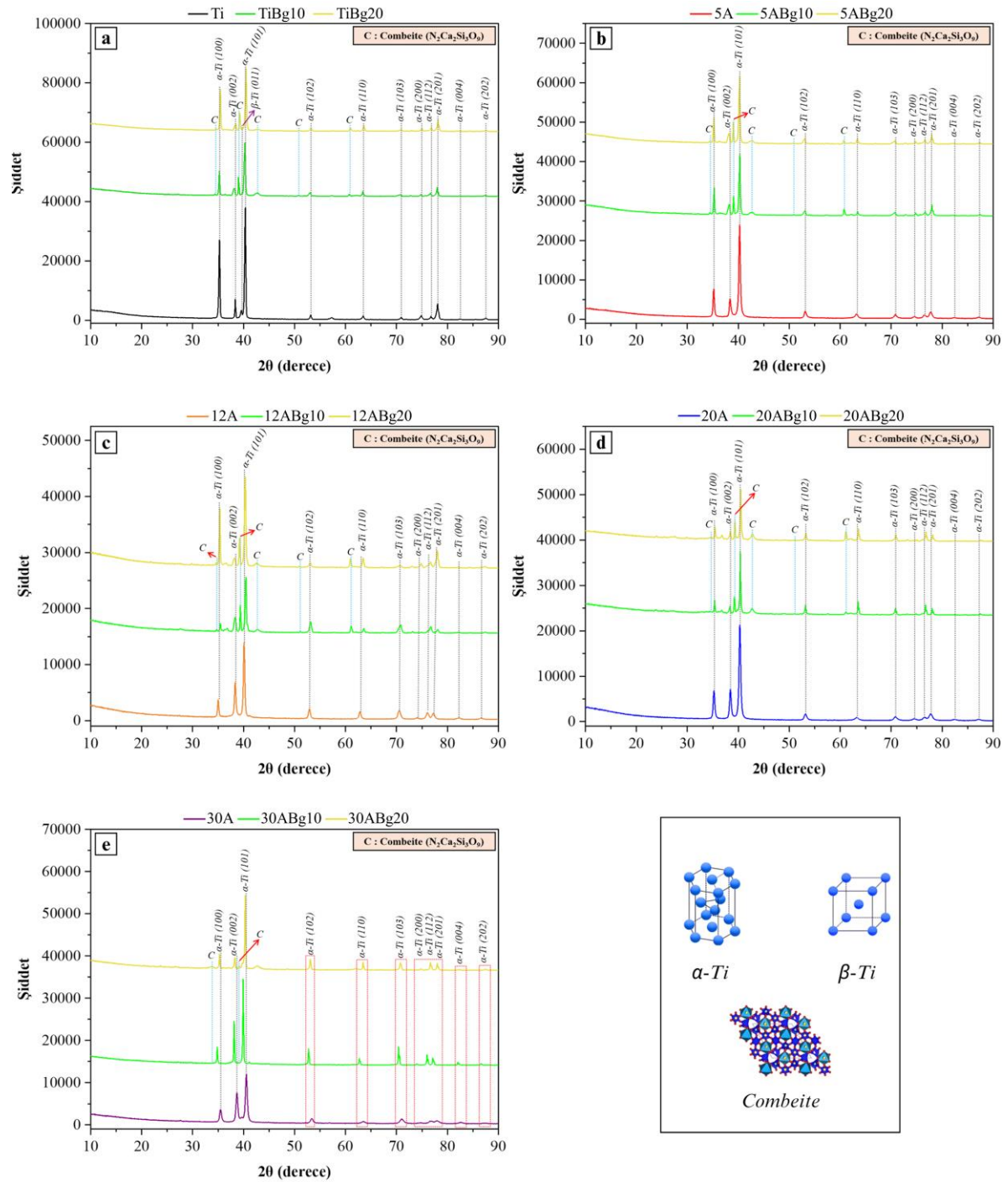
$$D = \frac{K\lambda}{\beta \cos \theta} \quad (19)$$

Scherrer eşitliğinde; D tane boyutunu, K Scherrer sabitini (0,89), λ X-ışını dalga boyunu (Cu için $\lambda=0,15406$), θ Bragg açısı ve β ise kırınım pikinin yarı maksimumdaki tam genişliği (FWHM) olarak adlandırılmaktadır (V. Pandey *et al.* 2019). Scherrer eşitliği ile yapılan hesaplamalara göre Ti, 5A, 12A, 20A ve 30A numuneleri için sırasıyla 32,20 nm, 25,31 nm, 23,10 nm, 20,70 nm ve 19,71 nm'dir. Ortalama tane boyutlarından da görüldüğü üzere Almen şiddetinin artmasıyla tane boyutunun azaldığı görülmektedir.

Tablo 18. Ti, 5A, 12A, 20A ve 30A Numunelerinin 2 θ Kırınım Açısı, FWHM Değerleri ve Ortalama Kristal Boyutları

Numune	2 θ (°)	FWHM	Kristal Boyutu (nm)
Ti	40,349	0,27465	32,20
5A	40,113	0,34921	25,31
12A	40,271	0,38280	23,10
20A	40,323	0,42571	20,70
30A	40,560	0,44903	19,71

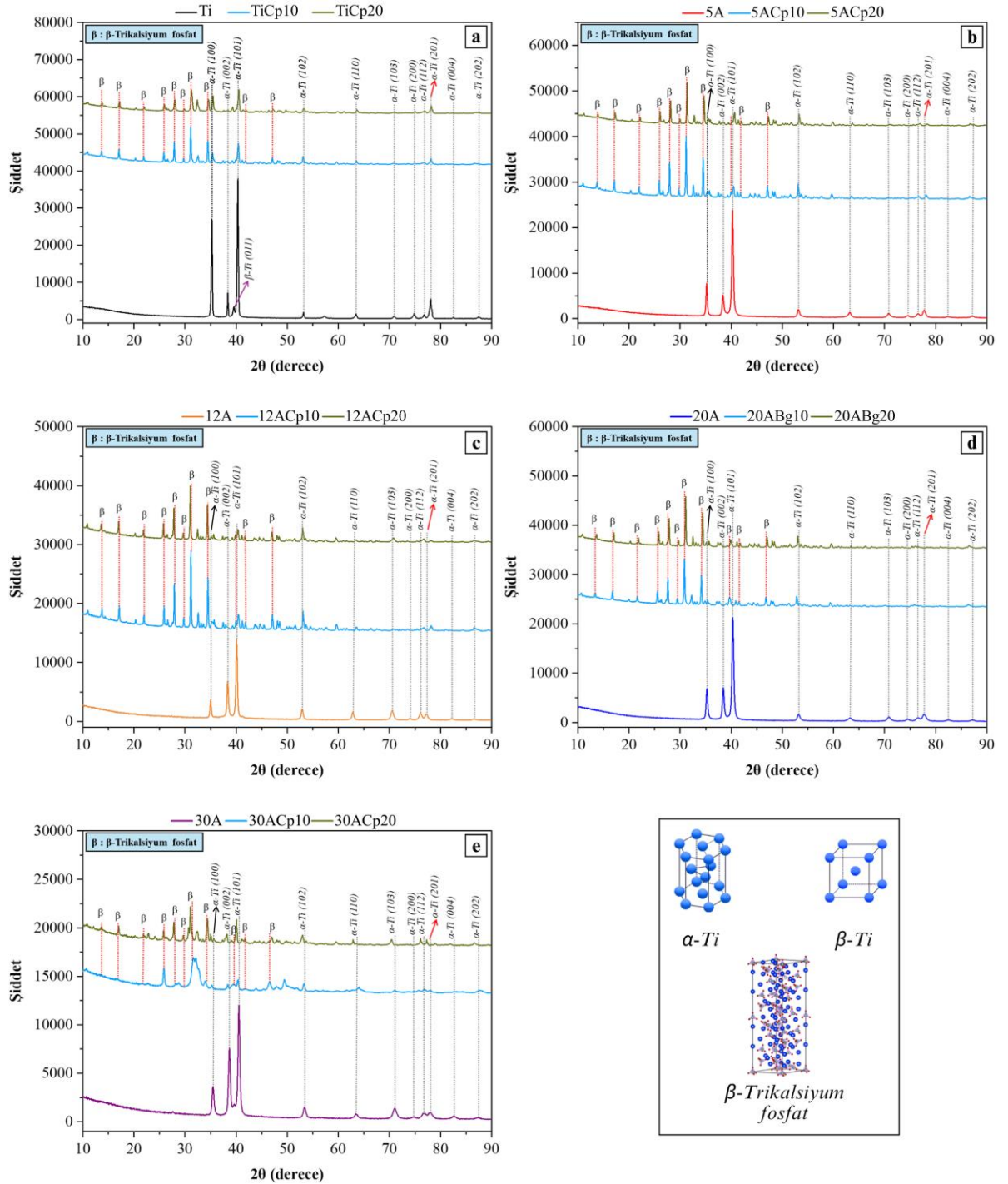
Şekil 49’da EPD yöntemi ile 10 ve 20 dakika sürelerinde 45S5 Bioglass kaplı bütün numune gruplarına ait XRD grafiği verilmiştir. 45S5 Bioglass, hızlı soğuma yöntemi ile elde edilen bir bioaktif cam olduğundan dolayı karakteristik olarak amorf bir yapıya sahiptir. Bu sebeple sinterleme işlemi yapılmadan alınan XRD analizi sonucunda elde edilen kırınım deseninde, belirgin bir kristal faza özgü keskin kırınım zirveleri yerine, geniş ve düşük yoğunluklu geniş bir kırınım tepesi gözlemlenmektedir (Bretcanu *et al.* 2009; Xin *et al.* 2010). Bu sebeple, EPD sonrası sinterleme işlemi gerçekleştirilmiştir. Şekil 49’da verilen XRD grafiklerine bakıldığında zaman hegzagonal yapıda ve kristalize bir faz formunda olan Combeite ($\text{Na}_2\text{Ca}_2\text{Si}_3\text{O}_9$) veya sodyum kalsiyum silikat fazı belirgin olarak görülmektedir. Elde edilen XRD grafiğine bakıldığında zaman 34,5°, 39,6°, 42,4°, 50,8° ve 60,7° 2 θ değerlerinde Combeite pikleri elde edilmiştir (Bretcanu *et al.* 2009; Cheng *et al.* 2016; Adams *et al.* 2017). Şekil 49-a-b-c-d’de 2 θ = 39,6°’de ki pik dışında, diğer combeite pikleri çok daha düşük yoğunlukta gözlemlenmiştir. Bu da yarı kristalleşmeye işaret etmektedir (Adams *et al.* 2017). Ayrıca XRD grafiklerinde elde edilen zayıf combeite piklerin varlığı, 45S5 Bioglass tozunun söndürme hızı ile açıklanabilir (Lefebvre *et al.* 2007; Azzouz *et al.* 2020). Ayrıca 10 ve 20 dakika sürelerinde gerçekleştirilen EPD işlemi sonrası elde edilen XRD grafiklerinde belirgin bir fark görülmemiştir. 45S5 Bioglass kaplı yüzeylerden elde edilen α -Ti ve β -Ti pik şiddetleri değişkenlik göstermiştir.



Şekil 49. 45S5 Bioglass kaplı numunelere ait XRD grafiği

Şekil 50’de EPD yöntemi ile 10 ve 20 dakika sürelerinde β-Trikalsiyum fosfat (β-TCP) kaplı bütün numune gruplarına ait XRD grafiği verilmiştir. EPD sonrasında gerçekleştirilen sinterleme işlemi β-TCP’nin faz yapısında herhangi bir değişikliğe neden olmamıştır. XRD grafiklerine bakıldığı zaman (Şekil 50-a-b-c-d-e) 2θ değeri 13,8°, 17,1°, 21,8°, 25,8°, 27,8°, 29,7°, 31,1°, 34,5°, 41,1° ve 47,2° karşılık gelen tepe noktalarının β-TCP’ye ait kırınım desenleri olduğu görülmektedir (Prem Ananth *et al.* 2015; Prem Ananth *et al.* 2015; Dhiflaoui *et al.* 2024). Ayrıca 25,8°, 27,8° ve 41,1° 2θ değerleri β-TCP’nin karakteristik pikleridir (Dhiflaoui *et al.* 2024). β-TCP, Rhombohedral kristal yapısına sahiptir ve bu yapı altıgen

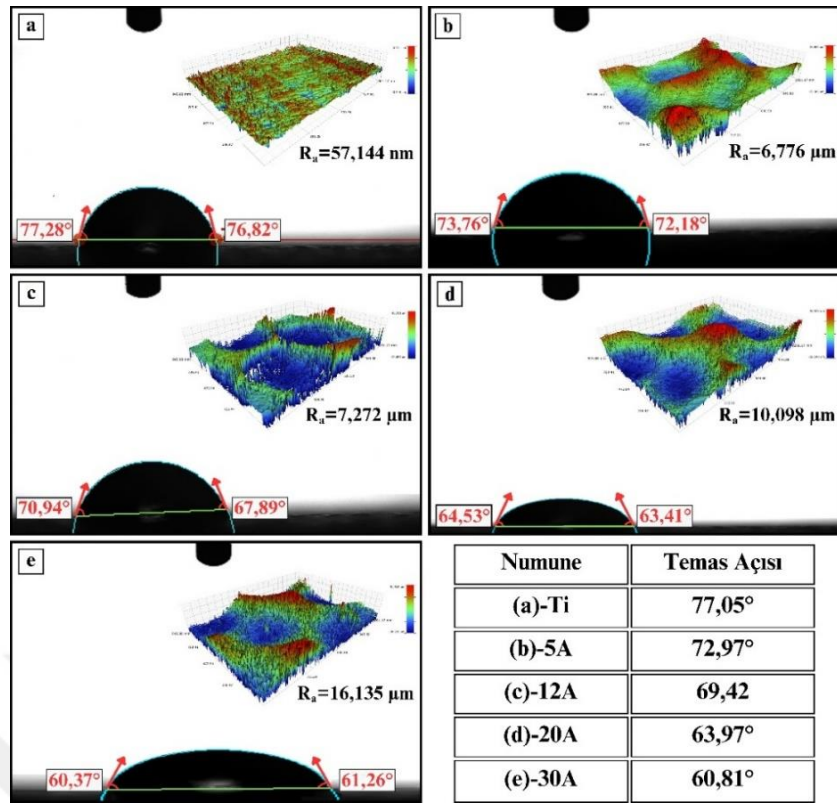
düzende (birim hücre parametreleri; $a=b=10.3958 \text{ \AA}$, $c=37.3122 \text{ \AA}$, $\alpha=\beta=90^\circ$ ve $\gamma=120^\circ$) tanımlanmaktadır (Prem Ananth *et al.* 2015). XRD grafiklerine bakıldığı zaman taban malzemeden gelen α -Ti ve β -Ti'ye ait piklerin varlığı görülmektedir. Ancak kaplama kaplama süresinin artmasıyla taban malzemeden elde edilen α -Ti ve β -Ti pik şiddetleri değişkenlik göstermiştir. α -Ti'ye ait (100), (002) ve (101) düzlemlerinden elde edilen pik şiddetlerinde düşüş olmuştur. Benzer şekilde β -Ti fazı, Ti içerisinde içerisinde X-ışını tarafından tespit edilemeyecek kadar küçük olmasından dolayı β -TCP kaplı yüzeylerde belirgin bir pik görülmemiştir (Amaya-Vazquez *et al.* 2012).



Şekil 50. β -TCP kaplı numunelere ait XRD grafiği

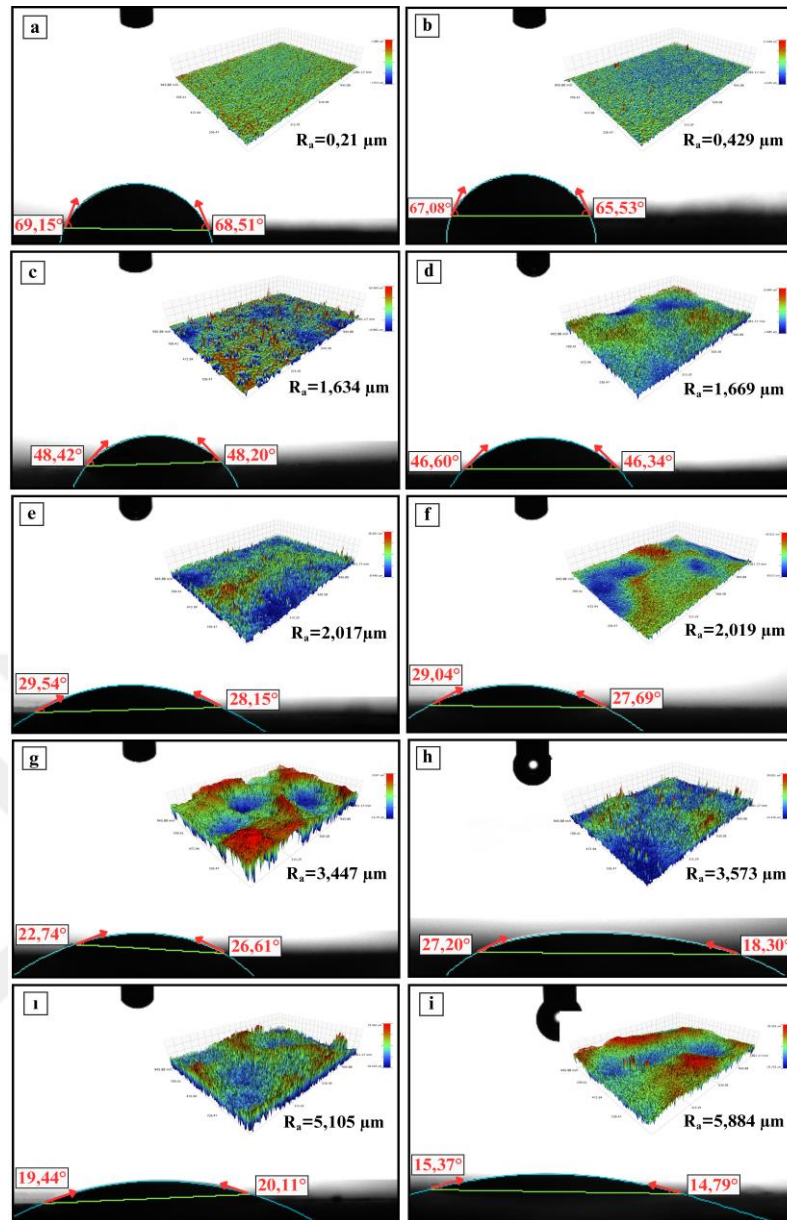
Statik Temas Açısı Ölçümü

Bütün numune gruplarının yüzey ıslanabilirlik özelliklerini değerlendirmek amacıyla, oda sıcaklığında 5 µL'lik damıtılmış su damlasının yüzey üzerinde 10 saniye boyunca tutulmasıyla statik temas açısı ölçümleri gerçekleştirilmiştir. Bir malzemenin ıslanabilirliği, temas açısı ile nicel olarak ifade edilebilir. Temas açısı, yüzeyin ıslanabilirliği ile ters orantılıdır. Daha küçük temas açısı daha yüksek ıslanabilirlik (hidrofiliklik) veya daha yüksek temas açısı daha düşük ıslanabilirlik (hidrofobiklik) anlamına gelmektedir. Yüzey ıslanabilirliği, yüzeyin hidrofilik mi yoksa hidrofobik mi olduğunu göstermektedir (Law, 2014). Şekil 51'de bilyalı dövülmemiş ve dövülmüş numunelere ait temas açısı ölçümleri ve 3D optik profilometre yüzey görüntüleri verilmiştir. Temas açısı ölçümlerine bakıldığında zaman 90°'den küçük değerler elde edildiğinden dolayı Ti, 5A, 12A, 20A ve 30A numunelerinin hidrofilik bir karakterde oldukları söylenilebilir (Law, 2014; L. Zhu *et al.* 2017). Bilyalı dövülmüş numunelerin, dövülmemiş numuneye göre daha düşük temas açısı değerlerine sahiptir. En düşük temas açısı 30A'da (60,81°) elde edilmiştir. Almen şiddetinin artmasıyla ıslanabilirliğin arttığı gözlemlenmiştir. Bilyalı dövme işlemi sonrasında artan yüzey pürüzlülüğü yüzey ıslanabilirliğini artıran en önemli bir parametredir. Artan yüzey pürüzlülüğü yüzey enerjisinin artmasına neden olmuştur (Spori *et al.* 2008; Yazdani Samani *et al.* 2023). Yüzey pürüzlülüğü değerleri Ti, 5A, 12A, 20A ve 30A numuneleri için sırasıyla (R_a) 57,144 nm, 6,776 µm, 7,272 µm, 10,098 µm ve 16,135 µm olarak ölçülmüştür (Şekil 51). Almen şiddetinin artmasıyla pürüzlülük orantılı olarak artmıştır. Pürüzlülük arttıkça da temas açısında azalmıştır (Bozkurt *et al.* 2022). Ayrıca, bilyalı dövme işlemi yüzeyde gerilme ve deformasyona neden olarak yüzey enerjisinde artışa yol açmaktadır. Bu da yüzeyin daha düşük temas açısı ile ıslanabilirliğini artırmasına neden olmaktadır. Bu nedenle bilyalı dövülmemiş Ti için 77,05°'ten 5A, 12A, 20A, 30A numunelerinin sırasıyla 72,97°, 69,42°, 63,97°, 60,81°'e düşmüştür. Bilyalı dövme işlemi uygulanmış numunelerin yüzey ıslanabilirliği daha pürüzlü yüzey nedeniyle azalmıştır (Şekil 51). Dövme sonrası yüzeyinde meydana gelen tane incilmesi de yüzeyin ıslanabilirliğini artırmada olumlu bir etkiye sahiptir (Hussein *et al.* 2022).



Şekil 51. (a) Ti, (b) 5A, (c) 12A, (d) 20A ve (e) 30A numunelerine ait temas açısı ölçümleri ve yüzey pürüzlülükleri

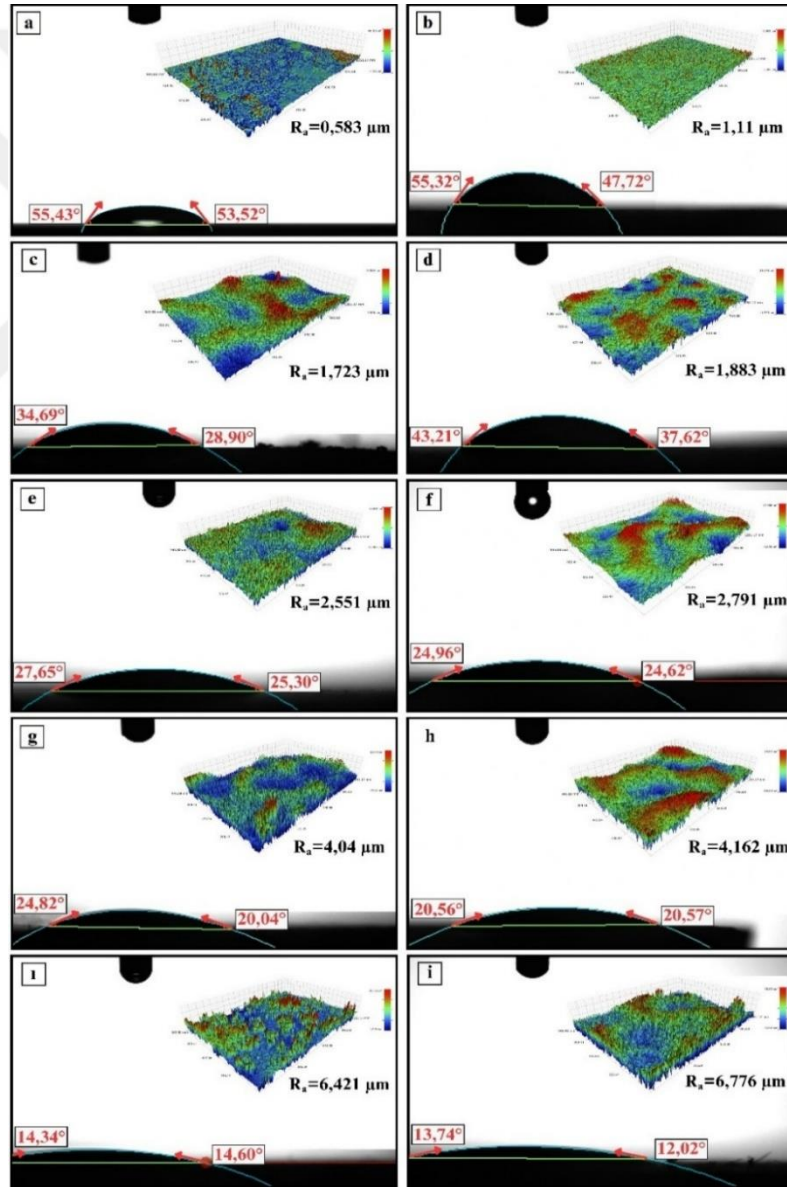
45S5 Bioglass kaplı bütün numune gruplarına ait temas açısı ölçümleri ve 3D optik profilometre yüzey görüntüleri Şekil 52’de verilmiştir. Genel olarak bakıldığında zaman 45S5 Bioglass kaplı yüzeylerin hidrofilik karakterde olduğu söylenilebilir. Bilyalı dövme işlemi sonrasında artan Almen yoğunluğunun etkisi 45S5 Bioglass kaplama sonrası yüzey pürüzlülüğünü de etkilemiştir. Yüzey pürüzlülüğünün artmasıyla da yüzey ıslanabilirliği yani temas açısı değeri düşmüştür. Kaplama işlemi sonrasında numune yüzey pürüzlülükleri bilyalı dövülmüş numune yüzeylerine göre daha düşük yüzey pürüzlülükleri elde edilmiştir. Buda, dövme işlemi sonrasında yüzeyde meydana gelen tekstür veya boşlukların 45S5 Bioglass ile dolarak pürüzlülüğü azaltmasından kaynaklanmaktadır. Şekil 51’de verilen Ti, 5A, 12A, 20A ve 30A numunelerine göre daha düşük yüzey pürüzlülükleri elde edilmesine rağmen daha düşük temas açıları elde edilmiştir. Bu durum, 45S5 Bioglass’ın hidrofilik karakterde olmasından kaynaklanmaktadır. Çünkü yapısında bulunan silika (SiO_2), sodyum oksit (Na_2O), kalsiyum oksit (CaO) ve fosfor pentoksit (P_2O_5) bileşenlerinin su ile kolay bir şekilde etkileşime girerek hidroksil ($-\text{OH}$) grupları oluşturmaktadır. Böylece $-\text{OH}$ gruplarının varlığından dolayı da hidrofilik karakterdedir. Ayrıca su ile teması silanol ($\text{Si}-\text{OH}$) gruplarının oluşumunu destekler ve su molekülleri ile hidrojen bağları kurarak sıvının yüzeyde yayılmasını kolaylaştırır (W. Li *et al.* 2014; López *et al.* 2016a). EPD süresinin artmasıyla birlikte film kalınlığı artmış, artan film kalınlığı ile birlikte de hem yüzey pürüzlülüğü artmış hem de hidrofiliklik artmıştır.



Şekil 52. (a) TiBg10, (b) TiBg20, (c) 5ABg10, (d) 5ABg20, (e) 12ABg10, (f) 12ABg20, (g) 20ABg10, (h) 20ABg20, (i) 30ABg10 ve (j) 30ABg20 numunelerine ait temas açısı ölçümleri ve yüzey pürüzlülükleri

β -TCP kaplı bütün numune gruplarına ait temas açısı ölçümleri ve 3D optik profilometre yüzey görüntüleri Şekil 53'te verilmiştir. TiCp10, TiCp20, 5ACp10, 5ACp20, 12ACp10, 12ACp20, 20ACp10, 20ACp20, 30ACp10 ve 30ACp20 numuneleri için temas açıları sırasıyla 54,47°, 51,52°, 31,79°, 40,42°, 26,48°, 24,79°, 22,43°, 20,57°, 14,47°, 12,88° olarak ölçülmüştür (Şekil 53). Ayrıca EPD sonrasında Şekil 51'de verilen işlemsiz ve bilyalı dövülmüş numunelere göre daha düşük yüzey pürüzlülükleri elde edilmiştir. Bu da β -TCP'nin dövme sonrasında yüzeydeki tekstür ve boşlukları doldurmasından kaynaklanmaktadır. Genel olarak yüzeylere bakıldığı zaman kaplama işlemi uygulanmamış ve 45S5 Bioglass kaplı yüzeylere göre daha düşük temas açısına sahip oldukları yani hidrofilitenin arttığı görülmektedir. Bu da β -TCP'nin yapı içerisinde bulunan fosfat tetrahedralin (PO_4^{3-}) varlığından kaynaklanmaktadır.

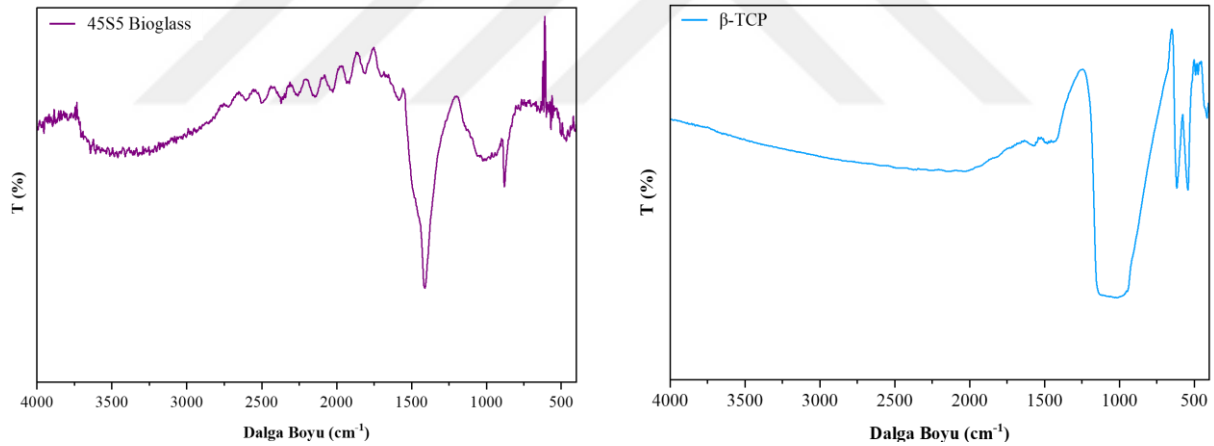
Fosfat (PO_4^{3-}) iyonları negatif olarak yüklüdür. Su molekülleri ise polar yapıya sahiptir. Fosfat iyonları su molekülleri ile elektrostatik çekim kurma eğilimindedir. Bu nedenle su damlacığının yüzeyde yayılmasına neden olarak hidrofiliği artırmaktadır (Behera *et al.* 2018). Ayrıca kaplama kalınlığının artması hem pürüzlülüğü hem de hidrofilitiyi artırmıştır. β -TCP kaplı yüzeylerde de Almen şiddetinin artması hem yüzey pürüzlülüğünü hem de hidrofiliği etkilemiştir. Ayrıca hem β -TCP hem de 45S5 Bioglass kaplı numuneler, yüzey düzensizlikleri ve gözenekli morfolojileri nedeni ile kaplama işlemi uygulanmamış numunelere göre düşük temas açıları sergilemişlerdir. Bu durum Şekil 52-53'te gösterilmiştir. β -TCP, yapısı nedeni ile biyolojik sıvılara (SBF pH=7,4) temas ettiği anda hızla iyonik çözünmeye başlar. Bu da yapısında bulunan kalsiyum ve fosfat iyonlarının serbest kalmasına neden olarak kemik oluşumunu artırır (Wang *et al.* 2012; Behera *et al.* 2018).



Şekil 53. (a) TiCp10, (b) TiCp20, (c) 5ACp10, (d) 5ACp20, (e) 12ACp10, (f) 12ACp20, (g) 20ACp10, (h) 20ACp20, (i) 30ACp10 ve (j) 30ACp20 numunelerine ait temas açısı ölçümleri ve yüzey pürüzlülükleri

FTIR analizleri

EPD yöntemi ile 45S5 Bioglass ve β -TCP kaplı Ti6Al4V alaşımı numunelerinden alınan FTIR spektrumları Şekil 54'te verilmiştir. Şekil 54a'da 45S5 Bioglass kaplı yüzeyden elde edilen FTIR spektrumuna bakıldığı zaman, 780 ve 880-1030 cm^{-1} pikleri sırasıyla silikat gruplarının simetrik ve asimetrik germe titreşimleri ile ilişkilidir. Bu asimetrik titreşim (880 cm^{-1}) iki ve bir köprülenmeyen oksijen (1030 cm^{-1}) atomuna sahip Si-O bağları tarafından oluşturulmaktadır. Köprülenmeyen oksijen atomları Si-O germe titreşimi 880 cm^{-1} piki ile ilişkilidir. Ayrıca 1200 cm^{-1} 'deki tepe noktası P=O bağının titreşim bandı ile ilişkilidir. Bioglass kaplamaların Ca_2SiO_4 kristalizasyonu Ca-O, Si-O ve P-O'nun bazı iyonik bağ kuvvetlerinin kırılmasına neden olabilir, bu da sırasıyla 497, 780 ve 1419 cm^{-1} 'deki kızılötesi yanıtta değişikliklere neden olur (Rojas *et al.* 2020). Şekil 54b'de β -TCP kaplı Ti6Al4V alaşımı numunesinden elde edilen FTIR spektrumunda, yaklaşık 1600 cm^{-1} 'deki karakteristik absorpsiyon bandı, su emilimine atfedilir ve bu da hidrofilik karakterde olduğunu göstermektedir. 900–1200 cm^{-1} aralığındaki geniş bant, fosfat (PO_4^{3-}) gruplarının gerilme titreşimlerine karşılık gelmektedir. Ayrıca 561 ve 607 cm^{-1} 'deki bantlar β -TCP fazında bulunan PO_4^{3-} gruplarının karakteristik titreşimleridir (Mehdikhani & Borhani, 2014).



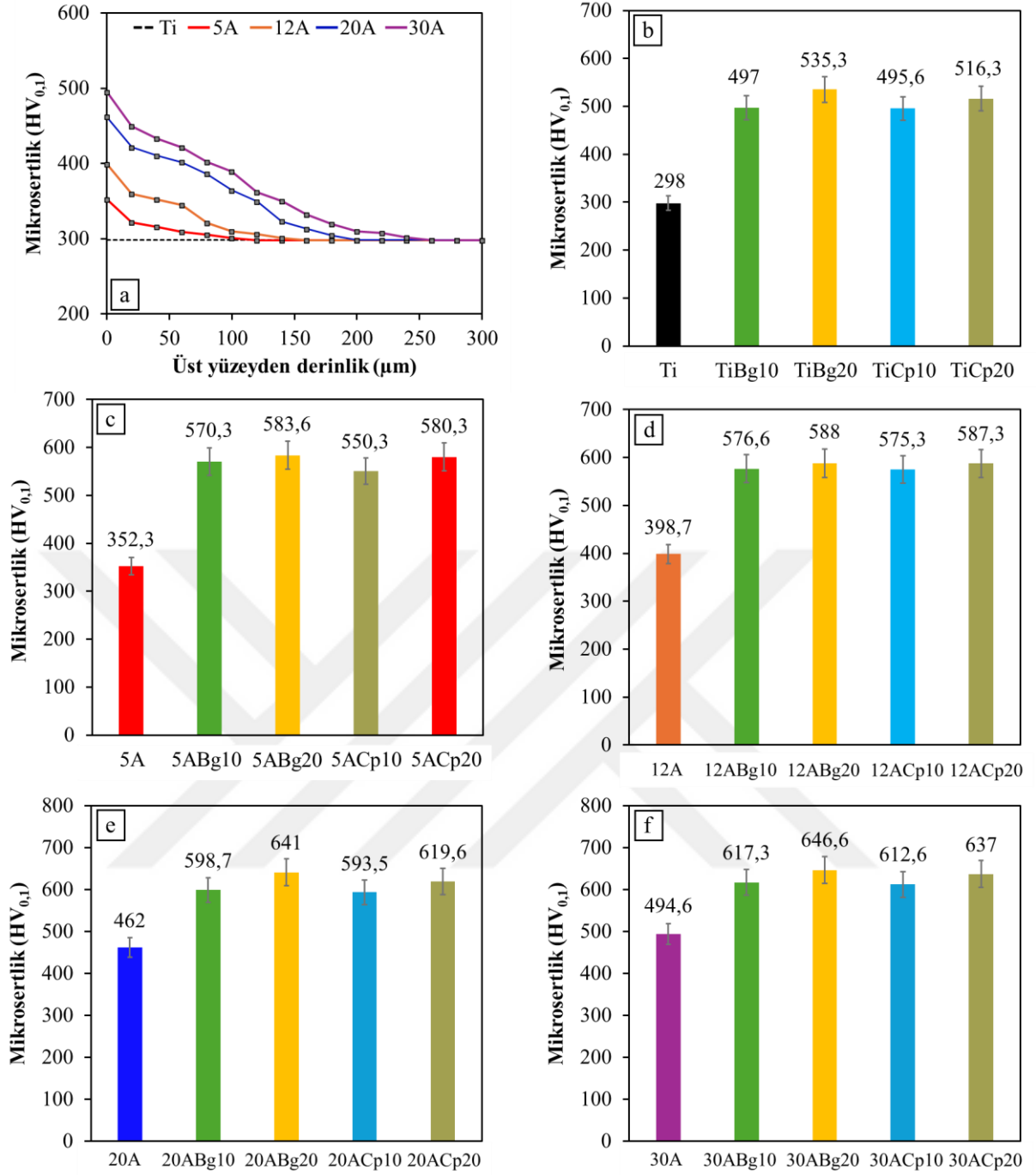
Şekil 54. 45S5 Bioglass ve β -TCP kaplamalara ait FTIR analizleri

Mikro Yapı ve Sertlik Analizleri

Bütün numune gruplarına ait sertlik değerleri Şekil 55'te verilmiştir. Şekil 55a'da kaplama işlemi uygulanmamış Ti, 5A, 12A, 20A ve 30A numuneleri için derinlik boyunca sertlikleri verilmiştir. Herhangi bir yüzey işlemi uygulanmamış Ti numunesinin yüzey sertliği 298 HV olarak ölçülmüştür. Bilyalı dövme işlemi sonrası 5A, 12A, 20A ve 30A numunelerinin yüzey sertliklerinde ilk değere göre karşılaştırıldıkları zaman sırasıyla %18,2, %33,79, %55,03 ve %65,97 oranında artış olmuştur. Şekil 55a'ya bakıldığı zaman numunenin merkezine doğru gidildikçe yani numune yüzeyine olan mesafe arttıkça sertliğin kademeli olarak azaldığı ve etkili sertleşme derinliğinin 5A, 12A, 20A ve 30A numuneleri için sırasıyla 120, 160, 200 ve

260 μm olduğu bulunmuştur. Ayrıca Almen yoğunluğunun artmasıyla hem yüzey sertliğin de hem de sertleşme derinliğinde artış olmuştur. Bilyalı dövme işlemi sonrasında yüzeye yüksek hızlarla çarpan bilyalar, dislokasyon yoğunluğunun artmasına, tane incelmesine, bası artık gerilmesine ve kafes çarpılasına neden olarak yüzey sertliğini artırmaktadır (Srikanth *et al.* 2025; M. Zhang *et al.* 2025; Q. Zhu *et al.* 2025). Almen yoğunluğunun artmasıyla deformasyon şiddeti de artmış ve böylece tane boyutu küçülmüştür (Tablo 20). Tane boyutunun küçülmesiyle birlikte Hall–Petch bağıntısına göre mukavemet artar. Ayrıca tane incilmesi sonucunda artan tane sınır sayısı dislokasyon hareketlerine karşı bariyer görevi görür (Amanov & Umarov, 2018; Gao *et al.* 2021). Bu da yüzey sertliğinin artmasına sebep olur. Böylece hem en yüksek yüzey sertliği hem de sertleşme derinliği Almen yoğunluğu en yüksek olan 30A’da elde edilmiştir. Çelik bilyaları numune yüzeyine belirli bir hızda ve tekrarlı bir şekilde çarpması sonucunda artan plastik deformasyon, dislokasyon yoğunluğunda önemli bir artışa neden olmuştur. Bilyalı dövme işlemi uygulanmamış Ti numunesinde dislokasyon yoğunluğu $2,11 \times 10^{11} \text{ mm}^{-2}$ iken, dövme işlemi uygulanmış 5A, 12A, 20A ve 30A numunelerinde dislokasyon yoğunluğu sırasıyla $2,68 \times 10^{11} \text{ mm}^{-2}$, $2,93 \times 10^{11} \text{ mm}^{-2}$, $3,28 \times 10^{11} \text{ mm}^{-2}$ ve $3,44 \times 10^{11} \text{ mm}^{-2}$ ’ye yükselmiştir. Artan dislokasyonlar birbirlerinin hareketlerini kısıtlayarak malzemenin sertlik artışının en önemli etkenlerinden biridir.

EPD yöntemi ile 10 ve 20 dk sürelerinde gerçekleştirilen 45S5 Bioglass ve β -TCP kaplama sonrası numune yüzey sertliklerinin arttığı görülmektedir (Şekil 55b-c-d-e-f). Kaplama süresinin artmasıyla yüzey sertlikleri de artmıştır. Ayrıca kaplı yüzeylerin sertliklerinde Almen yoğunluğunun etkisi varlığını göstermiştir. 45S5 Bioglass camı karaktarde olduğundan dolayı β -TCP’ye göre yüksek sertliğe sahiptir. 45S5 Bioglass’ın bu camı yapısı kaplı bulunduğu yüzeyin sertliğini artırmıştır (Tricoteaux *et al.* 2011; Nawaz *et al.* 2023). Ayrıca 45S5 Bioglass kaplama sonrasında gerçekleştirilen sinterleme işlemi sonrasında combeite fazının oluşması yüzey sertliğini iyice artırmıştır (Zandi Karimi *et al.* 2018). Bu durumda yüksek Almen şiddetine sahip β -TCP kaplı yüzeylerin, düşük Almen şiddetine sahip 45S5 Bioglass kaplı yüzeylerden düşük yüzey sertliklerin elde edilmesine neden olmuştur. Genel olarak Şekil 55’te verilen yüzey sertlik değerlerine göre; 30ABg20 > 20ABg20 > 30ACp20 > 20ACp20 > 30ABg10 > 30ACp10 > 20ABg10 > 20ACp10 > 12ABg20 > 12ACp20 > 5ABg20 > 5ACp20 > 12ABg10 > 12ACp10 > 5ABg10 > 5ACp10 > TiBg20 > TiCp20 > TiBg10 > TiCp10 > 30A > 20A > 12A > 5A > Ti olarak sıralama elde edilmiştir.

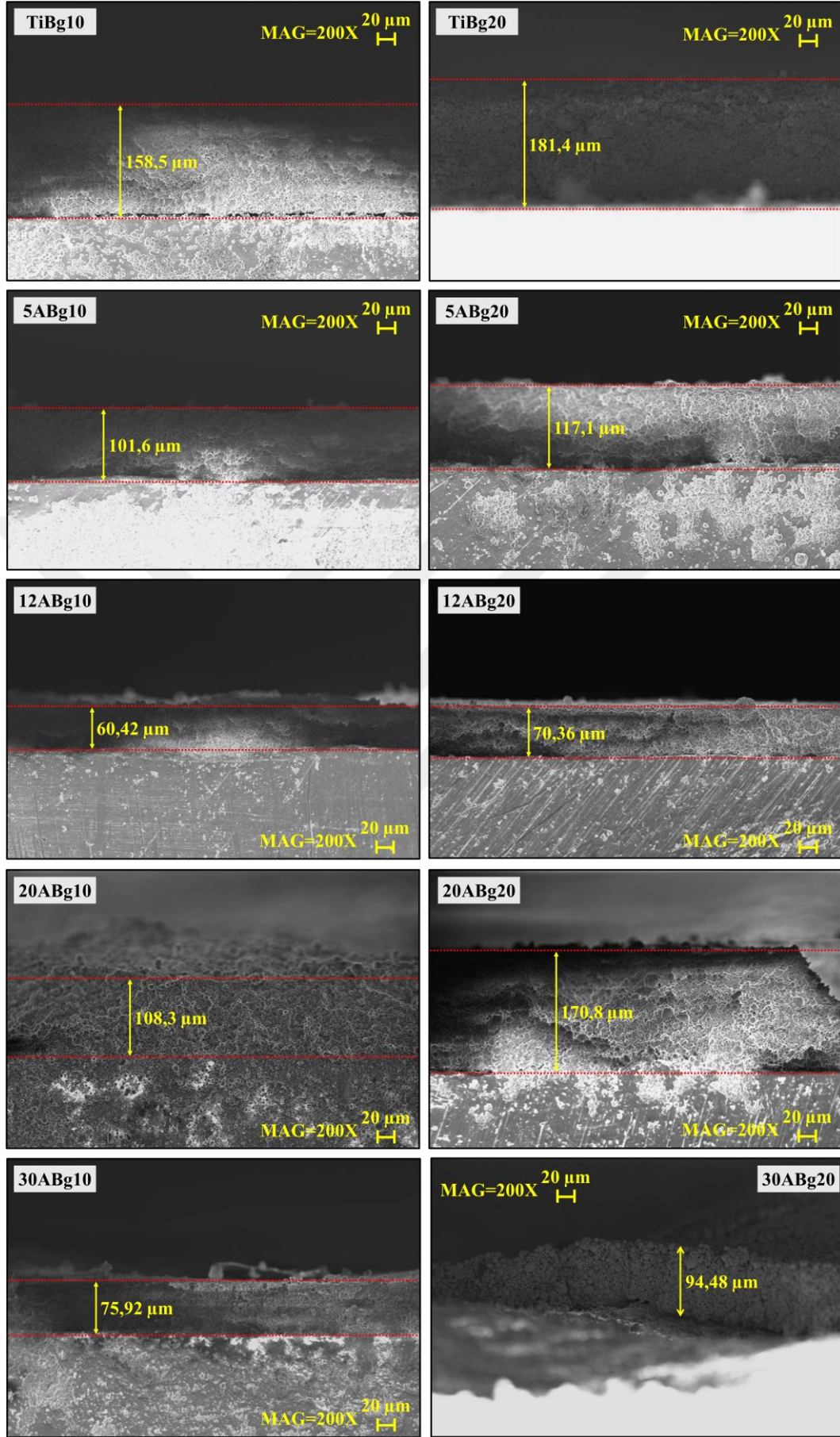


Şekil 55. Bütün numune gruplarının mikrosertlikleri; (a) Ti, 5A, 12A, 20A ve 30A numunelerinin mikrosertlik – üst yüzeyden derinlik grafiği, (b) Ti-TiBg10-TiBg20-TiCp10-TiCp20, (c) 5A-5ABg10-5ABg20-5ACp10-5ACp20, (d) 12A-12ABg10-12ABg20-12ACp10-12ACp20, (e) 20A-20ABg10-20ABg20-20ACp10-20ACp20, (f) 30A-30ABg10-30ABg20-30ACp10-30ACp20

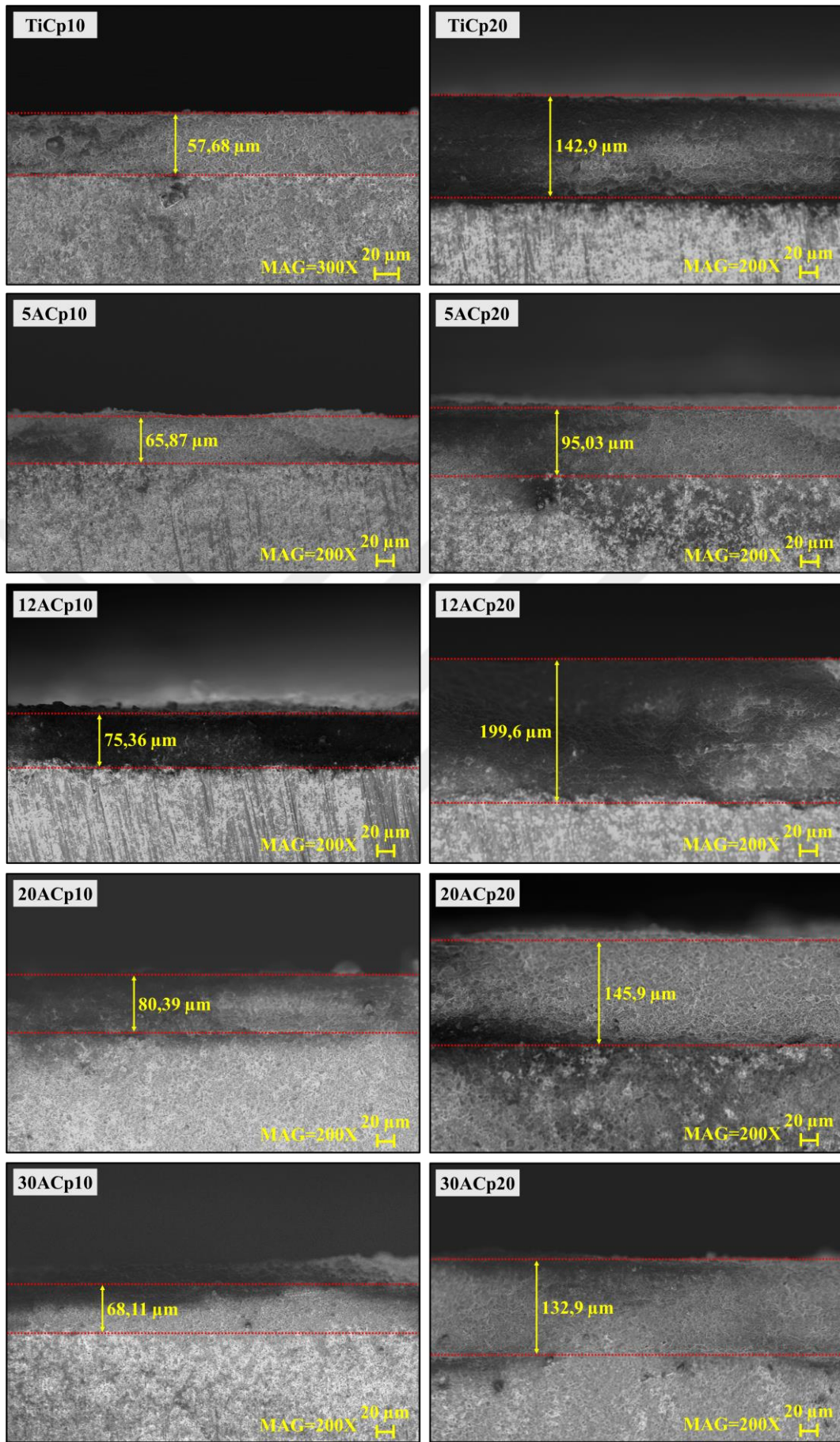
45S5 Bioglass ve β -TCP kaplı numunelere ait kesit SEM görüntüleri Şekil 56 -57’de verilmiştir. Sabit voltaj altında gerçekleştirilen EPD’de biriktirme süresinin artmasıyla kaplama kalınlıklarında bir artış görülmüştür. EPD işleminde biriktirme süresinin artmasıyla kaplama kalınlığında meydana gelen artış literatür ile uyumludur (Clavijo *et al.* 2016; Bartmanski *et al.* 2019; Yu *et al.* 2022; Bozkurt *et al.* 2023). Ayrıca kaplama kalınlığının biriktirme süresine bağlı olduğu sonucuna varılabilir. Kaplama öncesinde numnelere ön yüzey işlemi olarak uygulanan

bilyalı dövme işlemide kaplama kalınlığı üzerinde önemli bir rol oynamaktadır. 12A ve 20A numunelerinde, daha yoğun ve sürekli bir kaplama filmi elde edilirken 30A numunesinde kaplama kalınlığında azalma ve yüzey yapısında da bozulmaların varlığı gözlemlenmiştir. Bu durum, bilyeli dövme işleminin yüzey bütünlüğünü bozarak EPD işleminin verimliliğini düşürdüğünü ve çözelti içerisindeki eramik partiküllerinin yüzeye tutunmasını zorlaştırdığını düşündürmektedir.

45S5 Bioglass kaplı numunelerde (Şekil 56), kaplama kalınlıklarının benzer kaplama şartlardaki β -TCP kaplı numune gruplarına göre (Şekil 57) daha yüksek olduğu görülmektedir. Bu farklılık 45S5 Bioglass parçacıklarının β -TCP'ye göre yüksek iletkenliğe sahip olması ya da çözelti içerisinde yüksek birikme kabiliyetine sahip olmasıyla ilişkili olduğu düşünülmektedir. Ayrıca yüksek Almen şiddeti ile bilyalı dövülmüş numunelerin bazı gruplarında (özellikle de 30ABg20) kaplamalarda düzensizlikler, arayüzey ayrışması ve gözenek oluşumu gibi yapısal düzensizlikler gözlemlenmiştir (Şekil 56). Bu düzensizliklerin hem bilyalı dövme işlemi sonrası deformasyona hem de Almen şiddetine bağlı olarak artan yüzey pürüzlülüğüne bağlı olarak oluştuğu düşünülmektedir. Genel olarak kaplama kalınlıkları değerlendirildiğinde, 5A-12A numunelerinde hem düzgün hem de homojen kaplamalar elde edilmiştir. Ancak yüksek Almen şiddeti ile bilyalı dövülmüş 30A numunesinde düşük kaplama kalınlığı ve zayıf yapısal bütünlük gözlemlenmiştir. EPD yöntemi ile yapılan kaplamaların kalitesi açısından hem Almen şiddetinin hem de EPD süresinin optimize edilmesinin kritik olduğunu göstermektedir.



Şekil 56. 45S5 Bioglass kaplı numunelere ait kesit SEM görüntüleri



Şekil 57. β -TCP kaplı numunelere ait kesit SEM görüntüleri

Elektrokimyasal Korozyon Analizleri

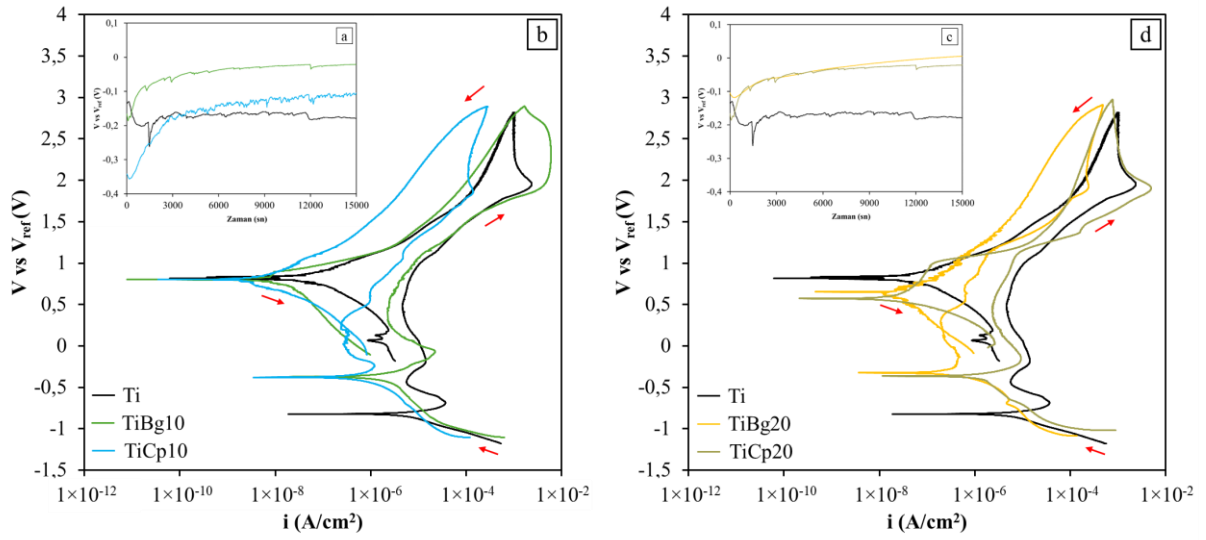
Bütün numune gruplarının elektrokimyasal korozyon analizleri SBF çözeltisi içerisinde; açık devre potansiyeli (ADP) ölçümleri, çevrimsel potansiyodinamik polarizasyon (ÇPP) testleri ve ÇPP öncesinde elektrokimyasal empedans spektroskopisi (EES) ölçümleri alınarak gerçekleştirilmiştir. ÇPP testleri sonrasında Tafel analizleri ve elektrokimyasal empedans spektroskopisi ölçümleri sonrasında da bütün numunelerin yüzey durumlarını elektriksel alanda temsil eden eş değer devreler çizilmiştir.

Çevrimsel potansiyodinamik polarizasyon

Çevrimsel potansiyodinamik polarizasyon testleri öncesinde bütün numune gruplarında 15000 saniye boyunca açık devre potansiyeli ölçümleri gerçekleştirilmiştir. Elde edilen sonuçlar Şekil 58-62’de verilmiştir. Ti’ye ait ADP eğrisine bakıldığı zaman, 1480 sn boyunca -0,262 V değerine kadar hızlı bir şekilde düştüğü görülmüştür. ADP’deki meydana gelen bu hızlı düşüş yüzeyde oluşan doğal oksit filminin bozulmasından kaynaklanmaktadır (Y. Yang *et al.* 2015). Ayrıca ADP eğrisinde meydana gelen hızlı artış ve azalışlar, Ti yüzeyinde oluşan doğal oksit filminin oluşumu ve bozulması arasındaki etkileşimden kaynaklandığı söylenilebilir (H. Zhang *et al.* 2021). Şekil 58a-c’de verilen ADP eğrilerine bakıldığı zaman, kaplı numunelerin (TiBg10, TiBg20, TiCp10 ve TiCp20) Ti’ye göre daha pozitif potansiyel değerleri sergilemiştir. TiBg20 ve TiCp20 numuneleri zamanla daha kararlı ve anodik yönde ADP değerleri göstermiştir (Şekil 58c). Ayrıca kaplama süresinin artmasıyla birlikte ADP eğrilerinin daha stabil ve pozitif değerleri sağladığı gözlemlenmiştir. Ti yüzeyine EPD yöntemi ile gerçekleştirilen 45S5 Bioglass ve β -TCP kaplamaların SBF çözeltisi içerisinde yüzeyde korozyucu bir bariyer tabakasını oluşturarak metal yüzeyini, çözelti içerisindeki agresif iyonlarla (özellikle de Cl^- iyonlarının) doğrudan temasını engellemektedir (Machado López *et al.* 2016; Abbasi *et al.* 2025). Şekil 59-60-61-62a’da verilen 5A, 12A, 20A ve 30A numunelerine ait ADP eğrilerine bakıldığı zaman Ti’ye göre pozitif potansiyel değerlerinde oldukları görülmektedir. Bu durumun nedeni, dövme işlemi sonrasında yüzeydeki tane boyutunun küçülmesi ve bası artık gerilmelerinden dolayı yüzeyde karalı bir pasif oksit filmi oluşturmasından dolayıdır. (E. Avcu *et al.* 2023)

Numunelerin SBF çözeltisi içerisinde gerçekleştirilen ÇPP testleri sonucunda elde edilen ÇPP eğrileri Şekil 58-62’de verilmiştir. Tarama yönü, ÇPP grafiklerinde oklar ile gösterilmiştir. Şekil 58b-d’de verilen ÇPP eğrilerine bakıldığı zaman, ters (katodik) taramadaki akım yoğunluğu ileri (anodik) taramadaki akım yoğunluğuna göre düşmüştür. Ters tarama sırasında ölçülen akım yoğunluğunun ileri taramaya göre daha düşük olması nedeniyle negatif histerezis davranışı gözlemlenmiştir (Esmailzadeh *et al.* 2018; Tait, 2018). Bu davranış,

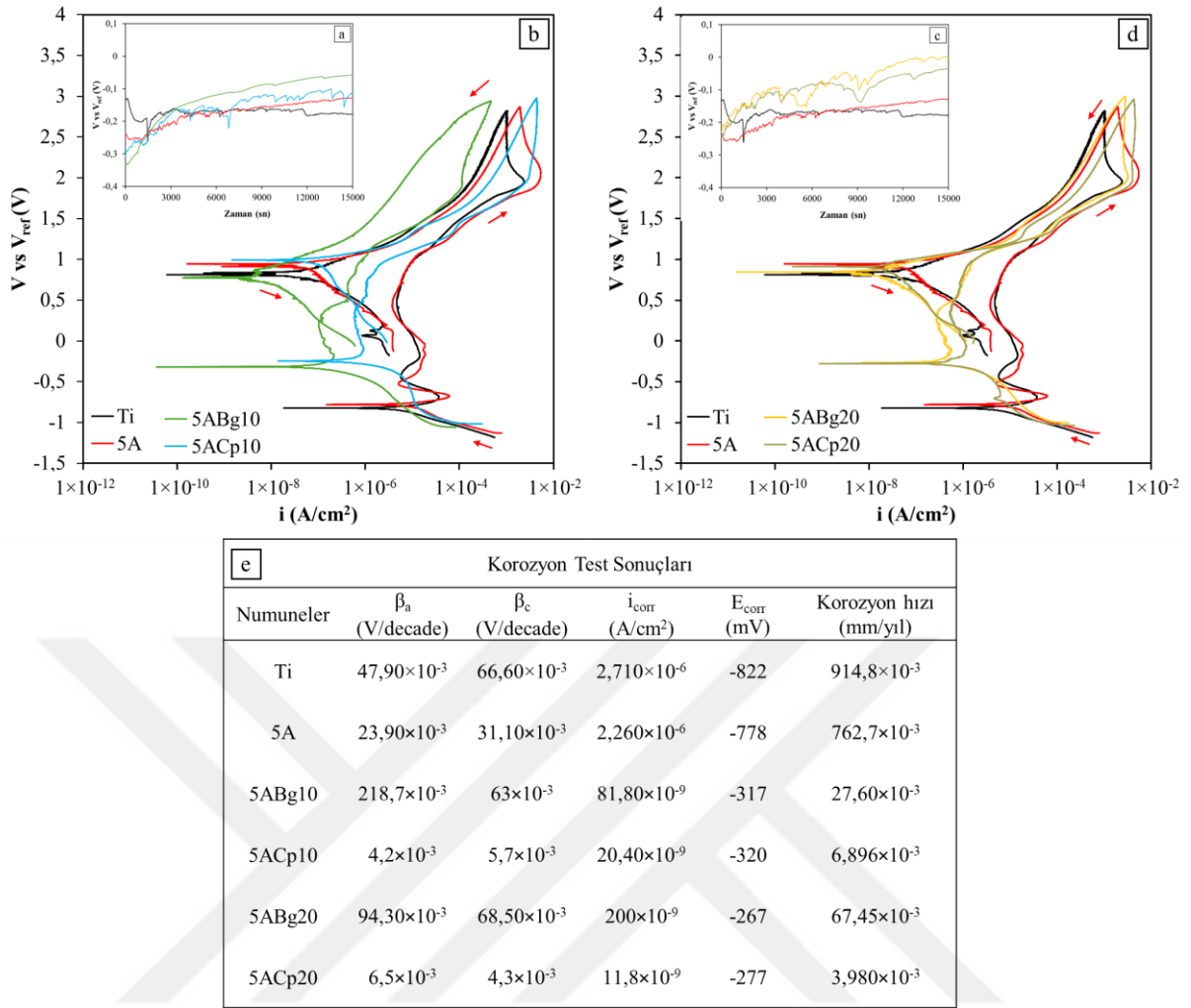
numune yüzeylerinde oluşan pasif film tabakasının koruyucu olduğunu, numunelerin pasife duyarlı olduğunu, zarar gören oksit filminin onarıldığını, korozyon direncinin yüksek olduğunu göstermektedir (Esmailzadeh *et al.* 2018; do Nascimento *et al.* 2021). Şekil 58’de görüldüğü üzere, Ti numunesi en geniş histeresiz eğri alanına, TiBg20 numunesi ise en dar histeresiz eğri alanına sahiptir. Ti numunesinde histeresiz eğri alanının büyük olması, anodik tarama sırasında yüzeydeki pasif filmin bozulduğunu, ters tarama sırasında pasifleşmediğini ve özellikle de çukurucuk korozyonuna yatkın olduğunu gösterir (Esmailzadeh *et al.* 2018). TiBg10 ve TiCp10 numunelerine ait ÇPP eğrilerinde, ileri ve ters tarama sonrasında eğrilerin kapanmadığı yani tamamlanmadığı görülmüştür. Bu durum, kaplamanın yüzeyde yeterince homojen bir film oluşturmamasından kaynaklandığı düşünülmektedir. İleri ve ters tarama sonrasında eğrilerin kesiştiği nokta yeniden pasivasyon potansiyeli (E_{yp}) olarak adlandırılmaktadır (Esmailzadeh *et al.* 2018). ÇPP eğrisinin kapanmaması durumunda ileri tarama sırasında yüzeydeki pasif filmin kısmen bozulduğunu ve böylece ters tarama sırasında da yeniden pasivasyonu yeterince sağlayamadığını gösterir (Esmailzadeh *et al.* 2018). Kaplama süresinin artmasıyla birlikte, histeresiz eğri alanı daralarak korozyon direncinin arttığı söylenilebilir. Ayrıca, TiB10, TiBg20, TiCp10 ve TiCp20 numunelerine ait ÇPP eğrilerinde, ters (katodik) taramadaki korozyon potansiyeli (E_{corr}), ileri (anodik) taramadaki korozyon potansiyelinden daha yüksek değerdedir. Bu da TiBg10, TiBg20, TiCp10 ve TiCp20 numunelerinin pasif film kalınlığındaki artıştan kaynaklanmaktadır (do Nascimento *et al.* 2021).



Korozyon Test Sonuçları					
Numuneler	β_a (V/decade)	β_c (V/decade)	i_{corr} (A/cm²)	E_{corr} (mV)	Korozyon hızı (mm/yıl)
Ti	$47,90 \times 10^{-3}$	$66,60 \times 10^{-3}$	$2,710 \times 10^{-6}$	-822	$914,8 \times 10^{-3}$
TiBg10	$5,3 \times 10^{-3}$	$4,2 \times 10^{-3}$	$23,30 \times 10^{-9}$	-373	$7,875 \times 10^{-3}$
TiCp10	67×10^{-3}	45×10^{-3}	170×10^{-9}	-379	$57,45 \times 10^{-3}$
TiBg20	$141,5 \times 10^{-3}$	$159,4 \times 10^{-3}$	311×10^{-9}	-325	105×10^{-3}
TiCp20	$35,10 \times 10^{-3}$	$37,90 \times 10^{-3}$	318×10^{-9}	-365	$107,1 \times 10^{-3}$

Şekil 58. Ti, TiBg10, TiBg20, TiCp10 ve TiCp20 numunelerine ait ADP ve ÇPP eğrileri

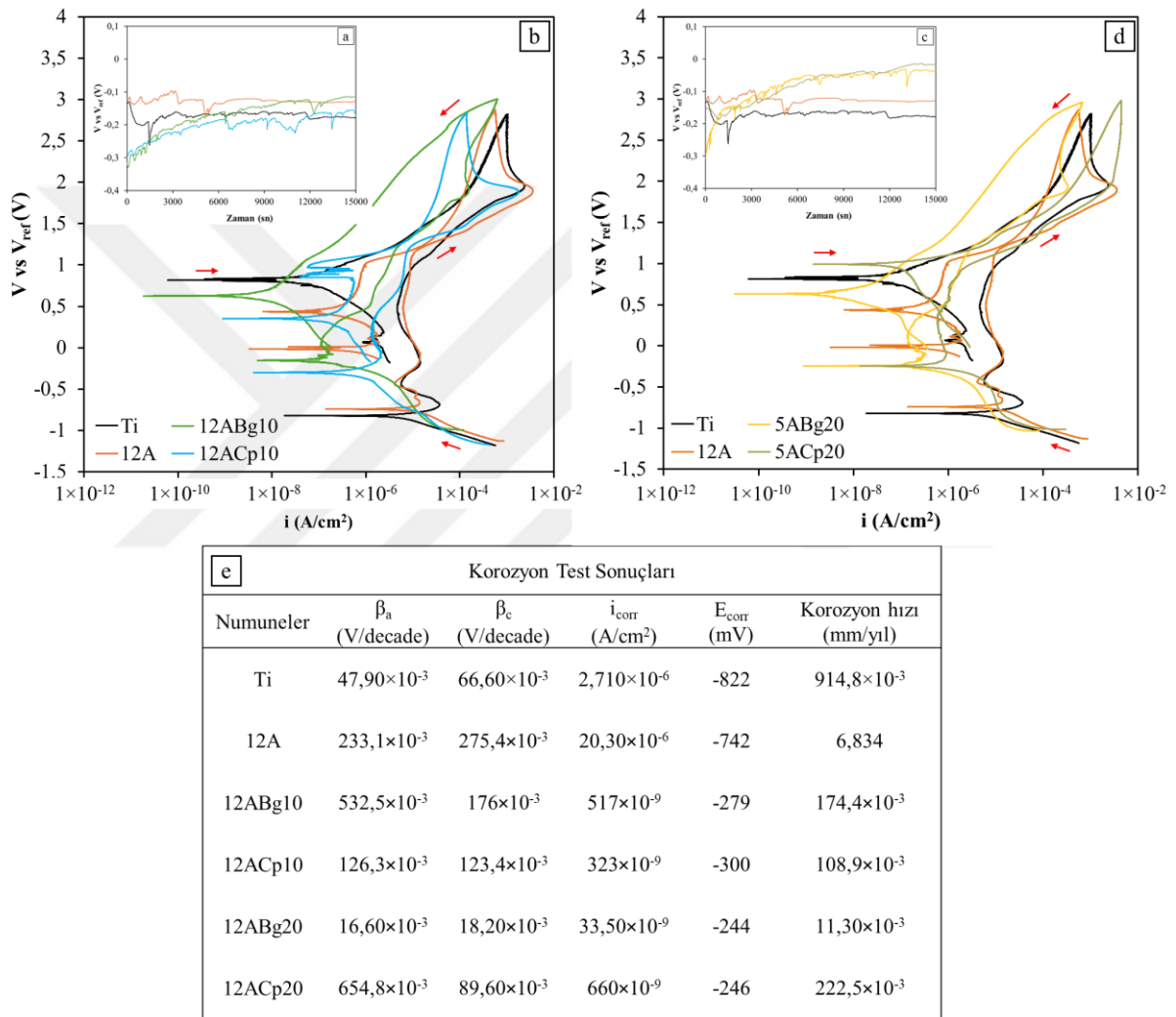
Şekil 59’da Ti, 5A, 5ABg10, 5ABg20, 5ACp10 ve 5ACp20 numunelerine ait ÇPP eğrileri verilmiştir. ÇPP eğrilerine bakıldığı zaman negatif histeresiz davranış görülmüştür. Bilyalı dövülmüş 5A numunesinde histeresiz eğri alanı Ti’ye göre dardır ve döngü tamamlanmadığından dolayı yeniden pasivasyon (E_{yp}) potansiyeli görülmemiştir. 45S5 Bioglass ve β -TCP kaplı numunelerde (özellikle de 5ABg20) histeresiz eğri alanı 5A ve Ti numunelerine göre oldukça daralmıştır. Ayrıca 5Cp10 ve 5Cp20 numunelerinde histeresiz eğri alanı daralmakla birlikte, 5ABg10 ve 5ABg20 numunelerine göre daha yüksek akım yoğunluklarıyla birlikte geniş histeresiz eğri alanları görülmüştür. 5 Almen şiddetindeki bilyalı dövme işlemi, Ti’ye göre yüksek korozyon direnci sağlamıştır. Ancak yüzeye uygulanan deformasyon tam olarak koruma sağlayamamıştır. Bu nedenle gerçekleştirilen 45S5 Bioglass ve β -TCP kaplama işlemleri yüzeyin korozyona karşı direncini artırarak bariyer görevi görmüştür. 5ABg20 numunesi en küçük histeresiz alanı ile en yüksek korozyon direncine sahiptir.



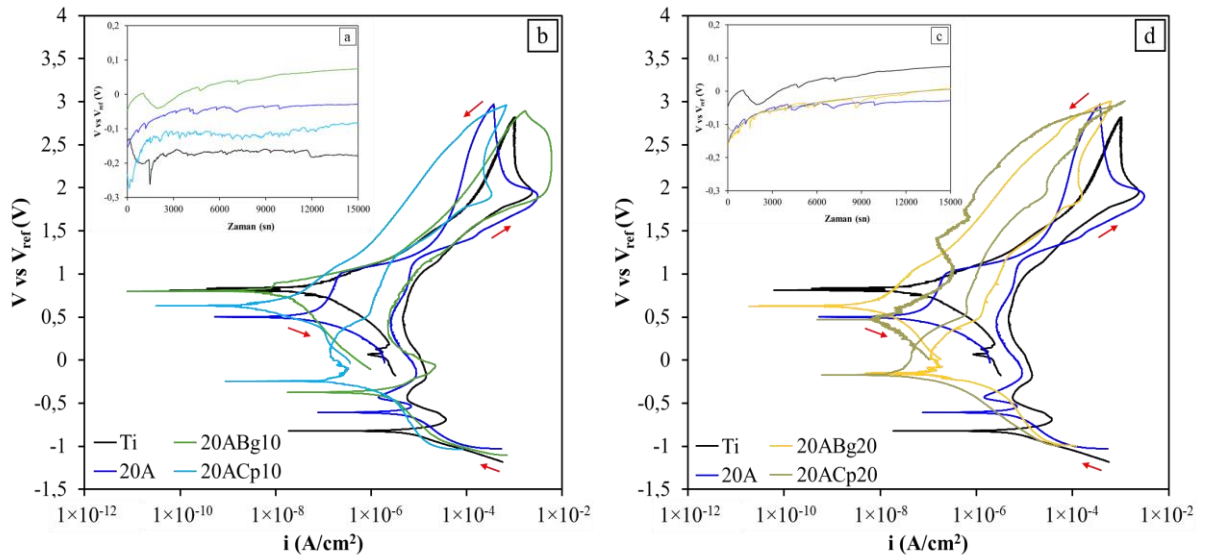
Şekil 59. Ti, 5A, 5ABg10, 5ABg20, 5ACp10 ve 5ACp20 numunelerine ait ADP ve ÇPP eğrileri

Şekil 60-61-62’de verilen ÇPP eğrilerine bakıldığı zaman ters taramadaki akım yoğunluğu ileri taramadaki akım yoğunluğundan düşük olduğundan dolayı negatif histerezis davranış görülmüştür. Genel olarak bilyalı dövülmüş ve kaplama işlemi uygulanmış olan 12A, 12Cp10, 20A, 20ABg10, 30A, 30ABg10 numunelerine ait ÇPP eğrilerine bakıldığı zaman ileri ve ters tarama sonrasında döngünün tamamlanmadığı yani yeniden pasivasyon potansiyeli (E_{yp}) gözlemlenmemiştir. Yeniden pasivasyon potansiyeli (E_{yp}), çukurların büyüme hızının durdurulduğu potansiyel olarak tanımlanmaktadır (Kangazian *et al.* 2017; Jegdić *et al.* 2019; Singh & Shahi, 2021). Yeniden pasivasyon potansiyeli, korozyon potansiyelinden (E_{corr}) daha soy değerlerde olduğu zaman yüzeyde meydana gelen aktif çukurların yayılması azalır veya durdurulur (Hsu *et al.* 2004; Esmailzadeh *et al.* 2018; Q. Liu *et al.* 2022). Yeniden pasivasyon (E_{yp}) potansiyeline sahip olan numunelere ait ÇPP eğrilerine bakıldığı zaman E_{corr} (E. Avcu *et al.* 2023) değerlerinden daha soy değerde oldukları görülmektedir (Şekil 60-61-62). Genel olarak dövme işlemi sonrası gerçekleştirilen 45S5 Bioglass ve β -TCP kaplı numunelerin çukurucuk oluşumuna karşı direnç sağladığı sonucuna varılabilir. Bilyalı dövme şiddetinin artmasıyla (artan deformasyon şiddeti) birlikte 12A, 20A ve 30A numunelerinin histeresiz eğri

alanlarının arttığı da dikkat çekmektedir. Bu durum, dövme şiddetinin artması sonucunda yüzeyde meydana gelen mikroçatlaklar, pasif film bütünlüğünü bozarak pasivasyon davranışını olumsuz yönde etkileyebilir. Ayrıca yüzeyde meydana gelen mikroçatlaklar veya kusurlar korozyonun başlama noktaları haline gelebileceğinden dolayı korozyon direncini özellikle de çukurcuk korozyonuna karşı direncini düşürebilir (E. Avcu *et al.* 2023). 45S5 Bioglass ve β -TCP kaplamalar, dövme işlemi sonrasında yüzeyde meydana gelebilen mikro çatlakları ve kusursuları doldurarak bir bariyer görevi görmektedir. Böylece pasif filmin bütünlüğünü korumaktadır (Umashanker *et al.* 2021).

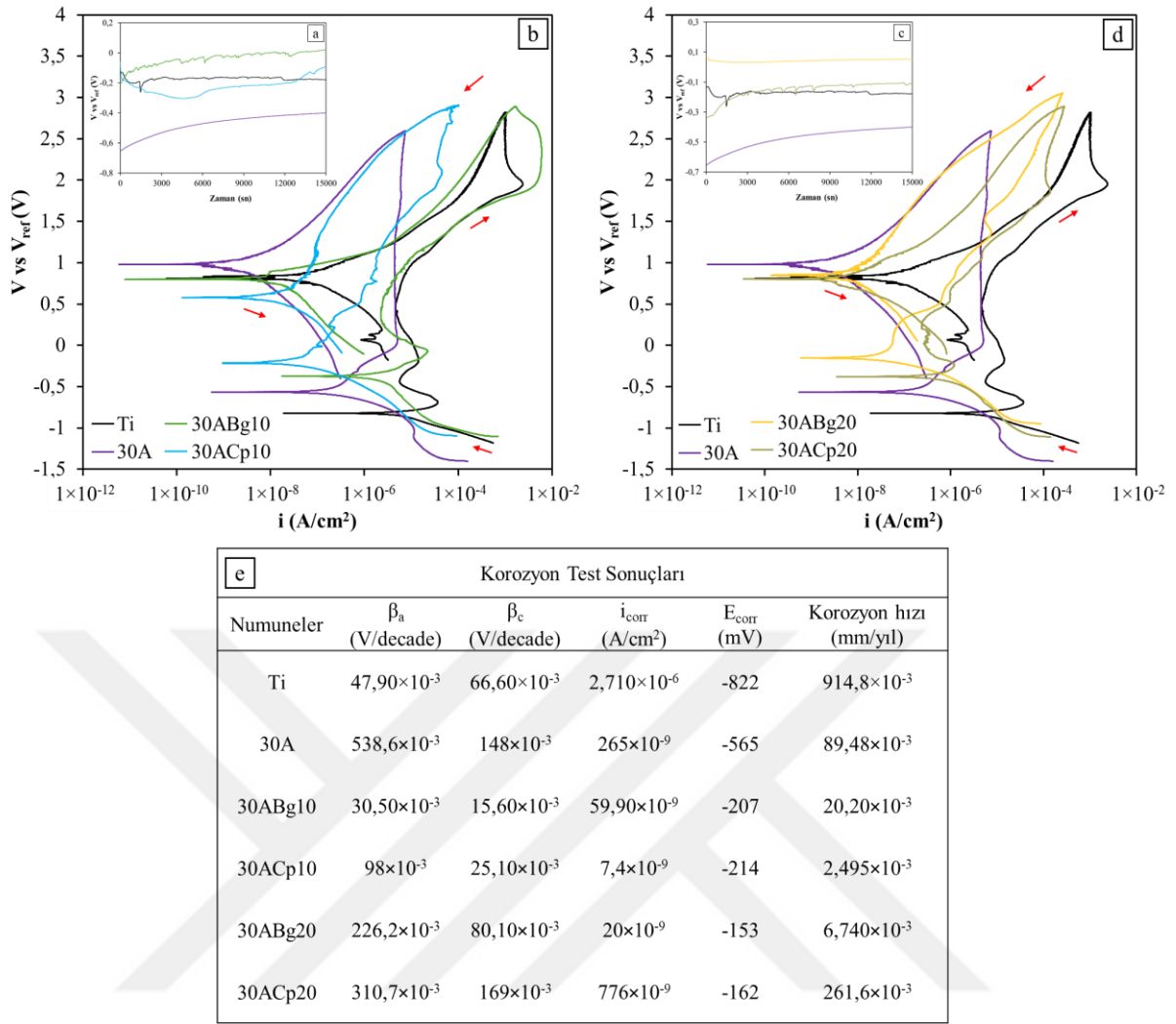


Şekil 60. Ti, 12A, 12ABg10, 12ABg20, 12ACp10 ve 12ACp20 numunelerine ait ADP ve ÇPP eğrileri



Korozyon Test Sonuçları					
Numuneler	β_a (V/decade)	β_c (V/decade)	i_{corr} (A/cm²)	E_{corr} (mV)	Korozyon hızı (mm/yıl)
Ti	$47,90 \times 10^{-3}$	$66,60 \times 10^{-3}$	$2,710 \times 10^{-6}$	-822	$914,8 \times 10^{-3}$
20A	$295,4 \times 10^{-3}$	$371,3 \times 10^{-3}$	$11,20 \times 10^{-6}$	-607	3,766
20ABg10	$114,5 \times 10^{-3}$	$56,90 \times 10^{-3}$	$5,040 \times 10^{-9}$	-216	$1,701 \times 10^{-3}$
20ACp10	$866,5 \times 10^{-3}$	$234,1 \times 10^{-3}$	351×10^{-9}	-233	$118,2 \times 10^{-3}$
20ABg20	$969,5 \times 10^{-3}$	$92,80 \times 10^{-3}$	$79,90 \times 10^{-9}$	-154	$26,94 \times 10^{-3}$
20ACp20	$10,10 \times 10^{-3}$	$16,10 \times 10^{-3}$	$4,230 \times 10^{-9}$	-172	$1,426 \times 10^{-3}$

Şekil 61. Ti, 20A, 20ABg10, 20ABg20, 20ACp10 ve 20ACp20 numunelerine ait ADP ve ÇPP eğrileri



Şekil 62. Ti, 30A, 30ABg10, 30ABg20, 30ACp10 ve 30ACp20 numunelerine ait ADP ve ÇPP eğrileri

Bütün numune grupları için ÇPP eğrilerinin alt kolundan elde edilen anodik Tafel eğimi (β_a), katodik Tafel eğimi (β_c), korozyon akım yoğunluğu (i_{corr}), korozyon potansiyeli (E_{corr}) ve korozyon hızı değerleri Şekil 58e-59e-60e-61e-62e’de verilmiştir. E_{corr} değeri ile korozyon direnci arasında doğrusal bir ilişki vardır. E_{corr} değerindeki pozitif değişim korozyon direncindeki artışı göstermektedir ve korozyon direnci ile doğru orantılıdır (Bozkurt *et al.* 2023b; Çelik *et al.* 2023). E_{corr} değerine göre en yüksek korozyon direnci 30A numunesinde gözlemlenmiştir. Bilyalı dövme işlemi Ti’nin korozyon direncini artırmıştır. Ayrıca artan Almen yoğunluğu da korozyon direncini artırmıştır. Bilyalı dövme işlemi sonrası korozyon direnci, tane boyutundan, yüzey pürüzlülüğünden ve bası artık gerilmesinin sinerjik etkisinden dolayı farklılık göstermektedir. Tane incelmesi ve bası artık gerilmesi korozyon direncini iyileştirmeye yardımcı olur. Dövme sonrası yüzey ve yüzey altında oluşan ince taneli yapının ve artan bası artık gerilmelerinin, pasif film oluşumunu desteklediğini düşünülmektedir (Q. Zhang *et al.* 2022). Zhang ve arkadaşları yaptıkları çalışmada, Ti6Al4V alaşımının ultrasonik bilyalı dövme işlemi sonrasında %3,5NaCl çözeltisi içerisinde elektrokimyasal korozyon

testlerini gerçekleştirmişlerdir. Dövme işlemi sonrasında elde edilen yüksek yoğunluklu dislokasyonlar ve nano tane sınırları Ti^{4+} 'ün yüzeye aktarılması için daha fazla kanal sağlayarak yüzeyde kararlı pasif filmler oluşmasına katkıda bulunduğunu ve böylece korozyon direncini artırdığını belirtmişlerdir (C. Zhang *et al.* 2015). 12A ve 20A numunelerinde, dövme işlemi sırasında yüzeyde meydana gelen çok fazla sayıda mikro çatlakların oluşumu yüzeyde kararlı bir pasif tabaka oluşumuna engel olarak düşük akım yoğunluğu (i_{corr}) ve korozyon hızlarının görülmesine neden olduğu düşünülmektedir. Ayrıca yüzeydeki kusurların ve pürüzlülüğün artmasıyla birlikte aktif korozyon yüzey alanının artmasına neden olarak yüksek korozyon hızlarına sebep olmuştur (Walczak & Szala, 2021; E. Avcu *et al.* 2023). 12A ve 20A numunelerin yüzeyinde dövme sonrası oluşan çatlaklar, mikro boşluklar ve ayrılmış bölgelerin varlığı elektrokimyasal davranış açısından yerel bir potansiyel farkı oluşturmuştur.

45S5 Bioglass ve β -TCP kaplı numunelere ait korozyon test sonuçları Şekil 58e-59e-60e-61e-62e'de verilmiştir. Genel olarak korozyon test sonuçlarına bakıldığında zaman, Ti, 5A, 12A, 20A ve 30A numunelerine göre kaplı yüzeylerin daha yüksek akım yoğunluğuna (i_{corr}), düşük korozyon potansiyeline (E_{corr}) ve yüksek korozyon hızına sahip oldukları görülmektedir. EPD işlem süresinin artmasıyla birlikte yüzeydeki film kalınlığında artmıştır. Artan film kalınlığı korozyon direncinde artışa ve E_{corr} 'un daha soy değerlere doğru kaymasına neden olur (Zeng *et al.* 2019). Buna göre 20 dakika süresinde gerçekleştirilen 45S5 Bioglass ve β -TCP kaplı numunelerin E_{corr} değerlerinin daha soy değerlerde olduğu görülmektedir. Ayrıca bilyalı dövme işlemi, kaplama sonrası korozyon davranışlarında da önemli bir role sahiptir. Böylece hem Almen şiddetinin artması hem de kaplama süresinin artması korozyon direncini de artırmıştır. 45S5 Bioglass hidrofilik karakterde olduğundan dolayı SBF çözeltisi ile hızlı bir şekilde etkileşime girerek, yüzeyinde düzenli bir biyomimetik apatit tabakası oluşturur. Bu apatit tabaka taban malzemeyi çözelti ile temasını engelleyerek korozyon direncini artırmaktadır (Jones, 2013b). β -TCP'da hidrofilik karakterde olduğundan dolayı, fizyolojik sıvılarla etkileşime girerek düzensiz ve gözenekli bir apatit tabakası oluşturur. Ayrıca fizyolojik sıvılarda yüksek çözünürlüğe sahip olmasından dolayı kaplama zaman içerisinde yapısal bütünlüğünü kaybederek taban malzemenin çözelti ile temasına neden olur (K. Wang *et al.* 2012; Behera *et al.* 2018). β -TCP, 45S5 Bioglass'a göre SBF çözeltisi içerisinde hızlı çözünmeye başladığından dolayı, β -TCP kaplı yüzeyler düşük korozyon direnci sergilemektedir. Böylece kaplama bozunurken taban malzemeyi de korumaktadır. Bu nedenle 45S5 Bioglass kaplamaların β -TCP kaplamalara göre daha soy E_{corr} değerlerine sahiptir. En yüksek korozyon direnci -153 mV korozyon potansiyeli (E_{corr}) değeri ile 30ABg20 numunesidir.

Bilyalı dövme işlemleri (5A-12A-20A-30A) sonrasında oluşan yüksek yüzey pürüzlülüğü ve çukurlu yüzey morfolojisi, EPD işlemi ile gerçekleştirilen 45S5 Bioglass ve β -TCP kaplamaların bütünlüğünü etkilemiştir. Bilyalı dövme işlemi sonrasında düzensiz yüzey topografisi, EPD işlemi sırasında 45S5 Bioglass ve β -TCP partiküllerinin öncelikli olarak mikro çukurlarda yoğunlaştığı ve çıkıntılı yüzey alanlarında ise biriktirme miktarını sınırlandırmıştır. Böylece yüzeyde homojen olmayan bir kaplama dağılımına neden olmuştur. Yüzeyde meydana gelen bu düzensizlikler korozyon direncini etkileyerek, akım yoğunluğu (i_{corr}), korozyon hızı ve korozyon potansiyelinde (E_{corr}) farklılığa yol açmıştır. Avcu ve arkadaşları, Ti6Al4V alaşımının bilyalı dövme işlemi ile oluşturulan düzensiz yüzey morfolojisinin (mikro çukurlu topografi) E_{corr} 'un pozitif yöne (daha soy) doğru bir iyileşme sağladığını, ancak i_{corr} ve korozyon hızında artışa neden olduğunu belirtmişlerdir (E. Avcu *et al.* 2023). Bir başka çalışmada Azzouz ve arkadaşları, bilyalı dövme işlemi sonrasında EPD ile biriktirilen bioglass partiküllerinin yüzey morfolojisinden önemli ölçüde etkilendiğini ve kaplama kalınlığında düzensizliklere yol açtığını vurgulamıştır (Azzouz *et al.* 2020). Bu bağlamda, bilyalı dövme sonrası oluşan düzensiz morfolojiye sahip yüzeylerin hem 45S5 Bioglass hem de β -TCP partiküllerinin çıkıntılı bölgelerde yeterince tutunamamasına neden olarak kaplama sürekliliğini bozduğunu ve korozyon davranışını olumsuz yönde etkilediği anlaşılmaktadır.

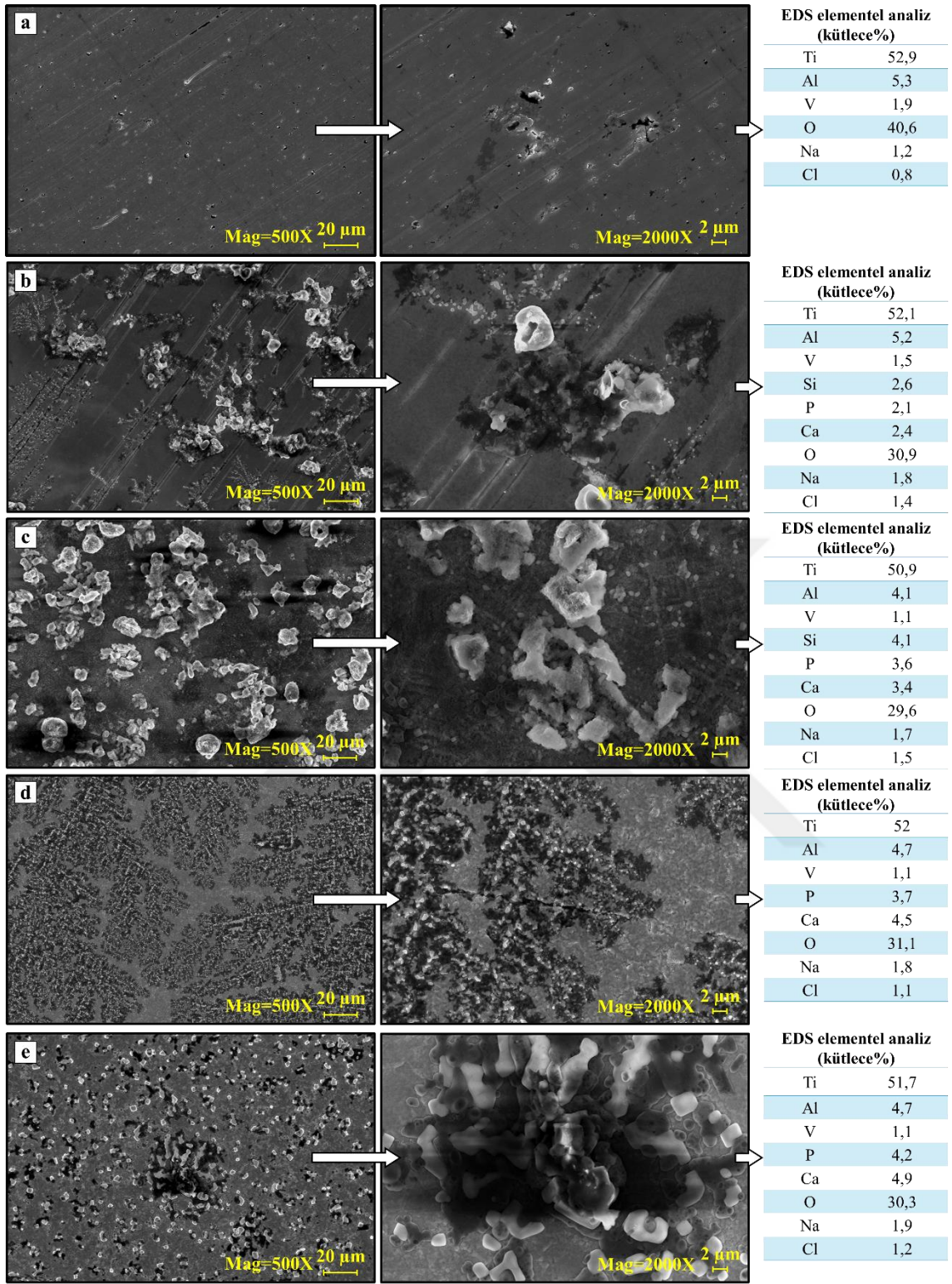
Elektrokimyasal korozyon testleri sonrası bütün numune grupları için SEM görüntüleri ve EDS ölçümleri Şekil 63-67'de verilmiştir. Şekil 63a'da verilen Ti numunesinde çukurcuk korozyon hasarının varlığı görülmektedir. Ayrıca yüzeyde gelişimini tamamlamamış çukurcukların varlığı da dikkat çekmektedir. Çukurcukların çevresinde tuz birikintileri mevcuttur. Bilyalı dövülmüş 5A, 12A, 20A ve 30A numune yüzeylerinde, dövme işlemi sonrasında oluşan çukurlar ve mikroboşluklar, genel olarak korozyon ürünlerinin biriktiği lokal tuzak alanları oluşturmuştur (Şekil 64a-67a). Ayrıca yüzeylerde çukurcuk başlangıçları, tabakalı çökeltiler, mikroçatlaklar ve lokal korozyon hasarları gözlemlenmiştir. SEM görüntülerinden de görüldüğü üzere dövme şiddeti arttıkça çukurcuklar azalmıştır. EDS ölçümünde, Almen şiddetinin artmasıyla orantılı olarak oksijen miktarının azaldığı tespit edilmiştir. Oksijen elementinin varlığı elektrokimyasal korozyonun gerçekleştiğini ifade eder.

Bioglass kaplı numunenelerde, kaplama süresinin artmasına bağlı olarak korozyonun varlığı azalmış olsa da genel olarak lokal korozyon hasarı ve korozyon ürünleri mevcuttur. Ayrıca 10 dk kaplama süresine sahip olan numune yüzeylerinde (TiBg10, 5ABg10, 12ABg10, 20ABg10 ve 30ABg10) çukurcuk başlangıçları, mikro çatlaklar ve korozyon ürünlerinin varlığı daha belirgindir (Şekil 63b-67b). Kaplama süresinin artmasıyla birlikte yüzeydeki çukurcukların, mikro çatlakların azaldığı ve korozyon ürünlerinin yayılımının sınırlı kaldığı

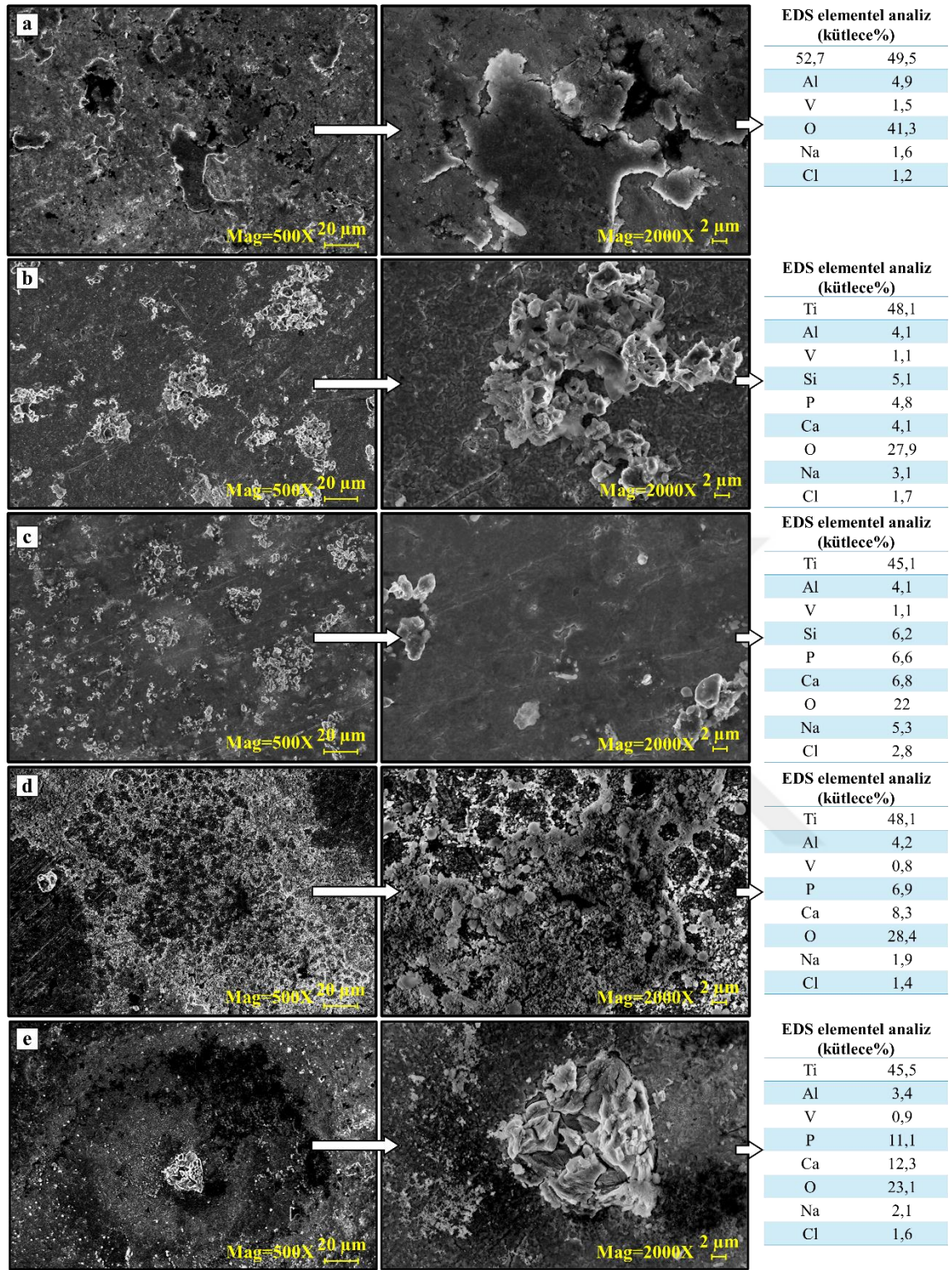
görülmüştür. Ayrıca 20 dakika kaplama süresi ile artan kaplama kalınlığına bağlı olarak oluşan agregat bölgeleri çevresinde lokal çözünmeler gözlemlense de genel anlamda etkili bir korozyon bariyeri sağlandığı anlaşılmaktadır (Şekil 63c-67c). Korozyon bölgelerinde alınan EDS ölçümlerinde 45S5 Bioglass'a ait elementlerle birlikte farklı oranlarda oksijen tespit edilmiştir. Korozyon miktarındaki düşüşle oksijen miktarı azalma eğilimine girmiştir.

β -TCP kaplı numunelerin korozyon sonrası SEM görüntülerine bakıldığında zaman, çözünürlük temelli meydana gelen bozulmalar, kaplamanın koruyucu etkisini ciddi bir şekilde sınırlandırmıştır. 10 dk kaplama süresine sahip numune yüzeylerinde (TiCp10, 5ACp10, 12ACp10, 20ACp10 ve 30ACp10), SBF çözeltisi içerisinde çözünürlüğünden dolayı yerel bozulmalar, çatlaklar, agregat yapıların etrafında çukurcukların varlığı gözlemlenmiştir (Şekil 63d-67d). 20 dakikalık kaplama süresine sahip β -TCP kaplı numunelerde de (TiCp20, 5ACp20, 12ACp20, 20ACp20 ve 30ACp20), bioglass kaplı yüzeylerde olduğu gibi, lokal çözünmeler gözlemlense de genel anlamda etkili bir korozyon direncine dair olumlu etkiler gözlemlenmiştir. EDS ölçümlerinde β -TCP'e ait elementler ile farklı miktarlarda oksijen tespit edilmiştir. Korozyona karşı dirençli olan numune yüzeylerinden elde edilen EDS ölçümlerinde düşük oksijen miktarı elde edilmiştir.

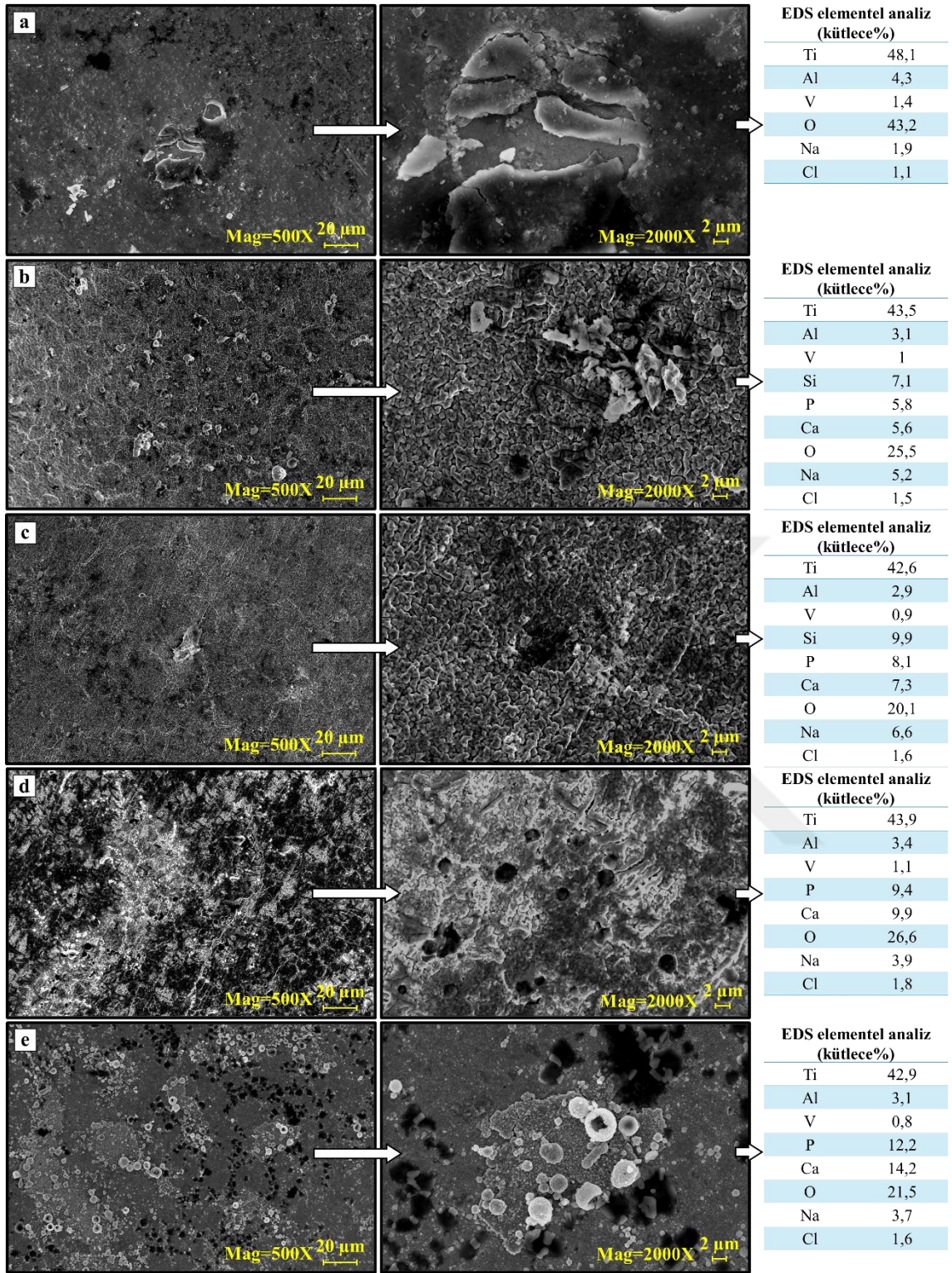
45S5 Bioglass kaplamaların, β -TCP kaplamalara göre daha yüksek bir bariyer etkisi göstermiştir. β -TCP, 45S5 Bioglass'a göre SBF çözeltisi içerisinde daha hızlı çözünerek kaplama tabakasında süreksizliklere yol açmıştır. Ayrıca 45S5 Bioglass ve β -TCP kaplama öncesinde uygulanan farklı Almen şiddetlerinde bilyalı dövme işlemi (5A-12A-20A ve 30A), Ti6Al4V alaşımının korozyon direncini artırmada önemli bir ön yüzey işlemidir. Almen şiddeti arttıkça kaplamanın yüzeyle bütünleşmesi iyileşmiştir. Bu sebeple SEM görüntülerinden de görüldüğü gibi artan Almen şiddetiyle birlikte yüzeyde çukurcuk korozyonunun ve genel korozyon hasarlarının azaldığı görülmüştür.



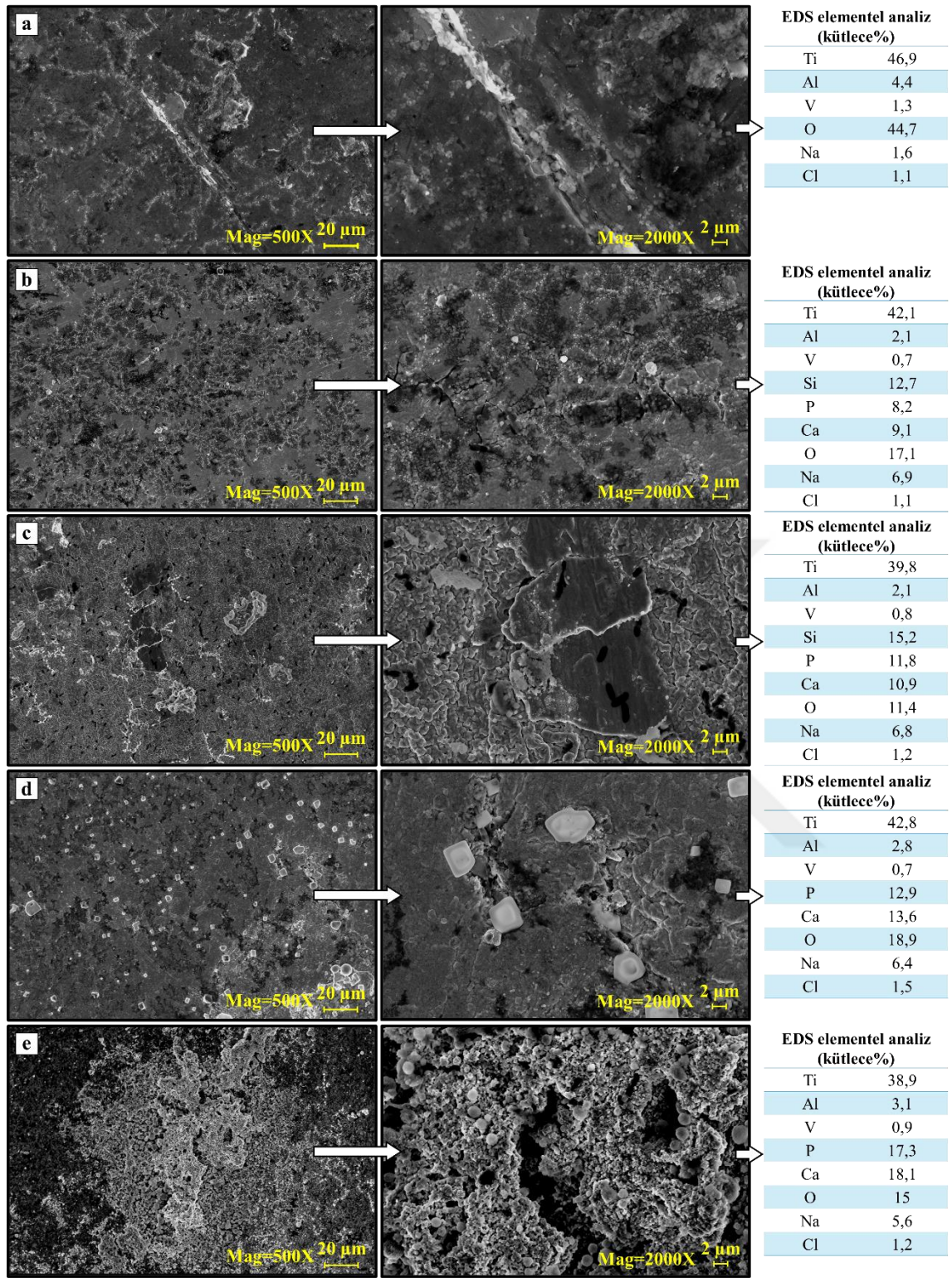
Şekil 63. (a) Ti, (b) TiBg10, (c) TiBg20, (d) TiCp10 ve (e) TiCp20 numunelerine ait korozyon sonrası yüzey SEM görüntüleri ve EDS analizleri



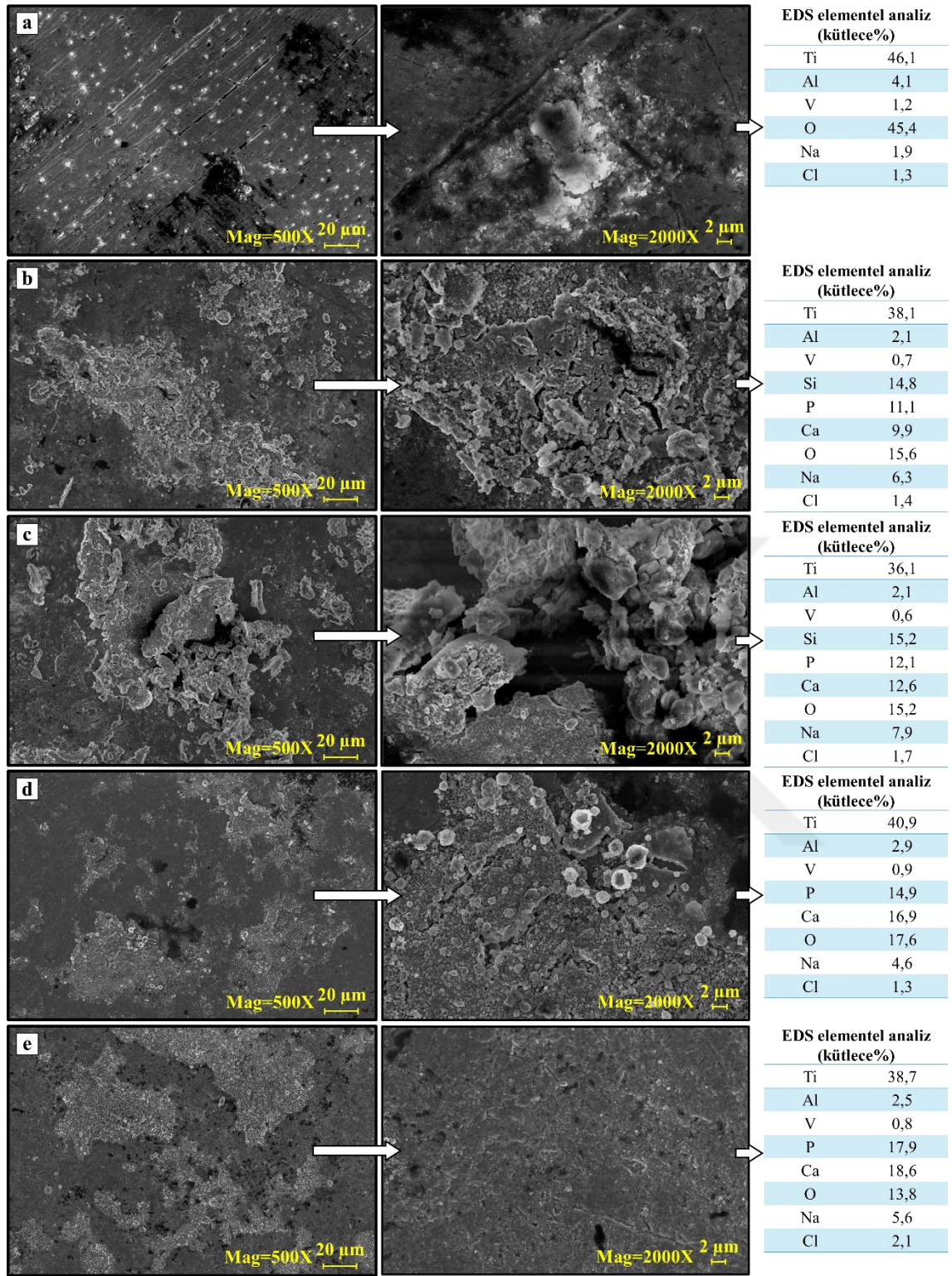
Şekil 64. (a) 5A, (b) 5ABg10, (c) 5ABg20, (d) 5ACp10 ve (e) 5ACp20 numunelerine ait korozyon sonrası yüzey SEM görüntüleri ve EDS analizleri



Şekil 65. (a) 12A, (b) 12ABg10, (c) 12ABg20, (d) 12ACp10 ve (e) 12ACp20 numunelerine ait korozyon sonrası yüzey SEM görüntüleri ve EDS analizleri



Şekil 66. (a) 20A, (b) 20ABg10, (c) 20ABg20, (d) 20ACp10 ve (e) 20ACp20 numunelerine ait korozyon sonrası yüzey SEM görüntüleri ve EDS analizleri



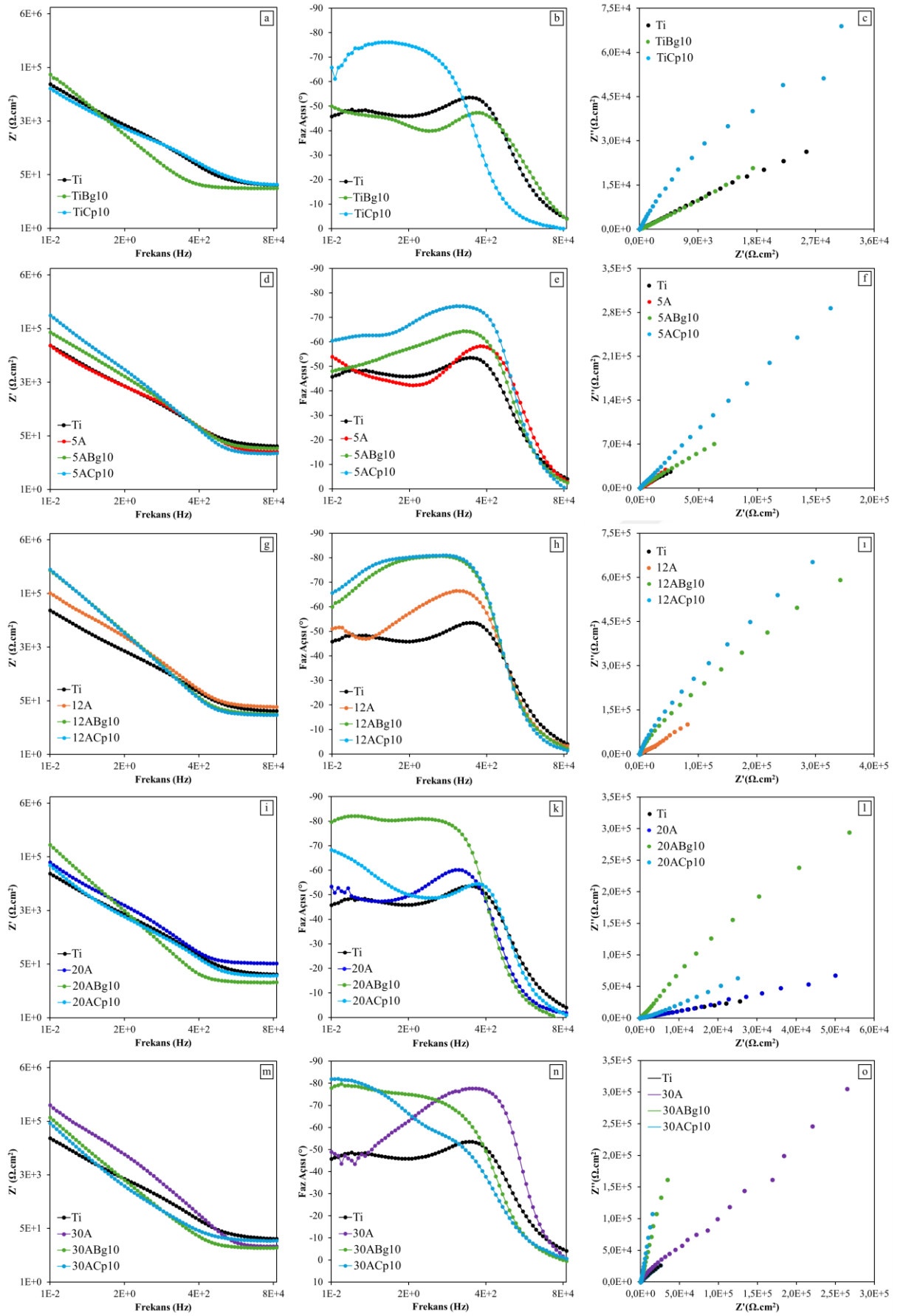
Şekil 67. (a) 30A, (b) 30ABg10, (c) 30ABg20, (d) 30ACp10 ve (e) 30ACp20 numunelerine ait korozyon sonrası yüzey SEM görüntüleri ve EDS analizleri

Elektrokimyasal empedans spektroskopisi (EES) analizleri

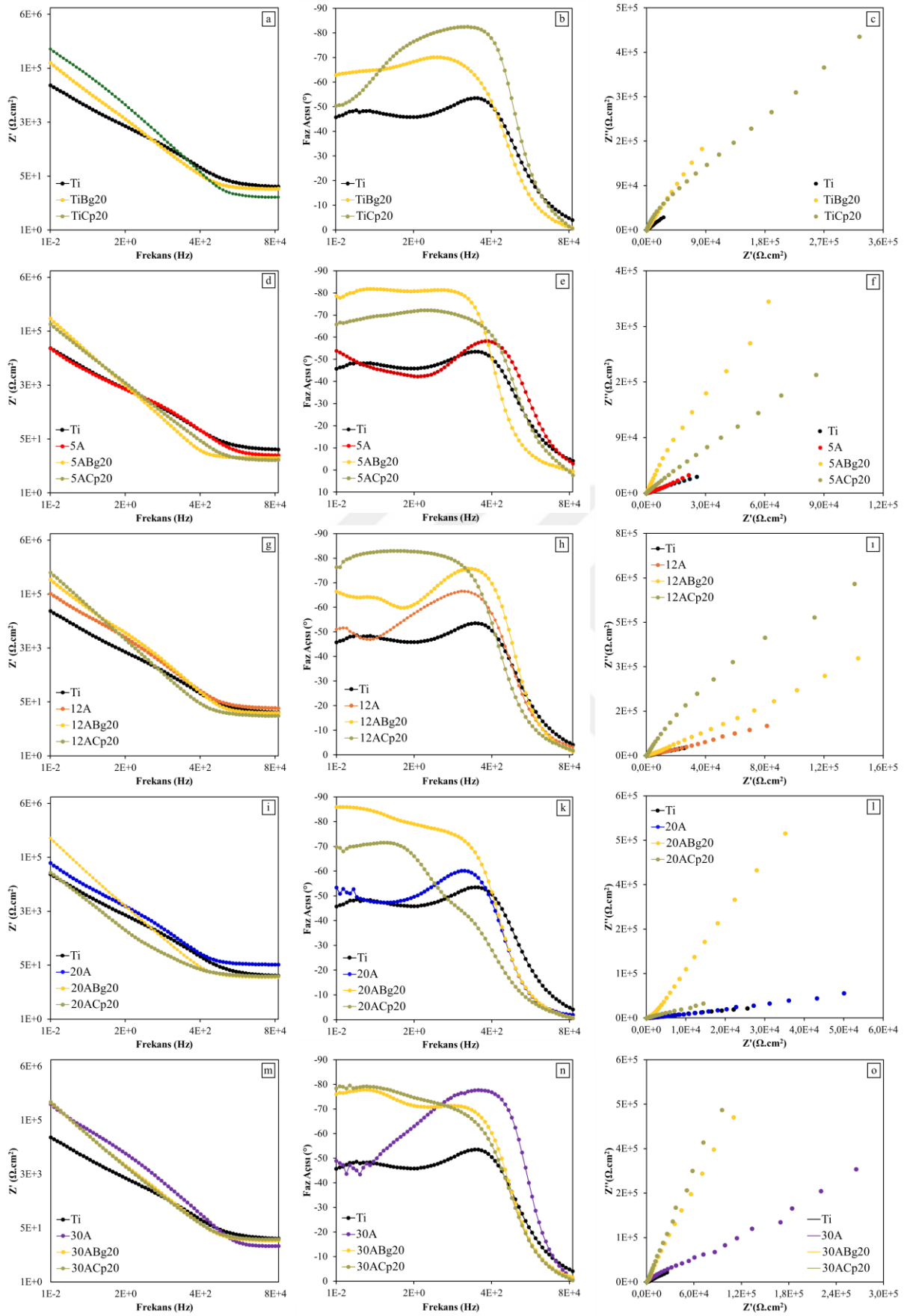
Bütün numune grupları için 15000 sn lik ADP okumasının ardından elektrokimyasal empedans spektroskopisi (EES) ölçümleri gerçekleştirilmiştir. Elde edilen bode ve nyquist grafikleri Şekil 68-69'da verilmiştir. Nyquist grafiği, gerçek empedans bileşeni (Z') ile sanal empedans bileşeninin (Z'') grafiğidir. Nyquist eğrileri, tüm numunelerde benzer şekilde yarım

dairesel kapasitif döngülerle karakterize edilen empedans davranışı sergilemiştir. Tamamlanmamış yarım daire, metal-elektrolit arayüzünde meydana gelen yük transfer sürecine ya da yüzeyin pasif film özelliğine atfedilmektedir (Guan *et al.* 2024). Kapasitif eğri çapı ne kadar büyük olursa, korozyon karşı direncide yüksek olur (P. Kumar *et al.* 2021; Guan *et al.* 2024). Şekil 68-69'da verilen Nyquit grafiklerine bakıldığında Ti numunesinin en küçük kapasitif eğri çapına sahipken, bilyalı dövme işlemi uygulanmış 5A, 12A, 20A ve 30A numunelerinin daha büyük kapasitif eğri çapına sahip oldukları görülmektedir. Bilyalı dövme işlemi sonrasında daha büyük kapasitif eğri çapının elde edilmesi, yüzeyde oluşan pasif tabakanın iyon transferine karşı daha yüksek direnç gösterdiğini ve böylece korozyon sürecinde yük transferinin daha zor gerçekleştiğini göstermektedir (Guan *et al.* 2024). 10 dk kaplama süresine sahip numuneler arasında en büyük kapasitif eğri çapına sahip numune 30ABg10 olarak belirlenmiştir. 20 dk kaplama süresiyle elde edilen numunelere ait nyquist grafikleri içinde benzer eğilim gözlemlenmiştir. Kaplama süresinin artmasıyla birlikte özellikle de bioglass kaplı yüzeylere ait nyquist eğri kapasitif çapların genişlediği ve empedans değerlerinin arttığı görülmüştür (Şekil 68). EPD süresinin artması yüzeyde kaplama kalınlığını artırarak taban malzemeye iyon salınımını geciktirdiğini göstermektedir. β -TCP kaplı yüzeylerin gözenekli ve fizyolojik sıvılarda hızlı çözünür yapısından dolayı genel olarak bioglass kaplı yüzeylere göre düşük kapasitif eğri çapına sahip nyquist eğrileri elde edilmiştir. Ayrıca β -TCP kaplamalı numunelerde de kaplama süresinin artışı, iyon bariyer etkinliği açısından sınırlı iyileşme sağlamış ve ancak fizyolojik sıvılarda yüksek çözünürlüğünden dolayı belirgin bir artış gözlemlenmemiştir.

Bode grafiklerine bakıldığı zaman 20 dk kaplama süresine sahip numunelerin empedans değerlerinin 10 dk kaplama süresine göre yüksek olduğu görülmektedir. Kaplama süresinin artması sadece kalama kalınlığını değil aynı zamanda yapısal bütünlülüğe de olumlu bir katkı sağlamıştır. 45S5 Bioglass kaplı numuneler arasında 30ABg20 ve 20ABg20 numuneleri, -80°'ye yakın maksimum faz açısına sahiptir. β -TCP kaplı numunelerde de kaplama süresinin artmasıyla empedans değerlerinin arttığı görülmüştür. Ayrıca 20 dk kaplama süresine ait numunelerde 45S5 Bioglass kaplı yüzeylerin empedans büyüklüğü 10^6 merteye seviyelerine ulaşırken β -TCP kaplı numunelerde bu değer 10^5 düzeyinde kalmıştır. Bu fark, bioglass kaplamann taban malzeme yüzeyine elektron taşınmasını engellemek için pasif bir alan oluşturabilir ve yüksek frekanslarda kapasitif olana kıyasla daha dirençli bir davranış gösterebilir. Her iki kaplama şartında da bilyalı dövme işleminin sinerjik etkisi baskın olarak görülmektedir. Bilyalı dövülmüş ve kaplama işlemi uygulanmış numunelerin yüksek faz açısı ve empedans değerlerine sahip olduğu görülmektedir.

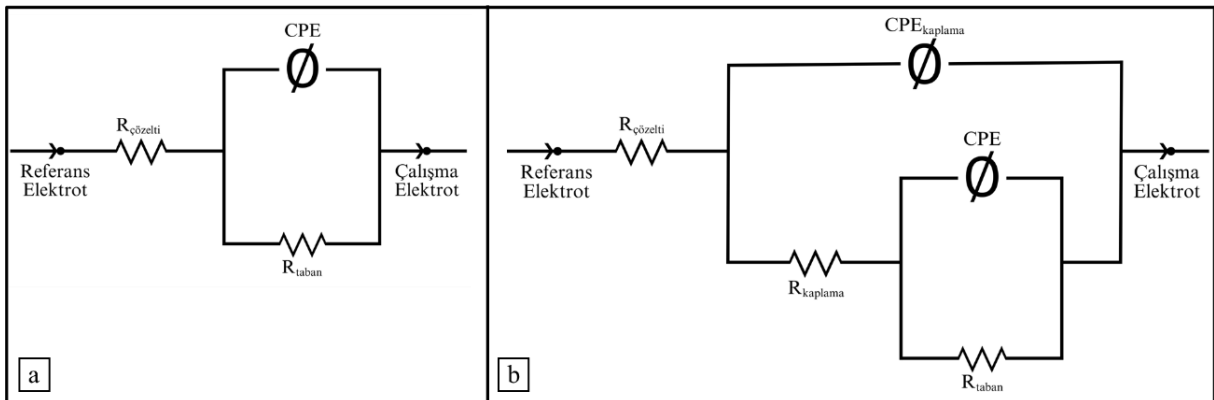


Şekil 68. 10 dk kaplama süresine sahip numuneler için EES analizleri sonrası Bode ve Nyquist eğrileri



Şekil 69. 20 dk kaplama süresine sahip numuneler için EES analizleri sonrası Bode ve Nyquist eğrileri

EES ölçümlerinden elde edilen Bode ve Nyquist eğrileri dikkate alınarak çizilen eş değer devreler Şekil 70’te verilmiştir. Eş değer devreler incelendiğinde $R_{\text{çözelti}}$ çözelti direncini, R_{taban} taban malzeme direncini, R_{kaplama} kaplama direncini, CPE taban malzeme sığasını ve CPE_{kaplama} ise kaplama sığasını temsil etmektedir. Sabit faz elemanına (CPE) ait n üsseli, sıfır olduğunda saf direnç, bir olduğunda ise tam kapasitans durumu olduğu söylenilebilir. Bütün numune grupları için eş değer devre elemanı değerleri Tablo 19’da verilmiştir. EES ölçümlerinden elde edilen korozyon direnci performansının analizinde en önemli faktör, taban malzeme direncidir (R_{taban}). Taban malzeme direncine (R_{taban}) göre en yüksek korozyon direnci $109,5 \times 10^9 \text{ ohm.m}^2$ değeri ile 30ABg20 numunesinde elde edilmiştir. Bilyalı dövme işlemi sonrasında yüzeyde meydana gelen mikro düzeydeki deformasyon, çukur-tepe yapılarının oluşması ve yüzeyin topografik olarak düzensiz bir morfoloji kazanmasına neden olmuştur. Bu yapısal bozulma, kaplama işlemi sırasında biyoseramik partiküllerinin (45S5 Bioglass ve β -TCP) yüzeyde temas kalitesini doğrudan etkilemiştir. EPD yöntemi ile gerçekleştirilen kaplama işlemi sırasında oluşan mikro çukurların düzensiz derinliklerinden dolayı kaplama yüzeyi tam olarak örtemediğinden dolayı, Tablo 19’da verilen R_{kaplama} değerlerinin kararlı bir şekilde uyarlanmasını kısıtlamıştır. Bu nedenle bilyalı dövme işlemi sonrası EPD yöntemiyle gerçekleştirilen 45S5 Bioglass ve β -TCP kaplamalar, SBF çözeltisi içerisinde koruyucu bariyer görevi görerek, taban malzemeye iyon geçişini belirli ölçüde sınırlandırarak koruma sağlamıştır. Ayrıca biyoseramik partiküllerinin fizyolojik sıvı içerisindeki çözünürlüğünde etkisi vardır (Habraken *et al.* 2016; López *et al.* 2016). Sonuç olarak, EPD ile kaplanan ve yüksek yoğunlukta bilyalı dövme işlemi uygulanan Ti6Al4V alşımı numunelerinin, SBF çözeltisi içerisinde kısa süre içerisinde gerçekleştirilen elektrokimyasal korozyon deneyleri sırasında taban malzemenin korozyon direncini artırdığı görülmüştür.



Şekil 70. Eş değer devreler; (a) işlemsiz numune için devre ve (b) kaplı numuneler için devre

Tablo 19. Çevrimsel Potansiyodinamik Polarizasyon Testinden Önce EES Sonuçları

Numuneler	$R_{\text{çözültü}}$ (ohm.cm ²)	R_{kaplama} (ohm.m ²)	R_{taban} (ohm.m ²)	CPE		CPE _{kaplama}	
				Y_0 (ohm ⁻¹ .sn ^a .cm ²)	n	Y_0 (ohm ⁻¹ .sn ^a .cm ²)	n
Ti	19,19	-	148,7×10 ³	124,5×10 ⁻⁶	582,9×10 ⁻³	-	-
5A	10,34	-	153,9×10 ³	133,1×10 ⁻⁶	577,3×10 ⁻³	-	-
12A	28,67	-	196×10 ³	36,59×10 ⁻⁶	704,9×10 ⁻³	-	-
20A	45,14	-	208,6×10 ³	62,26×10 ⁻⁶	642,8×10 ⁻³	-	-
30A	11,59	-	295,4×10 ³	13,39×10 ⁻⁶	812,9×10 ⁻³	-	-
TiBg10	22,86	879,3	434,2×10 ³	153,1×10 ⁻⁶	558,5×10 ⁻³	45,24×10 ⁻⁶	677,8×10 ⁻³
TiBg20	19,83	61,48×10 ³	713,3×10 ³	12,29×10 ⁻⁶	865,6×10 ⁻³	40,60×10 ⁻⁶	803,1×10 ⁻³
TiCp10	19,01	12,17×10 ³	305,2×10 ³	5,589×10 ⁻¹²	165,6×10 ⁻³	126,2×10 ⁻⁶	843,1×10 ⁻³
TiCp20	10,51	212,8	528,1×10 ³	289,8×10 ⁻¹⁵	7,576×10 ⁻³	13,46×10 ⁻⁶	892,2×10 ⁻³
5ABg10	14,86	1,050×10 ³	9,412×10 ⁹	141,8×10 ⁻⁶	564,2×10 ⁻³	23,77×10 ⁻⁶	783,9×10 ⁻³
5ABg20	20,02	1,496×10 ³	905,3×10 ³	38,64×10 ⁻⁶	533×10 ⁻³	18,08×10 ⁻⁶	825,2×10 ⁻³
5ACp10	12,92	68,29×10 ³	2,796×10 ⁶	4,575×10 ⁻⁶	920,9×10 ⁻³	37,35×10 ⁻⁶	935,2×10 ⁻³
5ACp20	13,24	16,49×10 ³	732,8×10 ³	14,68×10 ⁻⁶	773,8×10 ⁻³	13,38×10 ⁻⁶	886,9×10 ⁻³
12ABg10	10,79	32,35×10 ⁻⁹	1,738×10 ⁶	31,37×10 ⁻⁶	767,2×10 ⁻³	13,51×10 ⁻⁶	871,2×10 ⁻³
12ABg20	19,46	4,984×10 ³	1,331×10 ⁶	861,8×10 ⁻¹⁵	26,55×10 ⁻³	14,57×10 ⁻⁶	894,7×10 ⁻³
12ACp10	22,76	9,487×10 ³	6,266×10 ⁶	16,90×10 ⁻⁶	717,1×10 ⁻³	8,459×10 ⁻⁶	906,7×10 ⁻³
12ACp20	17,73	1,076×10 ⁶	1,015×10 ⁶	7,715×10 ⁻⁶	995,1×10 ⁻³	14,70×10 ⁻⁶	908×10 ⁻³
20ABg10	19,36	1,472×10 ³	6,102×10 ⁶	11×10 ⁻¹²	112,9×10 ⁻³	21×10 ⁻⁶	915,5×10 ⁻³
20ABg20	23,69	21,59×10 ⁹	32,23×10 ⁶	143,2×10 ⁻⁶	2,564×10 ⁻³	43,96×10 ⁻⁶	871,5×10 ⁻³
20ACp10	20,99	16,94×10 ⁻³	15,31×10 ⁶	13,96×10 ⁻¹⁵	2,846×10 ⁻⁶	27,22×10 ⁻⁶	892,9×10 ⁻³
20ACp20	20,70	1,040×10 ³	25,42×10 ⁹	97,41×10 ⁻⁶	714,1×10 ⁻³	36,58×10 ⁻⁶	772,3×10 ⁻³
30ABg10	12,28	426,7×10 ³	1,276×10 ⁹	31,98×10 ⁻¹²	998,1×10 ⁻³	67,61×10 ⁻⁶	838×10 ⁻³
30ABg20	20,22	27,50×10 ³	109,5×10 ⁹	753,8×10 ⁻¹⁵	91,59×10 ⁻⁹	25,11×10 ⁻⁶	828,3×10 ⁻³
30ACp10	21,62	39,50×10 ⁹	291,8×10 ⁶	239,7	502,4×10 ⁻³	112,3×10 ⁻⁶	765,4×10 ⁻³
30ACp20	22,44	118,8×10 ³	12,29×10 ⁹	85×10 ⁻¹²	896,7×10 ⁻³	25,66×10 ⁻⁶	839,2×10 ⁻³

Triboloji Analizleri

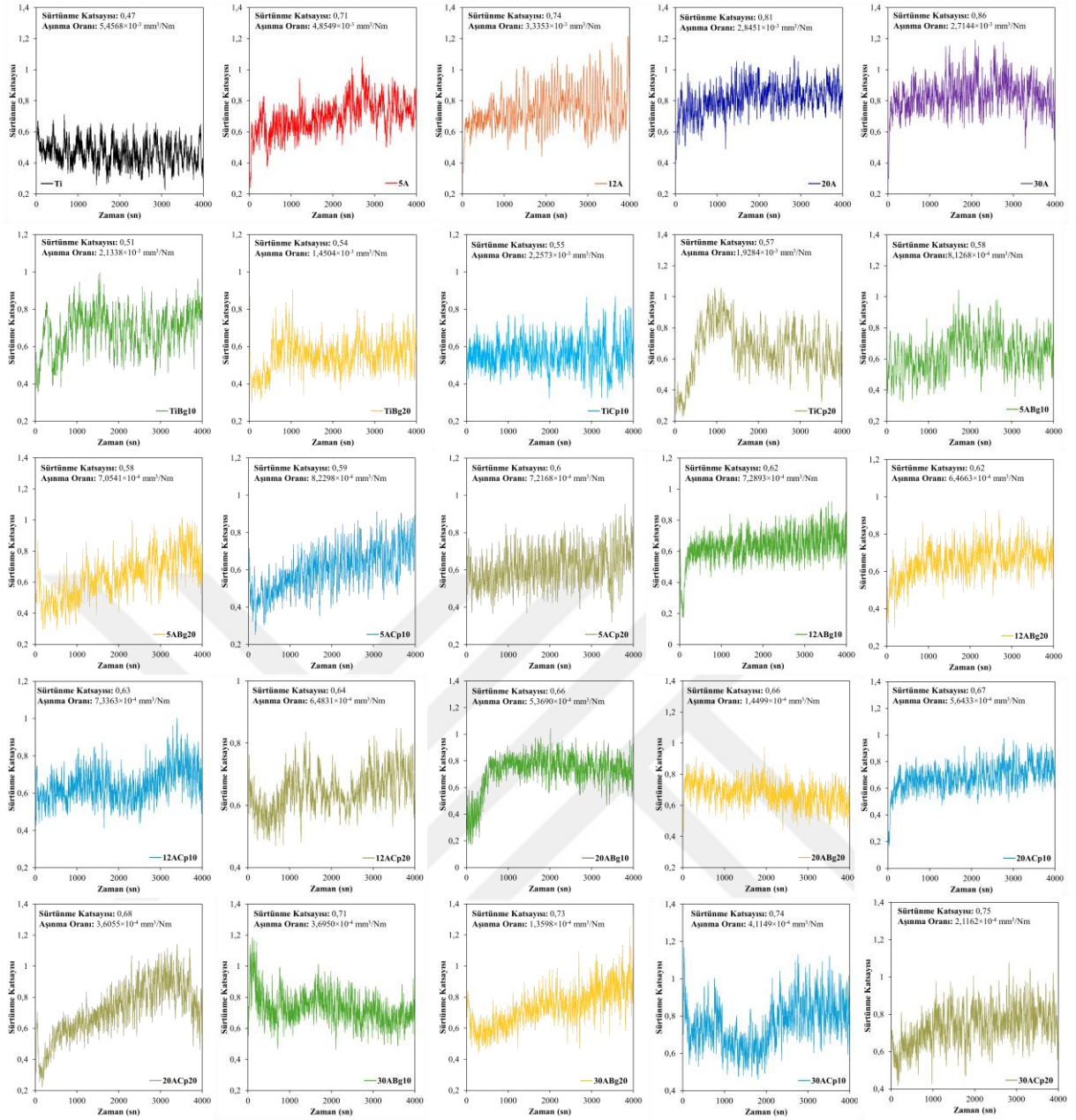
Triboloji deneyleri, bütün numune grupları için 3N yük altında kuru ve sıvı ortamda (SBF) gerçekleştirilmiştir. Karşılıklı hareketli (reciprocating) aşınma düzeneğinde ve karşıt yüzey malzemesi olarak da 6 mm çapında alümina (Al₂O₃) aşınma topu kullanılarak gerçekleştirilmiştir. Şekil 71’de kuru ortamdaki deneyler için bütün numunelere ait sürtünme katsayısı-zaman grafikleri verilmiştir. Ti numunesi 0,47 ile en düşük katsayısı değerine sahiptir. Bilyalı dövme işlemi uygulanan numunelerde Almen şiddetinin artmasıyla birlikte sürtünme katsayısında belirgin bir artış olmuştur. Bilyalı dövme işlemi uygulanan 5A, 12A, 20A ve 30A

numuneleri için sürtünme katsayısı değerleri sırasıyla 0,71, 0,74, 0,71 ve 0,86'dır. Bilyalı dövme işlemi, Ti6Al4V alaşımının tribolojik özelliklerinde, yüzey pürüzlülüğünde ve sertliğinde önemli değişikliklere neden olmuştur. Sürtünme katsayısındaki artış bilyalı dövme işlemi sonucunda yüzeyde meydana gelen mikroasperite yoğunluğunun artması ve buna bağlı olarak da yüzey pürüzlülüğünün artmasıyla ilişkilidir. Yüzeyde oluşan mikro tepe-çukur yapıları, mekanik kilitlenmeye neden olarak temas yüzeyinde lokal plastik deformasyonları ve sürtünme kuvvetlerini artırır (Salguero *et al.* 2019; Y. Y. Avcu *et al.* 2020). Ayrıca Almen şiddetinin artması yüzeyde oluşan mikro çatlakları ve yüzey kusurlarını artırarak aşınma sırasında pürüz tepelerinden kırılan partiküllerin hapsolmasını artırmıştır. Bu durumda sürtünme katsayısı değerlerinin dalgalanmasına ve artmasına neden olmuştur (Y. Y. Avcu *et al.* 2020). Bioglass kaplı TiBg10 ve TiBg20 numunelerinde, Ti'ye göre yüzey pürüzlülüğünün artışı yüksek sürtünme katsayıları ve yüzey sertliklerinin artmasıyla da düşük aşınma oranları elde edilmiştir.

Bileyli dövme işlemi ile yüzey altı deformasyon sertleşmesi sağlanan numunelerde, EPD süresine bağlı olarak gerçekleştirilen bioglass kaplamalarının kuru ortamdaki tribolojik performansları üzerinde olumlu bir etkiye sahip olduğu gözlemlenmiştir. Bioglass kaplı yüzeylere ait sürtünme katsayısı-zaman grafiklerine bakıldığı zaman, kaplama süresinin artmasıyla birlikte yüksek sürtünme katsayısı değerleri elde edilmiştir. Bu durum, daha yüksek yüzey kusur yoğunluğuna sahip pürüzlü bir mikro yapı gösteren kalın kaplamaya sahip yüzeylerin elde edilmesinden kaynaklanmaktadır (Dhiflaoui *et al.* 2020; Qiang *et al.* 2020). Ayrıca, EPD süresinin kısa tutulması (10 dk) dövme işlemi sonrasında yüzeyde oluşan mikroasperitelerin kısmen doldurulmasını sağladığından dolayı sürtünme katsayısı değerlerinde olumlu bir etkiye neden olduğu düşünülmektedir. Bioglass kaplamalar, yüzeyde camsı bir bariyer tabakası oluşturarak hem sertliği artırmış hem de mikro tepe-çukur yoğunluğunu azaltmıştır (Balasubramanian *et al.* 2024). Bu durumda, aşınma sırasında transfer film oluşumunu destekleyerek düşük sürtünme katsayısının elde edilmesine neden olmuştur. EPD kaplama süresi ile yüzey sertliği arasındaki ilişki ile numunelerin tribolojik performansları arasında da doğrudan bir bağ olduğunu ortaya koymaktadır. 45S5 Bioglass kaplamalar, numunelerin yüzey sertliklerini önemli ölçüde artırarak aşınma oranlarında düşüşe neden olmuştur. Genel olarak yüzey sertliği arttıkça aşınma oranında azalma görülmektedir (Archard, 1953; Saffarzade *et al.* 2020).

β -TCP kaplı numunelere ait sürtünme katsayısı-zaman grafikleri Şekil 71'de verilmiştir. 45S5 Bioglass kaplı numunelerde olduğu gibi β -TCP kaplı numunelerde de kaplama süresi ile bilyalı dövme şiddetinin artışı hem yüzey sertliğinde hem de tribolojik performansta belirgin

artışa neden olmuştur. 5A, 12A, 20A, 30A ve β -TCP kaplı numunelerdeki yüzey pürüzlülüğündeki artış ile orantılı olarak TiKa numunesine göre yüksek sürtünme katsayıları elde edilmiştir. Bilyalı dövme işlemi sonrasında gerçekleştirilen β -TCP kaplama işlemi, numunelerin yüzey sertliğini arttırarak Ti, 5A, 12A, 20A ve 30A numunelerine göre düşük aşınma oranlarının elde edilmesini sağlamıştır. Ayrıca Şekil 71’de görüldüğü üzere kaplama süresinin artması (20 dakika) yüzey pürüzlülüğünün artışına neden olarak yüksek sürtünme katsayılarının elde edilmesiyle sonuçlanmıştır. Bu durum 45S5 Bioglass kaplamalar içinde belirtildiği gibi artan kaplama süresi ile hem yüzey kusurlarının artması hem de pürüzlülüğün artmasından kaynaklanmaktadır. 45S5 Bioglass kaplı numunelere göre yüksek sürtünme katsayısı değerleri ve grafiklerde ise daha belirgin dalgalanmalar gözlemlenmiştir. Bu durum β -TCP kaplamaların kırılkan yapısı, gözenekli morfolojisi, sürekli yükleme durumunda meydana gelen mikro çatlaklara ve partikül dökülmelerine atfedilmektedir (Reis de Vasconcellos *et al.* 2017; Derradji *et al.* 2019; Mokabber *et al.* 2019; Santos *et al.* 2023). EPD yöntemiyle yapılan 45S5 Bioglass ve β -TCP kaplamalar, numunelerin yüzey sertliğini önemli ölçüde artırmıştır ve bu artış da aşınma oranlarında düşüğe neden olmuştur. Bütün numune grupları arasında, 30ABg20 numunesi sertlik 525 HV ile en yüksek sertlik değerine ulaşmış ve $1,3598 \times 10^{-4} \text{ mm}^3/\text{Nm}$ ile en düşük aşınma oranına sahiptir (Şekil 68).



Şekil 71. Kuru aşınma sürtünme katsayısı-zaman grafikleri

Kuru aşınma testleri sonrasında Ti, 5A, 12A, 20A ve 30A numunelerine ait aşınma izi SEM-3D optik profilometre görüntüleri ve aşınma izlerinden alınan EDS ölçümleri Şekil 72’de verilmiştir. Şekil 72a’da verilen Ti numunesine ait aşınma izi incelendiğinde aşınma izi boyunca düzensiz plastik deformasyon izlerinin, mikro yığılmaların ve malzeme çıkıntıları dikkat çekmektedir. Yüzeyde lokal olarak bulunan malzeme çıkıntıları, aşınma sırasında yüzeyden kopan partiküllerin kayma yönünde yeniden yüzeye yapışması sonucunda meydana gelmiştir. Özellikle aşınma izi SEM görüntüsünde görülen açık renkli çıkıntılar, Ti yüzeyinden kopan parçaların aşındırıcı top yüzeyine veya kendi yüzeyine tekrardan yapışarak plastik deformasyona uğradığını göstermektedir (J. Zhou *et al.* 2019). Ayrıca aşınma yüzeyinde birçok paralel mikro çizikler ve oluklar görülmektedir. Bu çizikler ve oluklar yüzeyden kopan

partiküllerin neden olduğu abrazif aşınma izleridir (Y. Y. Avcu *et al.* 2020; M. Zhang *et al.* 2024). Bu durumda yüzey işlemi uygulanmamış Ti numunesinde adezif aşınma ve abrazif aşınma mekanizmalarının etkin olduğunu göstermektedir. Ayrıca aşınma yüzeyinde görülen yapışkan blok benzeri birikntiler, aşınma iz kenarlarında malzeme yığılması ve yanal sıvanma, Ti numunesinde adezif aşınma mekanizmasının daha baskın olduğunu ortaya koymaktadır (Bansal *et al.* 2011; J. Zhou *et al.* 2019).

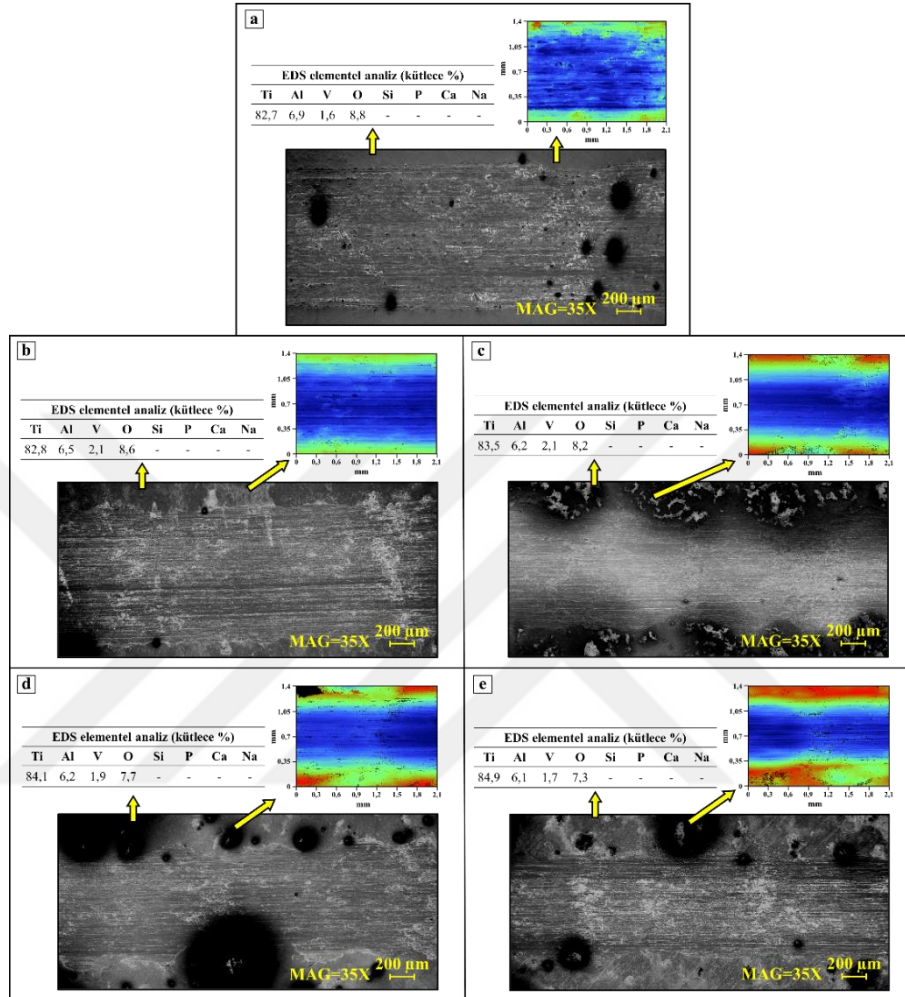
Şekil 72b’de verilen 5A numunesine ait aşınma izi SEM görüntüsünde, yüzeyde belirgin mikro çizikler, oluklar, yüzeyde ve aşınma iz kenarlarında lokal olarak düzensiz yığılmalar görülmektedir. Bu yığılmaların yanı sıra yüzeyden ayrılan partiküllerin kayma yönünde yüzeye yeniden yapışması ve yapışkan blok benzeri çıkıntıların varlığı adezif aşınma mekanizmasının olduğunu gösterir. Ayrıca aşınma izi boyunca mikro çiziklerin ve olukların varlığı dikkat çekmektedir. Bu durumda adezif aşınmanın yanında abrazif aşınma mekanizmasında etkin olduğunu gösterir. Aşınma iz genişliği, Ti numunesine göre azalmış ve $\sim 1180\mu\text{m}$ olarak ölçülmüştür. Bu da Ti numunesine göre aşınma direncinde kısmi bir iyileşme olduğunu göstermektedir.

Şekil 72c’de 12A numunesine ait SEM görüntüsüne bakıldığında zaman kayma yönüne paralel olarak ilerleyen düzgün ve yönlenmiş mikro oluklar dikkat çekmektedir. Bu oluklar ve mikro çizikler yüzeyde abrazif aşınma mekanizmasının hâkim olduğunu göstermektedir. Ayrıca Ti ve 5A numunelerinde gözlemlenen yapışkan blok oluşumları görülmemiştir. Ancak yüzeyde aşınma iz kenarlarında ve bazı bölgelerinde hafif malzeme sıyrılmaları meydana gelmiştir. Bu da sınırlı seviyede adezif aşınma mekanizmasının etkin olduğunu göstermektedir. Bilyalı dövme şiddetinin artması sonucunda aşınma izinde dalgalı deformasyon yapıları gözlemlenmiştir. Ti ve 5A numunelerine göre aşınma iz genişliği azalmış ve $\sim 1006\mu\text{m}$ olarak ölçülmüştür.

20A numunesine ait aşınma izi SEM görüntüsüne bakıldığında (Şekil 72d), benzer şekilde kayma yönünde mikro çiziklerin ve olukların varlığı ile abrazif aşınma mekanizmasının etkin olduğu görülmektedir. Aşınma izi yüzeyinde yer yer dalgalı deformasyon yapılarının varlığı dikkat çekmektedir. Ayrıca aşınma izi boyunca mikro partiküllerin varlığı, 12Ka numunesine göre artmıştır. Genel olarak aşınma izinde plastik deformasyon etkisinin azaldığı görülmüştür. Aşınma iz genişliği $\sim 940\mu\text{m}$ olarak ölçülmüştür. Ti, 5A ve 12A numunelerine göre aşınma iz genişliği azalmıştır.

30A numunesinde (Şekil 72e) mikro çizikler, oluklar, belirgin dalgalı deformasyon izleri ve yer yer mikro çatlak benzeri deformasyonlar gözlemlenmiştir. Bu durum, Almen şiddetinin artmasıyla yüzeyde meydana gelen aşırı deformasyonun etkisinden

kaynaklanmaktadır. Dövme şiddetinin artmasıyla yüzeyde aşınma sırasında kırılgenlik eğilimini artmıştır. Aşınma iz genişliği, Ti, 5A, 12A ve 20A numunelerine göre azalmıştır (~840 µm). Bu da bilyalı dövme şiddetinin artmasıyla yüzey sertliği artmış ve aşınma direncinde artmıştır.

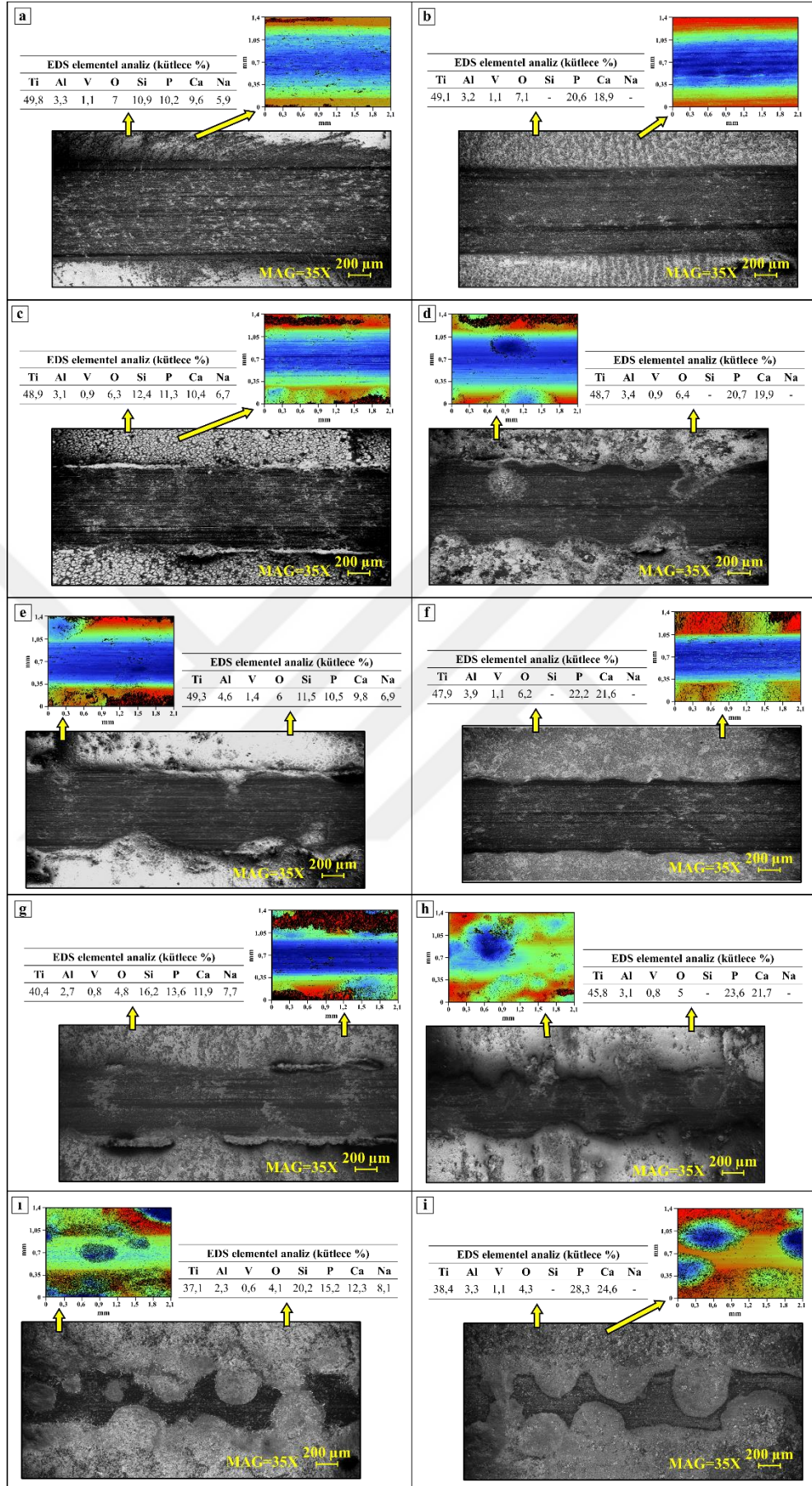


Şekil 72. Kuru aşınma sonrası aşınma izi SEM-3D görüntüleri ve EDS analizleri; (a) Ti, (b) 5A, (c) 12A, (d) 20A ve (e) 30A

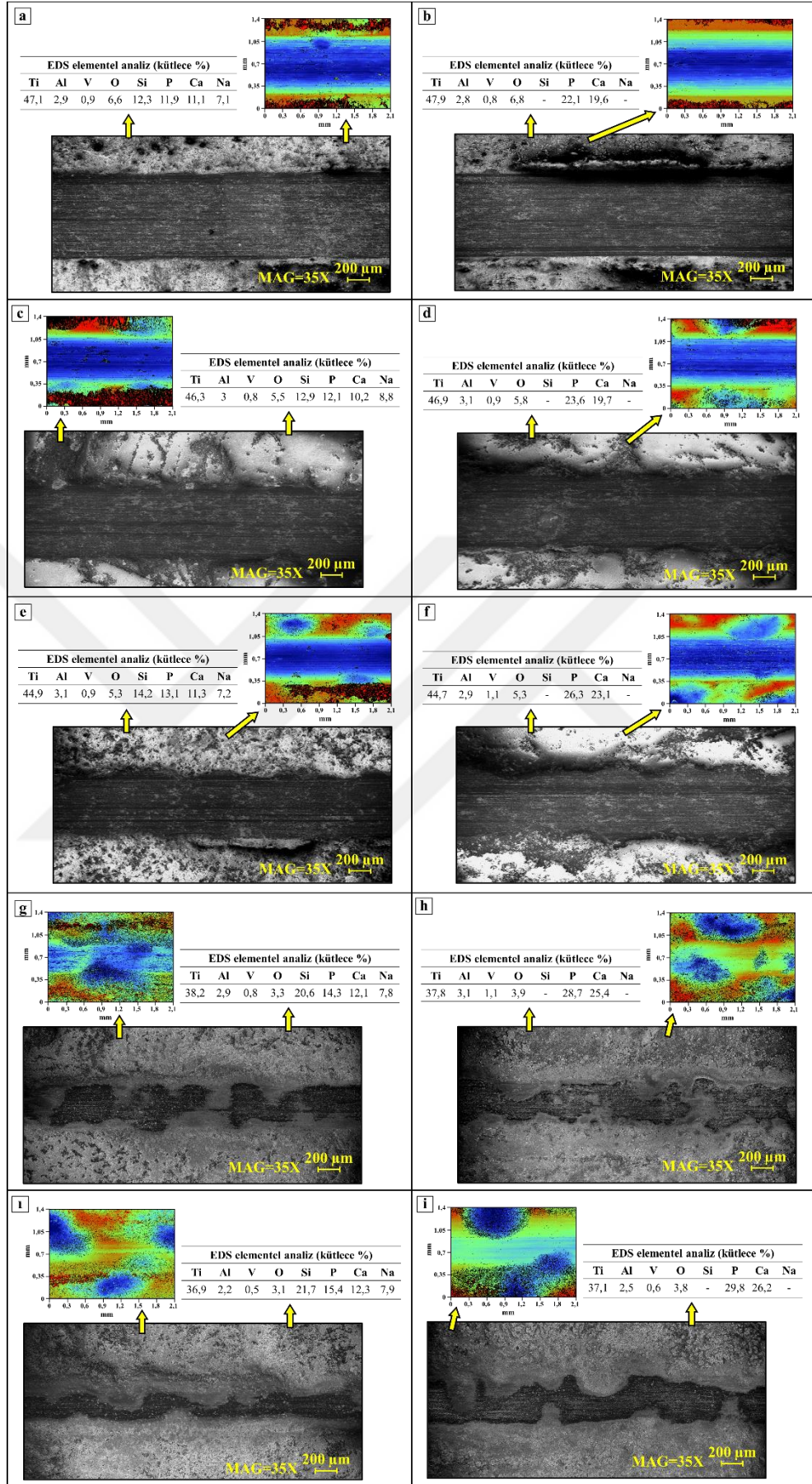
EPD yöntemi ile 10 dk 45S5 Bioglass ve β -TCP kaplı numunelerin kuru aşınma sonrası SEM-3D optik profilometre görüntüleri ile aşınma izlerinden alınan EDS ölçümleri Şekil 73'te verilmiştir. 45S5 Bioglass ve kaplı β -TCP yüzeylere bakıldığı zaman aşınma izi boyunca düzenli ve mikro çiziklerin olduğu görülmüştür (Şekil 73a-e). Her iki kaplama seramik ve kırılgen yapılarından dolayı aşınma yüzeylerinde delaminasyonların varlığı söz konusudur. Genel olarak her iki kaplama türü için abrazif aşınma mekanizması etkin olarak görülmektedir. Ayrıca aşınma izi kenarlarında malzeme yığılmaları meydana gelmiştir. Almen şiddetinin artmasıyla aşınma iz kenarlarındaki malzeme yığılmaları azaldığı görülmüştür. Bilyalı dövme işlemi sonrasında yüzeyde oluşan mikro çukur-tepelerin oluşmasından dolayı 45S5 Bioglass partiküllerinin birikmesi için (özellikle de çukurlara) uygun bölgeler oluşturabilir. Bu durumda

kaplamanın homojenliğini etkelediğinden dolayı, yüksek Almen şiddetine sahip bilyalı dövülmüş numunelerde aşınma izi kenarlarında malzeme birkiminin azaltılması yönünde etki yaptığı düşünülmektedir. 45S5 Bioglass'ın camsı ve kırılğan yapısından dolayı yüzeylerde yer yer bioglass partiküllerinin varlığı söz konusudur. Ayrıca 45S5 Bioglass'ın yüksek sertliğe sahip olmasından dolayı β -TCP kaplı yüzeylere göre daha derin çiziklerin varlığı dikket çekmektedir. Genel olarak EPD yöntemi ile yapılan kaplamalar, bilyalı dövme işlemi sonrasında artan yüzey sertliğini artmıştır (Şekil 55). Her iki kaplama işleminde de Almen şiddetinin etkisi belirgin olarak görülmüştür. Yüksek Almen şiddetinde bilyalı dövülmüş ve kaplama işlemleri yapılmış numunelerde iz genişliklerinin daraldığı gözlemlenmiştir. Kaplama işlemleri sonrasında siterleme işlemi sonucunda 45S5 Bioglass kaplı yüzeylerde oluşan combeite fazı, β -TCP'ye göre yüksek sertliğe sahiptir (Tricoteaux *et al.* 2011; Zandi Karimi *et al.* 2018). Bu durumda 45S5 Bioglass kaplı yüzeylerin yüksek aşınma performansı sergilemesine neden olmuştur. β -TCP, gözenekli yapısına sahip olması düşük tribolojik performans sergilemesine neden olduğu düşünülmektedir.

EPD yöntemi ile 20 dakika 45S5 Bioglass ve β -TCP kaplı numunelere ait SEM-3D optik profilometre ve aşınma izlerinden alınan EDS ölçümleri Şekil 74'te verilmiştir. Her iki grup kaplama için aşınma yüzeylere bakıldığı zaman 10 dakika kaplı yüzeylerde olduğu gibi seramik partiküllerin etkisinden dolayı yüzeyde mikro çiziklerin varlığı görülmektedir. Kaplama süresinin artması aşınma izi kenarlarında malzeme yığılmalarının 10 dakika kaplı yüzeylere göre azalmıştır. Benzer şekilde Almen şiddetinin artması iz kenarlarına doğru malzeme sıvanmasını neredeyse yok etmiştir. Ayrıca seramik partiküllerin etkisi iz boyunca yer yer delaminsayon etkisinin varlığından söz edilebilir. Artan Almen şiddetinin yanında kaplama süresinin artması yüzey sertliğini artırmış bu durumda aşınma iz genişliğinin azalmasına neden olmuştur. EPD işlem süresinin artması bilyalı dövme işlemi sonrası yüzeyde oluşan mikro çukur-tepelerin homojen bir şekilde kapanması ile kararlı bir kaplama filmi oluşuma ve bu da numunelerin aşınma performansı açısından olumlu bir etkiye neden olmuştur. Bütün numune grupları arasında hem Almen şiddetinin etkisi hem de kaplamanın sinerjik etkisinden dolayı en dar aşınma izi 30ABg20 numunesinde görülmüştür ($\sim 267 \mu\text{m}$).



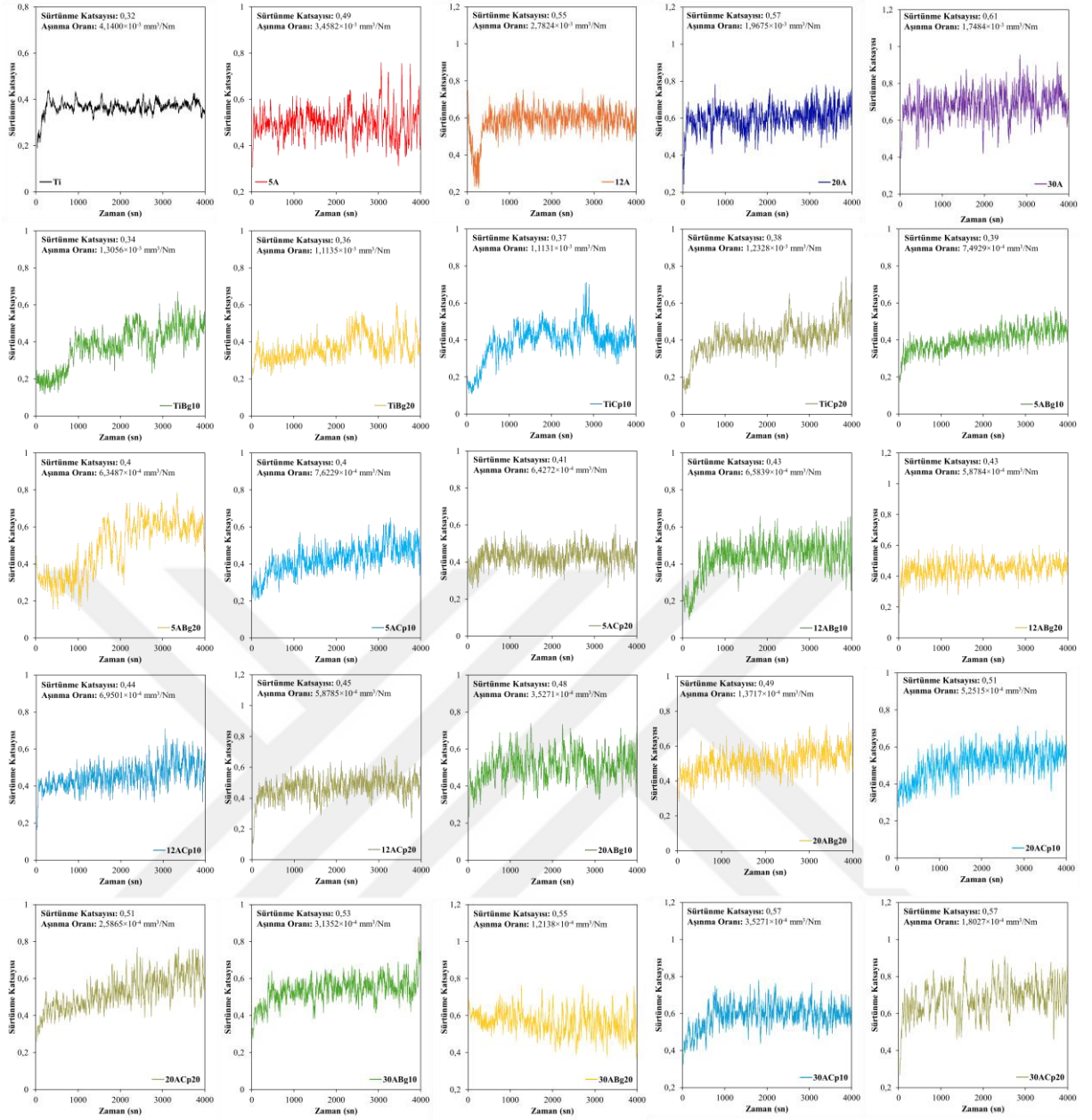
Şekil 73. Kuru aşınma sonrası aşınma izi SEM-3D görüntüleri ve EDS analizleri; (a) TiBg10, (b) TiCp10, (c) 5ABg10, (d) 5ACp10, (e) 12ABg10, (f) 12ACp10, (g) 20ABg10, (h) 20ACp10, (i) 30ABg10 ve (j) 30ACp10



Şekil 74. Kuru aşınma sonrası aşınma izi SEM-3D görüntüleri ve EDS analizleri; (a) TiBg20, (b) TiCp20, (c) 5ABg20, (d) 5ACp20, (e) 12ABg20, (f) 12ACp20, (g) 20ABg20, (h) 20ACp20, (i) 30ABg20 ve (j) 30ACp20

Şekil 75'te sıvı ortamda (SBF) gerçekleştirilen deneyler için bütün numune gruplarına ait sürtünme katsayısı-zaman grafikleri verilmiştir. SBF ortamında gerçekleştirilen aşınma testlerinde, bütün numunelere ait sürtünme katsayısı değerlerinin kuru ortama kıyasla belirgin bir şekilde düşüş gözlemlenmiştir. Bu düşüş, sıvı ortamının sağladığı sınır yağlama etkisi ve temas yüzeyleri arasında oluşan sıvı filmin etkisiyle ilişkilidir (X. Yang & Hutchinson, 2016). Bilyalı dövme işleminde Almen şiddetinin artışıyla birlikte hem yüzey sertliğinin artması hem de kaplama bütünlüğünün korunması sıvı ortam şartlarında sürtünme katsayısının daha kontrollü seyretmesini sağlamıştır. SBF çözeltisi içerisinde gerçekleştirilen sıvı aşınma sırasında Ti6Al4V numunesi yüzeyinde ince bir TiO_2 tabakası oluşur. Yüzeyde oluşan bu oksit film, pasif bir bariyer tabakası oluşturarak aşınma sırasında yüzeyin mekanik dayanımını artırarak sürtünme katsayısının azalmasına katkı sağlar (A. K. Pandey *et al.* 2023). Farklı Almen şiddetlerinde bilyalı dövme işlemi uygulanmış numunelerde ise yüksek yoğunluklu dislokasyonlar ve nano tane sınırların artması yüzeyi reaktif hale getirerek daha homojen bir pasif oksit film oluşmasına yol açmaktadır (C. Zhang *et al.* 2015; Guan *et al.* 2024). Bu nedenle Almen şiddetinin artması hem yüzey sertliğini arttırmış hem de oksit filmi oluşumunu desteklemiştir. Yüzeyde oluşan kararlı oksit filmi aşınma sırasında Al_2O_3 topu ile numune arasında direk teması engelleyerek yağlayıcı bir katman görevi gördüğünden dolayı kuru aşınmaya göre hem düşük sürtünme katsayılarına ve hem de düşük aşınma oranlarının elde edilmesine neden olmuştur.

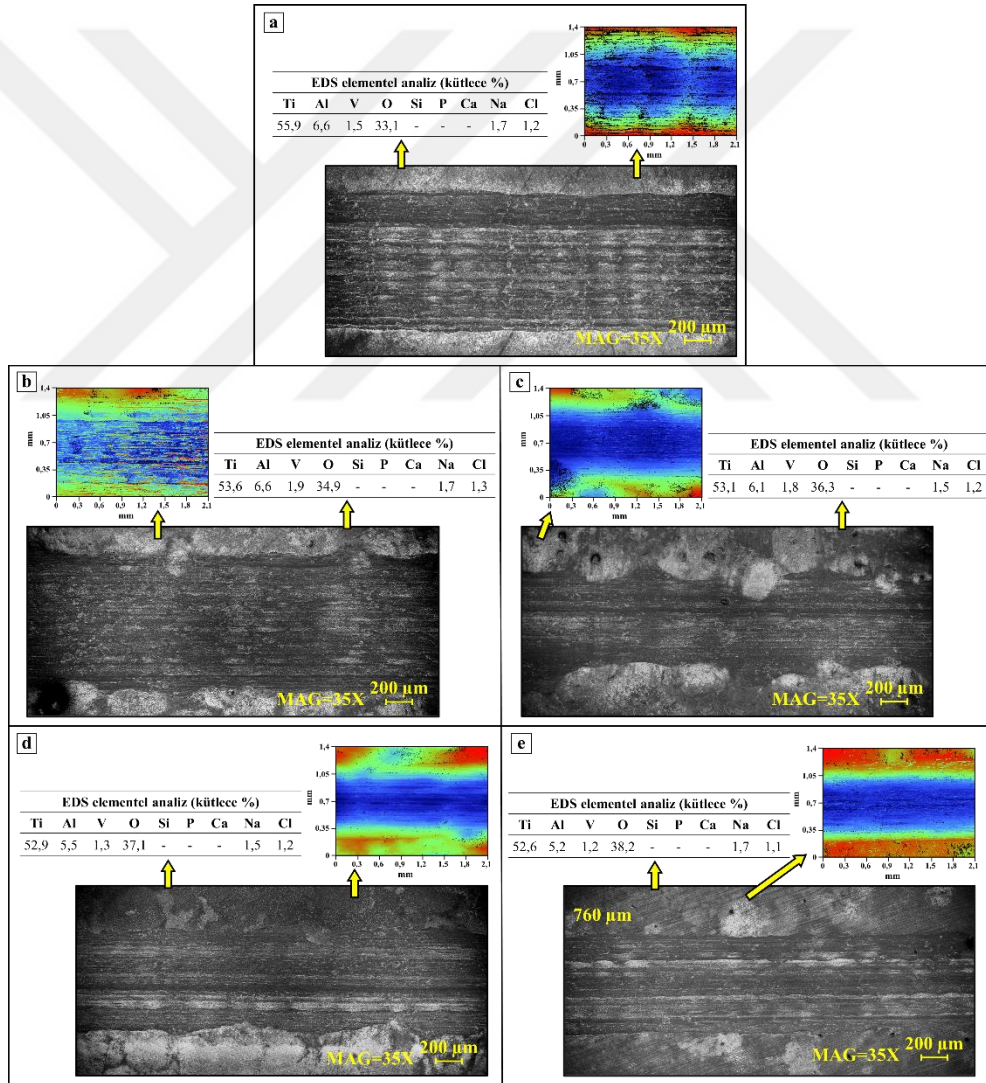
45S5 Bioglass kaplı numunelerde, kuru ortama göre daha düşük sürtünme katsayısı ve aşınma oranları elde edilmiştir (Şekil 75). Bu durum hem 45S5 Bioglass kaplamanın hem de bilyalı dövmenin sinerjik etkisinden kaynaklanmaktadır. Ayrıca, 45S5 Bioglass'ın camsı ve hidrofilik yapısı, SBF çözeltisinin yüzeyde tutunmasını sağlayarak sınır yağlama etkisi oluşturmaya olanak sağlamıştır (Monsalve-Arias *et al.* 2022). β -TCP kaplı yüzeylere ait sürtünme katsayısı-zaman grafiklerine bakıldığında, 45S5 Bioglass kaplı numunelere göre benzer davranış sergilemiştir (Şekil 73). Ancak β -TCP, fizyolojik sıvı içerisinde taban malzemenin aşınma performansını artırmış fakat yüksek çözünme oranına sahip olduğundan dolayı 45S5 Bioglass kaplı yüzeylere göre genel olarak yüksek sürtünme katsayısı ve yüksek aşınma oranı sergilemiştir. Her iki kaplama şartında da EPD işlemi öncesi uygulanan ve ön yüzey işlemi olan bilyalı dövme işleminin etkisini, sürtünme katsayısı ve aşınma oranı değerlerinde baskın olduğu görülmektedir. 30ABg20 numunesi sertlik 525 HV ile en yüksek sertlik değerine ulaşmış, $1,2138 \times 10^{-4} \text{ mm}^3/\text{Nm}$ ile en düşük aşınma oranına ve 0,55 ile en düşük sürtünme katsayısı değerine sahiptir (Şekil 75).



Şekil 75. Sıvı aşınma sürtünme katsayısı-zaman grafikleri

Sıvı aşınma testleri sonrasında Ti, 5A, 12A, 20A ve 30A numunelerine ait aşınma izi SEM-3D optik profilometre görüntüleri ve aşınma izlerinden alınan EDS ölçümleri Şekil 76'da verilmiştir. Şekil 76a-b-c'de verilen Ti, 5A ve 12S numunelerine ait aşınma izi SEM görüntülerine bakıldığında, aşınma sırasında yüzeyden ayrılan partiküllerin iz kenarlarına doğru sıvanması ve ayrıca iz boyunca adeziv blokların oluşmasından dolayı adeziv aşınma mekanizmasının etkin olduğu görülmektedir. Genel olarak aşınma izlerinde, yüzeyden kopan partiküllerin hem pullanmaya hem de çukurcukların oluşumuna neden olduğu görülmüştür. Bu durum yüzey pürüzlülüğünü artırarak aşınmanın ilerleyen zamanlarında yüzeyin daha düzensiz hale gelmesine neden olmuştur. Ti numunesinin düşük yüzey sertliği aşınma partikülleri, yüzeyde ezilerek bir katman oluşmasına sebebiyet vermiştir. Genel olarak SEM

görüntülerinden de görüldüğü üzere aşınma yüzeylerinde pul pul soyulmalar mevcuttur. Ayrıca aşınma yüzeylerinden alınan EDS analizleride oksidatif aşınma mekanizmasının da etkin olduğunu göstermektedir. 5A, 12A, 20A ve 30A numunelerinde, aşınma izlerinde ve aşınma yönüne paralel şekilde oluşan mikro çizikler ve oluklar abrazif aşınma mekanizmasının da olduğunu göstermektedir. Ancak sıvı ortamın etkisinden dolayı kuru ortama göre yüzeydeki çizikler azalmıştır. Genel olarak plastik deformasyona bağlı oluşan aşınma mekanizması yerine korozif hasarların varlığı dikkat çekmektedir. Kuru ortama göre iz genişliklerinin azaldığı görülmüştür. Bu durum, sıvı ortamın sağladığı sınır tabaka yağlama etkisiyle yüzeydeki mikro çukur-tepeler arasındaki kesme kuvvetinin azalması, aşınma sırasında yüzeyden kopan partiküllerin çözelti içerisine dağılması ve ayrıca yüzeyde oluşan oksit tabakasının yüzeyi korumasından kaynaklanması ile açıklanabilir.



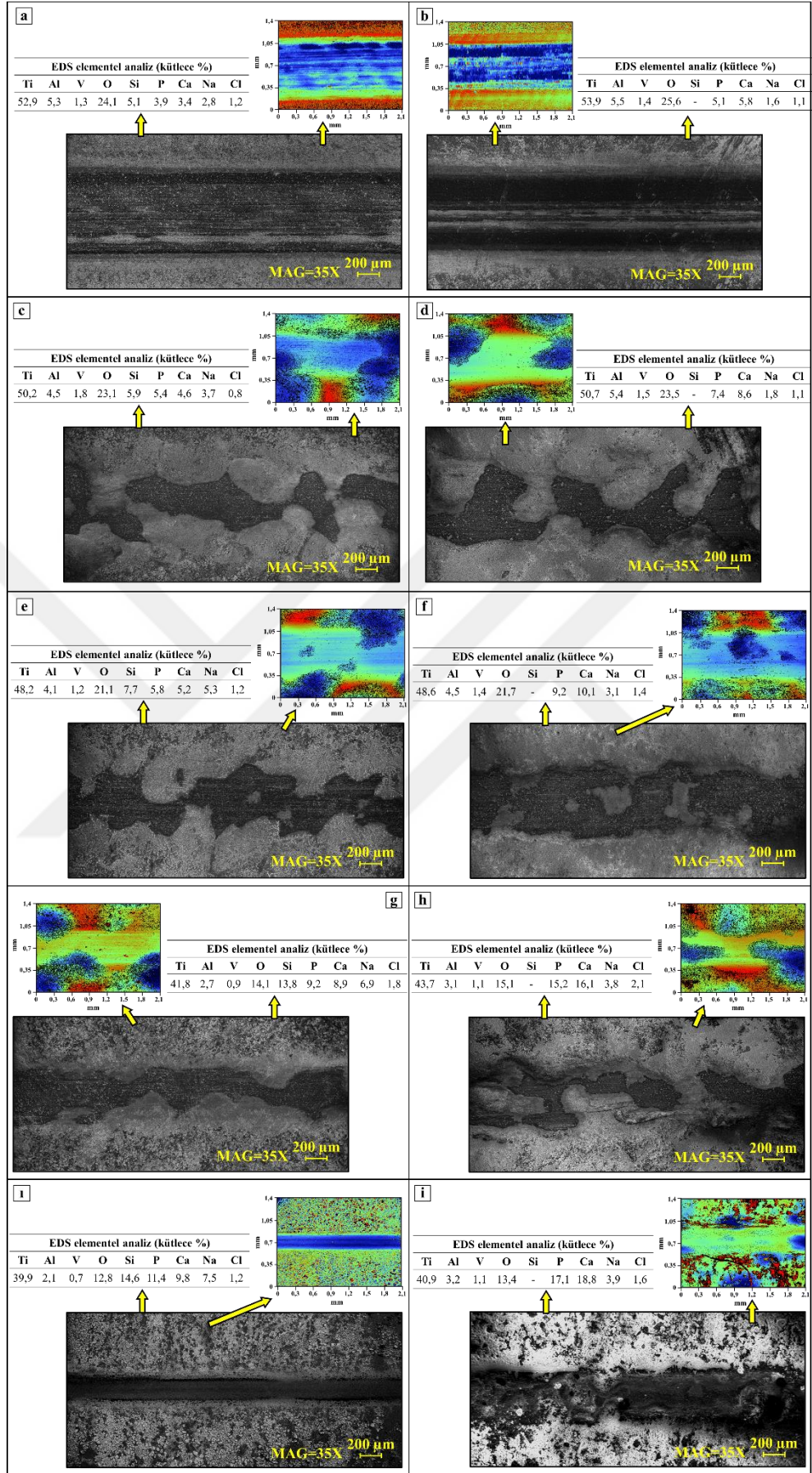
Şekil 76. Sıvı aşınma sonrası aşınma izi SEM-3D görüntüleri ve EDS analizleri; (a) Ti, (b) 5A, (c) 12A, (d) 20A ve (e) 30A

EPD yöntemi ile 10 dk 45S5 Bioglass ve β -TCP kaplı numunelerin sıvı aşınma sonrası SEM-3D optik profilometre görüntüleri ile aşınma izlerinden alınan EDS ölçümleri Şekil 77’de

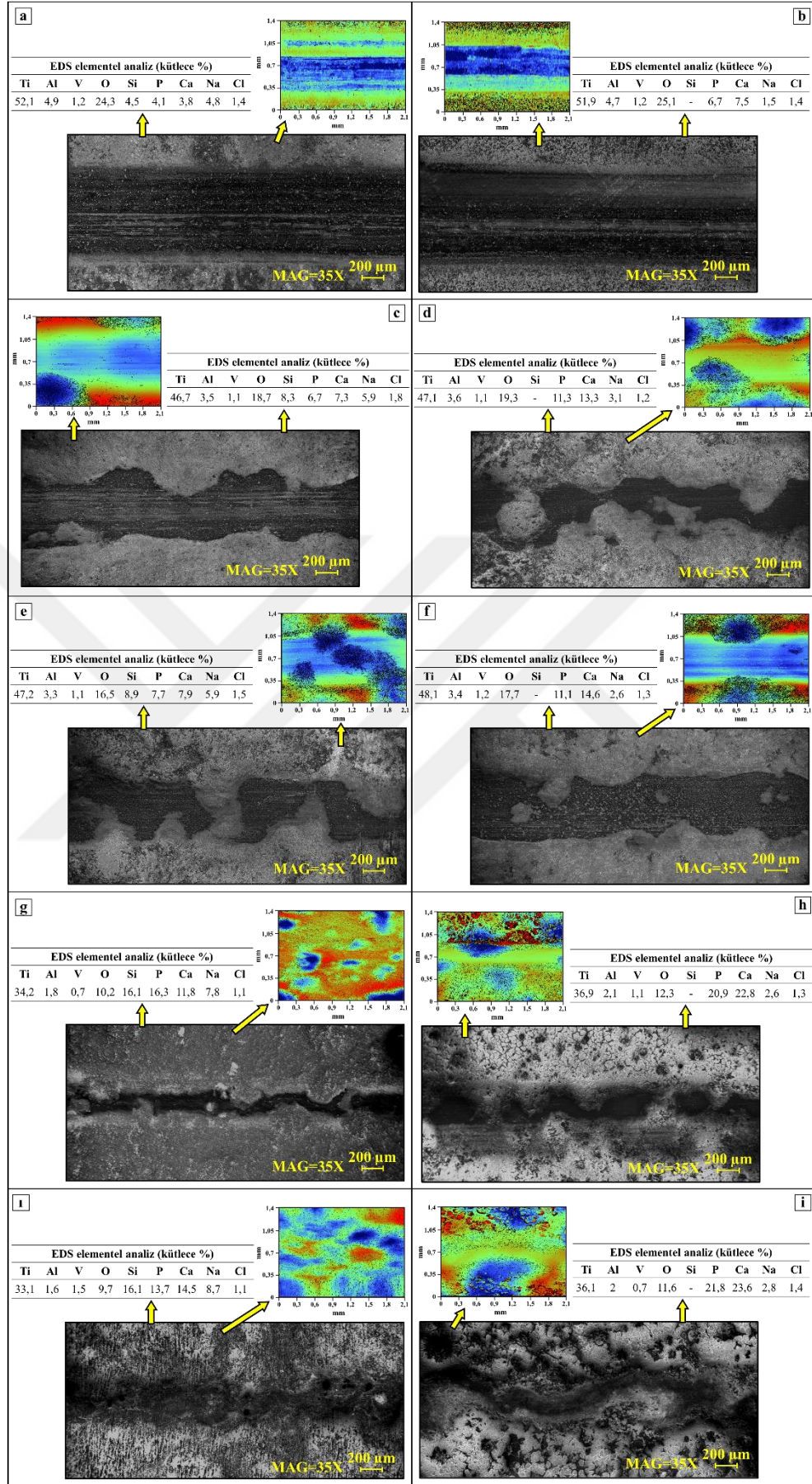
verilmiştir. Aşınma izi SEM görüntülerine bakıldığı zaman kuru aşınmaya göre iz kenarlarında oluşan malzeme yığılmalarının oldukça azaldığı görülmektedir. TiBg10 ve TiCp10 numunelerine ait aşınma izlerinde mikro partikül yığılmaları söz konusudur. EPD ile kaplama öncesinde farklı Almen şiddetlerinde bilyalı dövme işlemi uygulanan numunelere ait aşınma izlerinin homojen olmayan bir aşınma izine sahip oldukları görülmektedir. Bu durum bilyalı dövme işlemi sonrasında oluşan düzensiz yüzey topografyasından kaynaklanmaktadır. EPD işlemi sırasında seramik partiküllerinin taban malzeme yüzeyine yayılımını ve bağlanma kalitesini etkilemektedir. Böylece homojen olmayan bir kalınlık dağılımı meydana gelebilir. Bu durumda aşınma testleri sırasında düzensiz yüzey topografyasına sahip yüzey üzerindeki kaplamanın düşük adezyona sahip olan bölgelerden kolay bir şekilde ayrılmasına yol açabilir. Böylece homojen olmayan aşınma iz profilinin açığa çıkmasına neden olmaktadır. Genel olarak aşınma izi boyunca mikro çiziklerin varlığı abrazyon aşınma mekanizmasının varlığını göstermektedir. Aynı kaplama süresine (10 dk) sahip numunelere yapılan kuru aşınma sonrası elde edilen iz genişliklerine göre daha küçük iz genişlikleri elde edilmiştir. Bu durumda belirtildiği üzere sıvı ortam içerisinde seramik partiküllerinin hidrofilik karakterde olması ve su tutma kapasiteleri sınır yağlama etkisini güçlendirdiğindendir.

Kaplama süresinin artması (20 dk), sıvı ortamda gerçekleştirilen aşınma testleri sonrası aşınma izlerinde de benzer olguların varlığı görülmektedir (Şekil 78). Ancak artan kaplama süresi sıvı aşınma sırasında aşınma izi kenarlarında malzeme birikimine ve yer yer delaminasyona neden olmuştur. Bu durumda kaplama süresinin artmasıyla birlikte kalınlık artarken öte yandan da kaplama kırılabilirliği veya kaplama çatlakları artabilir. Bu durumda kaplama bütünlüğünü bozduğundan dolayı aşınma sırasında belirtilen hasarların oluşmasına sebebiyet verebilir. Ayrıca artan kaplama süresi sıvı ortamda gerçekleştirilen aşınma testleri sonrasında 10 dakika kaplı numunelere ve kuru ortamda gerçekleştirilen aşınma testleri sonrası elde edilen iz genişliklerine göre daha küçük aşınma iz genişlikleri elde edilmiştir.

45S5 Bioglass kaplamanın camsı ve kimyasal olarak kararlı yapısından dolayı SBF çözeltisi ortamında korozyon aşınmaya karşı daha dirençlidir. Ancak β -TCP'nin gevrek, gözenekli ve fizyolojik sıvı içerisindeki hızlı çözünürlüğe sahip olan yapısı taban malzemeye daha fazla iyon geçişine neden olarak 45S5 Bioglass'a göre korozyon aşınmaya karşı daha az koruma sağlar.



Şekil 77. Sıvı aşınma sonrası aşınma izi SEM-3D görüntüleri ve EDS analizleri; (a) TiBg10, (b) TiCp10, (c) 5ABg10, (d) 5ACp10, (e) 12ABg10, (f) 12ACp10, (g) 20ABg10, (h) 20ACp10, (i) 30ABg10 ve (i) 30ACp10



Şekil 78. Sıvı aşınma sonrası aşınma izi SEM-3D görüntüleri ve EDS analizleri; (a) TiBg20, (b) TiCp20, (c) 5ABg20, (d) 5ACp20, (e) 12ABg20, (f) 12ACp20, (g) 20ABg20, (h) 20ACp20, (i) 30ABg20 ve (i) 30ACp20

Biyotribokorozyon Analizleri

Bütün numune gruplarının biyotribokorozyon özelliklerinin belirlenmesi için SBF çözeltisi içerisinde açık devre potansiyeli ve çevrimsel potansiyodinamik polarizasyon altında aşınma testleri gerçekleştirilmiştir. Ayrıca aşınma testleri öncesinde bütün numune grupları için 15000 sn boyunca ADP ölçümleri yapılmıştır.

Açık devre potansiyeli altında aşınma

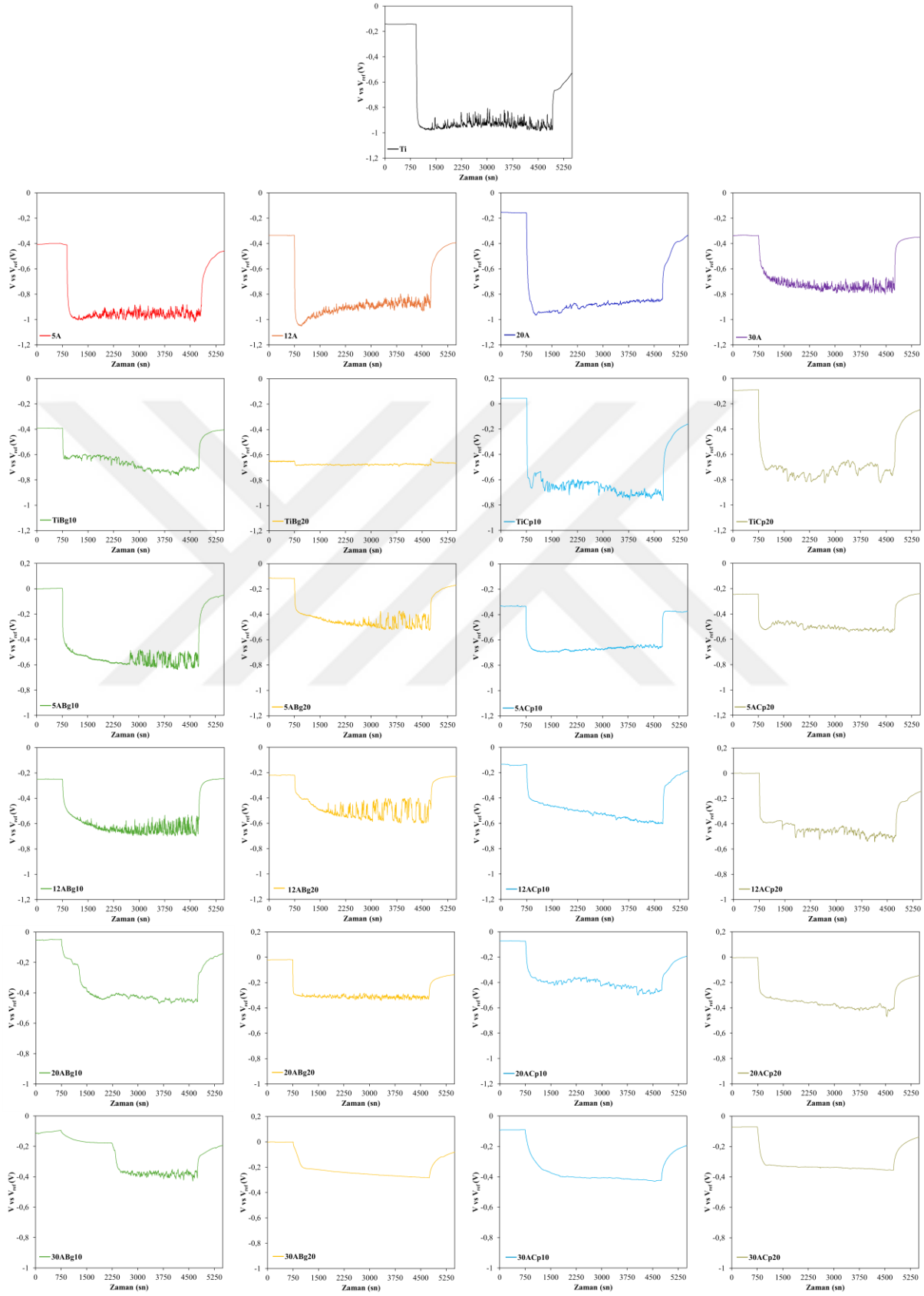
ADP altında, 4000 sn boyunca gerçekleştirilen aşınma testleri öncesinde ve sonrasında 750 sn boyunca ADP ölçümleri alınarak deneyler tamamlanmıştır. ADP altında gerçekleştirilen aşınma testleri sonrası elde edilen potansiyel-zaman grafikleri Şekil 79’da verilmiştir. Kaplama işlemi uygulanmamış işlemsiz ve farklı Almen şiddetlerinde bilyalı dövülmüş olan Ti, 5A, 12A, 20A, 30A numunelerinin aşınma öncesi potansiyelleri kararlı ve pozitif yöndedir. Bu durum yüzeyde meydana gelen koruyucu oksit filminin varlığını göstermektedir (Totolin *et al.* 2016). Aşınmanın başlamasıyla birlikte potansiyel değerlerinde ani bir düşüş meydana gelerek daha negatif değerlere doğru kaymıştır. Bu etki, yüzeyde oluşan doğal oksit filminin zayıf tribolojik etki göstererek aşınma sırasında kırılıp kaldırılmasıyla birlikte yüzeyin korumasız kalması sonucu korozyon ortamına maruz kalarak korozyona uğramasıyla ilişkilendirilmektedir (Marques *et al.* 2016a; Buciumeanu *et al.* 2017; Madapana *et al.* 2024;). Potansiyeldeki bu ani düşüş bilyalı dövme işlemi uygulanmış 5A, 12A, 20A ve 30A numunelerinde herhangi bir yüzey işlemi uygulanmamış Ti numunesine göre daha sınırlı olduğu ve aşınma sırasında potansiyelin daha soy (daha az negatif) seviyelerde seyrettiği görülmüştür (Şekil 79). Farklı Almen şiddetlerinde bilyalı dövme işlemi sonrası yüzeyde meydana gelen deformasyon ve tane incilmesi pasif film oluşumunu desteklediğinden dolayı aşınma sırasında potansiyel değerlerinde belirgin şekilde farklılıklara yol açarak korozyon direncinde artışa neden olmuştur (Jiang *et al.* 2024). Ayrıca Almen şiddeti ile doğru orantılı olarak artan yüzey sertliğide tribokorozyon performansını artırmıştır (Atig *et al.* 2018). Aşınma sonrasında yüzeyde meydana gelen yeniden pasifleşme sürecinin başlamasıyla birlikte potansiyel değerlerinin hızlı bir şekilde başlangıç seviyelerine doğru arttığı görülmüştür. Özellikle de 30A numunesinde yeniden pasivasyon hızının yüksek olduğu ve son potansiyel değerinin başlangıç potansiyeline çok yakın olduğu görülmektedir. Bu durum bilyalı dövme işleminin hem yüzeydeki pasif film bütünlüğünü hem de yenilenmesini artırdığını göstermektedir (C. Zhang *et al.* 2015).

EPD yöntemi ile 10 ve 20 dk sürelerinde gerçekleştirilen 45S5 Bioglass ve β -TCP kaplı numunelere ait grafiklere bakıldığında zaman kaplama işlemi uygulanmamış numunelere benzer şekilde davranış sergilemiştir. Aşınmanın başlamasıyla birlikte potansiyel değerlerinin ani olarak düştüğü görülmektedir. 45S5 Bioglass kaplı numunelerde aşınmanın başlamasıyla

birlikte potansiyel değerlerinin daha az negatif yönde kaydığı görülmektedir. Bu da 45S5 Bioglass'ın amorf ve camsı yapısının yüzeyde bir bariyer etkisi göstermesinden kaynaklanmaktadır. β -TCP kaplı numunelerde ise, β -TCP'nin hem gözenekli yapısından dolayı hem de SBF çözeltisi içerisindeki hızlı çözünürlüğünden dolayı potansiyel değerlerindeki düşüşlerin daha belirgin bir şekilde olduğu görülmüş ancak Almen şiddeti arttıkça kaplamanın olumsuz etkisi telafi edilmiştir. Ayrıca her iki kaplama şartında artan kaplama süresi ile birlikte kaplama kalınlığının artışı potansiyel değerlerinde de belirgin bir şekilde artışa neden olmuştur. Bilyalı dövme işleminin ve kaplamanın koruyuculuğu sinerjik biçimde birleşerek ADP altında gerçekleştirilen aşınma performansını önemli derecede artırmıştır. 45S5 Bioglass ve β -TCP kaplı yüzeylerin aşınma sonrası yeniden pasivasyon safhasında potansiyel değerlerinin hızlıca başlangıç seviyelerine yaklaşmıştır. Özellikle de yüksek Almen şiddetine sahip olan kaplı numunelerde yeniden pasivasyonun hızlı ve kararlı bir şekilde gerçekleştiği görülmüştür (Şekil 79). Bu durum, yeniden pasivasyon süreci ile yüzeyde aktif bölgelerin tekrar koruyucu bir film ile kaplandığını ve elektrokimyasal olarak yeniden pasifleştiğini göstermektedir (Licausi *et al.* 2013). Sonuç olarak, yüksek Almen şiddetinde bilyalı dövme ile 45S5 Bioglass veya β -TCP kaplı numuneler, ADP altında gerçekleştirilen aşınma testlerinde yüksek potansiyel ve hızlı yeniden pasivasyon karalılığı göstermiştir. Ayrıca 45S5 Bioglass kaplı yüksek Almen şiddetinde bilyalı dövme işlemi uygulanmış numunelerin (30ABg20 ve 20ABg20) yüksek tribokorozyon dirence sahip olduğu sonucuna varılmıştır.

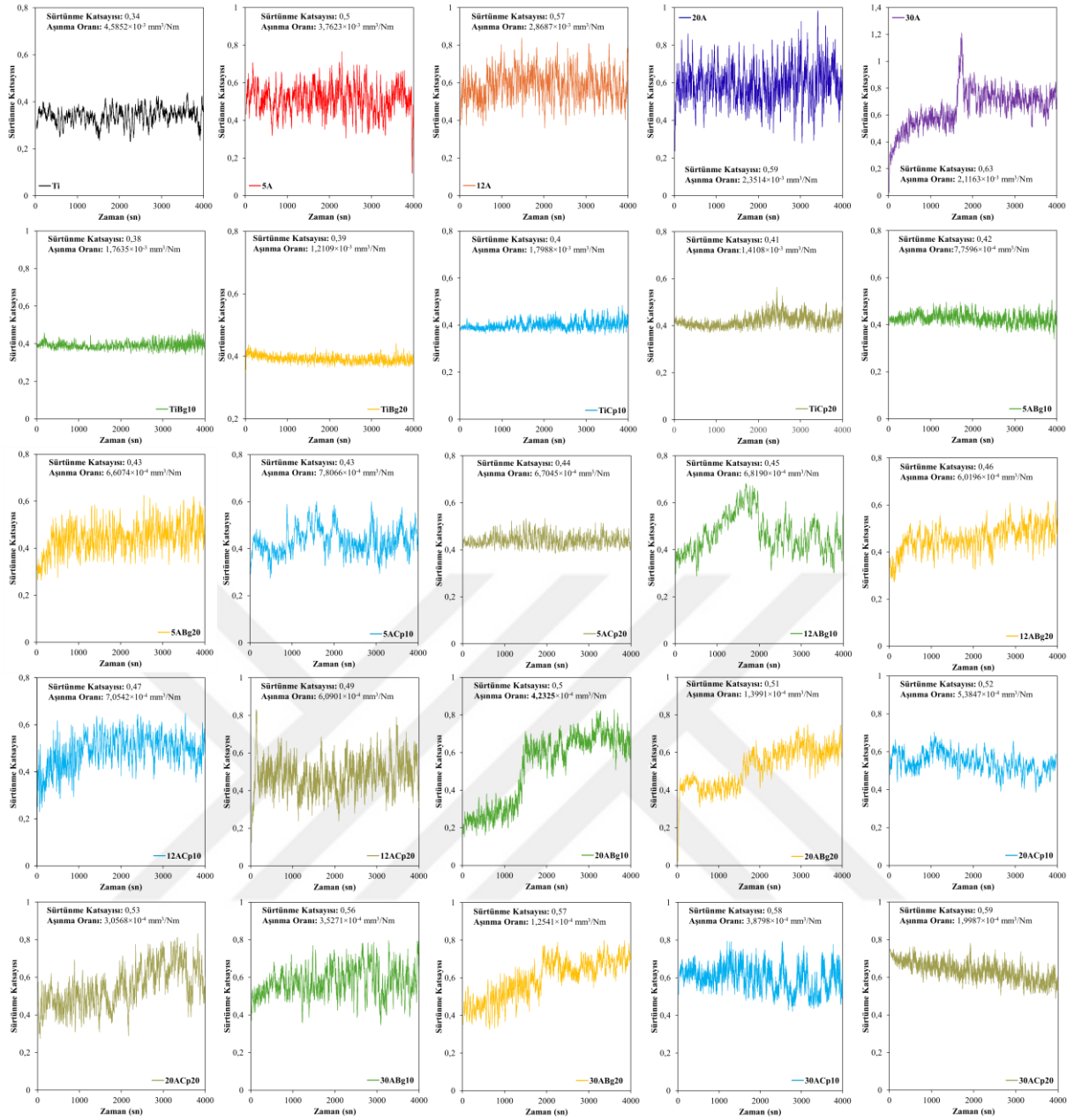
Şekil 80'de ADP altında gerçekleştirilen aşınma deneyi sonucunda elde edilen sürtünme katsayısı-zaman grafikleri ve aşınma oranı değerleri verilmiştir. Ti numunesi $4,5852 \times 10^{-3}$ mm³/Nm değeri en yüksek aşınma oranı değerine sahiptir. Bu durumda zayıf tribolojik özelliklerine sahip olduğunu doğrulamakta ve dolayısıyla da koruyucu yüzey işlemlerine ihtiyaç duyulduğunu göstermektedir (Oliveira *et al.* 2015; Buciumeanu *et al.* 2017). Bilyalı dövme işlemi uygulanmış 5A, 12A, 20A ve 30A numunelerinde, özellikle de Almen şiddeti arttıkça sürtünme katsayısında artış ve buna karşılık aşınma oranlarında ise belirgin bir düşüş gözlemlenmiştir. Bilyalı dövme işlemi sonrasında yüzeyde oluşan deformasyon ve tane incilmesi, yüzey sertliğini artırarak numunelerin aşınma direncini artırmıştır. Ancak artan yüzey pürüzlülüğünden dolayı tribolojik temas sırasında sürtünme katsayısının artmasına neden olmuştur. Bilyalı dövme sonrası artan pasif film oluşturma kabiliyeti, tribokorozyon testleri sırasında korozyon direncinde olumlu yönde bir etkiye neden olmuştur. Bu durumda, aşınma ve korozyonun sinerjik etkisi sonucunda toplam malzeme kaybını azaltmıştır. Ancak sıvı aşınmaya göre yüksek sürtünme katsayısı ve aşınma oranları elde edilmiştir. Bu durumun başlıca nedeni, aşınma ve korozyonun sinerjik etkisi malzeme kaybını hızlandırmış ve yüzeyde

oluşan pasif oksit filminin aşınma süresi boyunca sürekli bozularak tekrardan oluşup yüzeyin kararlılığını azaltmasıdır (Marques *et al.* 2016).



Şekil 79. ADP altında 3N yük ile elde edilen potansiyel-zaman grafikleri

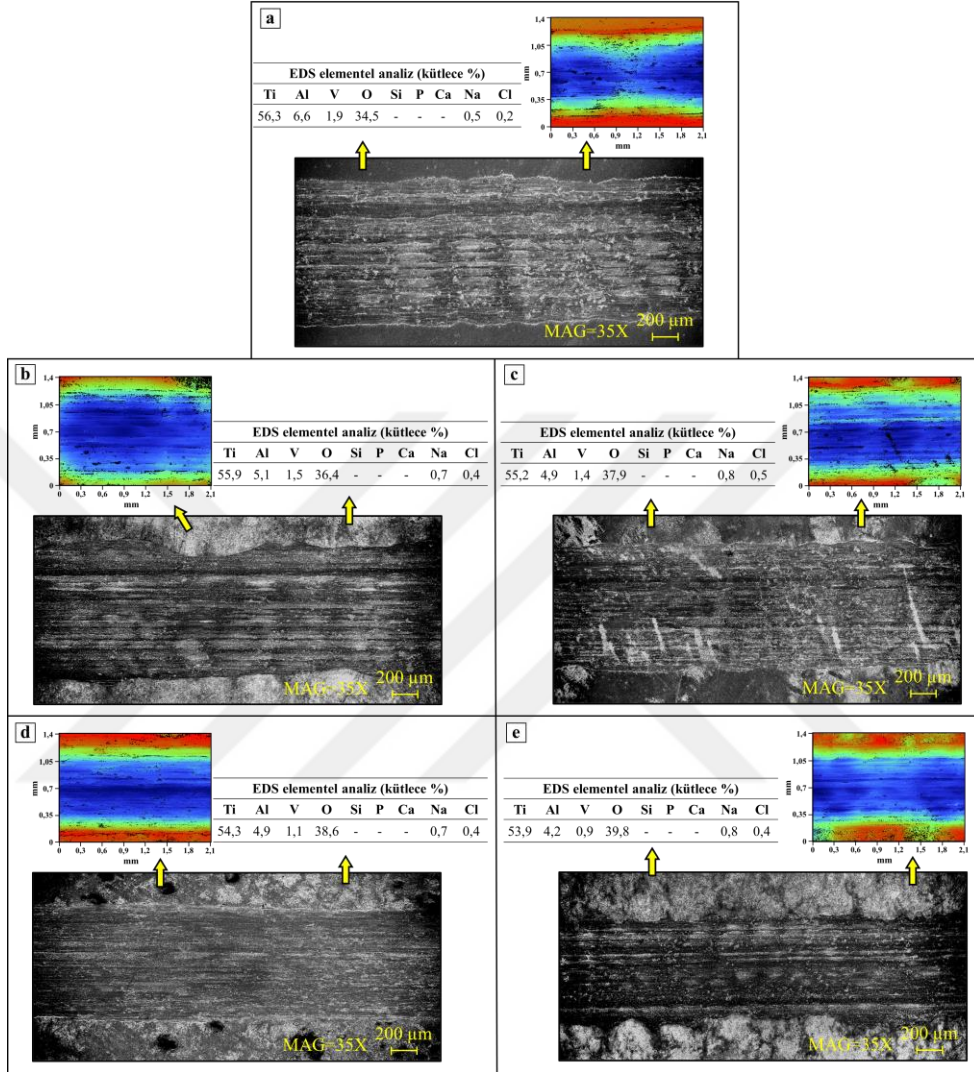
45S5 Bioglass ve β -TCP kaplı yüzeylere ait sürtünme katsayısı-zaman grafikleri Şekil 80’de verilmiştir. Bilyalı dövme işlemi sonrası yapılan kaplamalar yüzeyde oluşan mikro çukur-tepelerin doldurulmasıyla düşük yüzey pürüzlülükleri elde edilmiş ve böylece kaplama işlemi uygulanmamış 5A, 12A, 20A ve 30A numunelerine göre düşük sürtünme katsayısı değerleri elde edilmiştir. Ancak yüzey pürüzlülüğü Almen şiddetinin artışı ile orantılı olarak artmış ve bu durumda kaplama sonrası yüzey pürüzlülüklerinin de artışına neden olmuştur. Ayrıca artan Almen şiddeti ile doğru orantılı olarak kaplama sonrası da sertlik değerlerinin artışı düşük aşınma oranlarının elde edilmesine neden olmuştur. Özellikle de 45S5 Bioglass kaplı yüzeylerde, camsı ve kararlı yapılarından dolayı yüzeyde karalı bir koruyucu film oluşturarak hem düşük sürtünme katsayılarının elde edilmesine hem de düşük aşınma oranlarının elde edilmesine yol açmıştır. Ayrıca yüzeyde ki sürekli ve kararlı bir filmin etkisi ile koroyona karşı üstün koruma sağlamaktadır. β -TCP’nin gözenekli ve yüksek çözünürlüğe sahip karakterde olması sebebiyle 45S5 Bioglass kaplı yüzeylere göre yüksek aşınma oranlarının elde edilmesine neden olmuştur. En düşük aşınma oranı 30ABg20 numunesinde $1,2541 \times 10^{-4} \text{ mm}^3/\text{Nm}$ olarak elde edilmiştir.



Şekil 80. ADP altında aşınma sonrası elde edilen sürtünme katsayısı-zaman grafikleri

Şekil 81’de kaplama işlemi uygulanmamış Ti, 5A, 12A, 20A ve 30A numunelerine ADP altında yapılan aşınma testleri sonrası aşınma izi SEM-3D optik profiyometre görüntüleri ve aşınma izinden alınan EDS ölçümleri verilmiştir. Aşınma izlerinin SEM görüntüleri incelendiğinde sıvı ortamda gerçekleştirilen aşınma testlerine benzer morfolojik yapıların olduğu görülmektedir. Ancak, sıvı aşınmaya göre deney süresinin uzun olması sebebiyle aşınma sırasında yüzeyde oluşan pasif film tabakasının sürekli olarak kırılması sonucunda aşınma izi boyunca oksidatif aşınma mekanizmasının etkin olduğu görülmektedir. Ayrıca artan Almen şiddeti ile birlikte adeziv aşınmanın azaldığı , oksidatif aşınmanın daha hakim olduğu görülmektedir. Bu sebeple sıvı aşınmaya göre yüzey hasarının fazla olması, aşınma iz genişliklerinin de artmasına neden olmuştur. Almen şiddetinin artışı ile birlikte aşınma iz

genişliğinde de kademeli bir azalma gözlemlenmiştir. EDS analizlerinde, Almen şiddetinin artmasıyla birlikte oksijen miktarının belirgin şekilde arttığı görülmektedir. Bu da yüzeyde daha kararlı, homojen ve koruyucu bir oksit tabakasının oluştuğunu işaret etmektedir. Ayrıca Ti numunesine göre düşük Ti, Al, V elementleri tespit edilmiştir (Şekil 81).

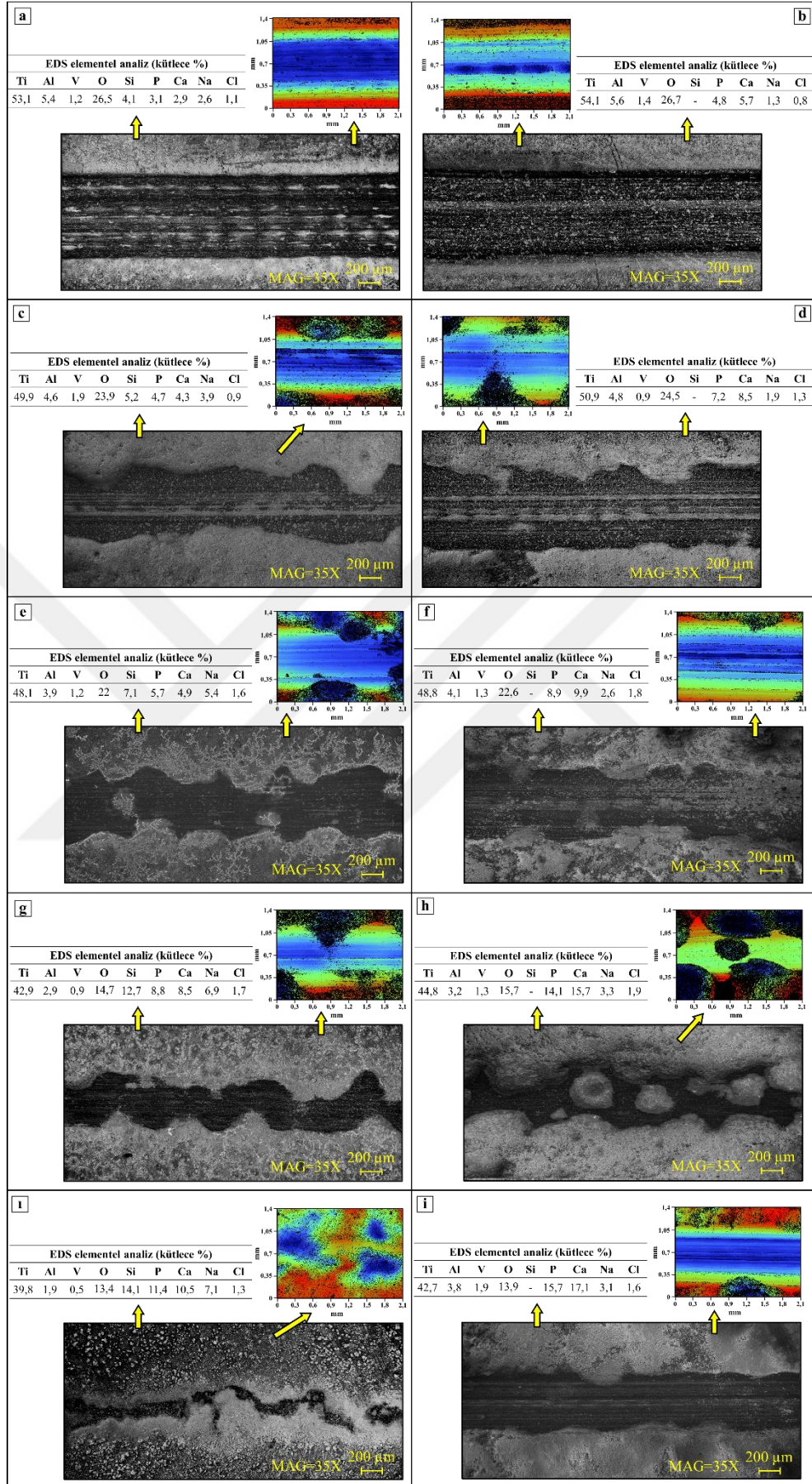


Şekil 81. ADP altında aşınma sonrası, aşınma izi SEM-3D görüntüleri ve EDS analizleri; (a) Ti, (b) 5A, (c) 12A, (d) 20A ve (e) 30A

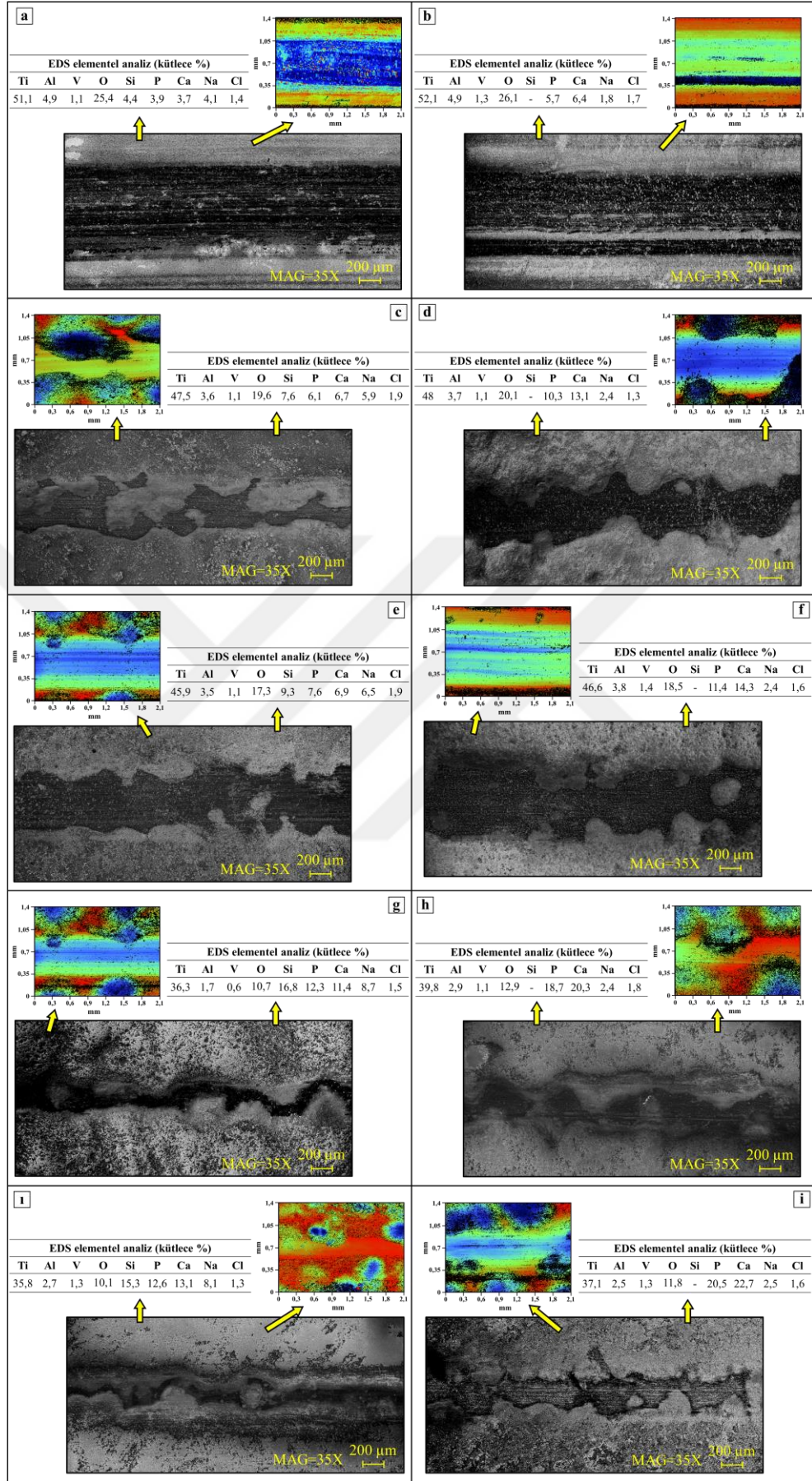
EPD yöntemi ile 10 ve 20 dk 45S5 Bioglass ve β -TCP kaplı numunelerin ADP altında yapılan aşınma sonrası SEM-3D optik profilometre görüntüleri ile aşınma izlerinden alınan EDS ölçümleri Şekil 82-83'te verilmiştir. Kaplı numuneler içinde sıvınma aşınma sonrası elde edilen aşınma izlerine benzer morfolojik yapıların varlığı söz konusudur. Ancak sıvın aşınmaya göre, kaplamanın delaminasyonu sonrası aşınma izinde partikül birikimin fazla olduğu görülmektedir. Özellikle de β -TCP kaplı yüzeylerde daha fazladır. Ayrıca, testlerin sıvı aşınma testlerine göre daha uzun sürmesi, 45S5 Bioglass ve β -TCP kaplamaların hidrofilik ve çözünebilen yapılarından dolayı zaman içerisinde SBF içerisinde çözünerek aşınma izi boyunca partikül birikimlerine neden olmuştur. Özellikle de β -TCP daha fazla çözünürlüğe ve gözenekli

yapısı bu durumun fazla olmasına neden olmuştur. Kaplama süresinin artması yani kaplama kalınlığının artması ile birlikte aşınma izlerinde partikül birikimlerinin azaldığı görülmektedir. Ancak bu durum, her iki kaplama şartında da Almen şiddetinin artmasıyla azalmış, 20 ve 30 Almen şartlarında bilyalı dövülmüş numune yüzeylerinde (20ABg10-20ABg20, 20ACp10-20ACp20, 30ABg10-30ABg20 ve 30ACp10-30ACp20) gözlemlenmemiştir. Aşınma ve korozyonun sinerjik etkisi devreye girdiğinden dolayı hem çözünürlüğün artışı hem de aşınma sırasında mekanik yüklemeler nedeniyle kaplamanın etkisi hızlı bir şekilde azaldığından dolayı, aşınma izinde yer yer çukurcukların oluşumu başlamıştır. Ayrıca iz boyunca pullanmalarında varlığı dikkat çekmektedir. 20 dk kaplama süresiyle elde edilen daha kalın kaplama tabakasına sahip numuneler, 10 dk kaplamalara kıyasla ADP altında gerçekleştirilen testlerde hem aşınma hem de korozyona karşı belirgin şekilde daha yüksek direnç sergilemiştir. Bu durum, daha ince ve düzenli aşınma izlerinin yanı sıra, pitting oluşumunun minimize edilmesi, kaplama bütünlüğünün etkin biçimde korunması ve sinerjik malzeme kaybının anlamlı ölçüde azalması ile sonuçlanmıştır.

Şekil 82-83'te verilen EDS analizlerinde, 10 ve 20 dk kaplama süresine ait 45S5 Bioglass ve β -TCP kaplı numunelerin aşınma izlerinde kaplama malzemesine özgü karakteristik elementlerin varlığı görülmektedir. Ancak kaplama süresinin azalmasıyla (10 dk kaplı yüzeyler) 45S5 Bioglass ve β -TCP'ye ait karakteristik elementler daha az kütlece yüzdeye sahip olmakla birlikte taban malzemeye ait Ti, Al ve V elementlerin kütlece yüzdesi daha fazladır. Bu da kaplama süresi düşük olan yüzeylerin (10 dk kaplı), tribokorozyon sırasında yer yer aşındığını ve taban malzemenin açığa çıktığını göstermektedir. Artan kaplama süresi ile kalın kaplamaya sahip olan yüzeylerde, taban malzemeye ait elementlerin varlığı daha düşüktür. Sonuç olarak, daha kalın kaplamanın tribokorozyon ortamında bariyer etkisini güçlendirdiğini, kaplama bütünlüğünün ve yüzey korumasının arttığını, buna karşın daha ince kaplamalı numunelerde taban malzemeye erişimin kolaylaştığını ve kimyasal stabilitenin zayıfladığını açıkça ortaya koymaktadır.



Şekil 82. ADP altında aşınma sonrası, aşınma izi SEM-3D görüntüleri ve EDS analizleri; (a) TiBg10, (b) TiCp10, (c) 5ABg10, (d) 5ACp10, (e) 12ABg10, (f) 12ACp10, (g) 20ABg10, (h) 20ACp10, (i) 30ABg10 ve (j) 30ACp10



Şekil 83. ADP altında aşınma sonrası, aşınma izi SEM-3D görüntüleri ve EDS analizleri; (a) TiBg20, (b) TiCp20, (c) 5ABg20, (d) 5ACp20, (e) 12ABg20, (f) 12ACp20, (g) 20ABg20, (h) 20ACp20, (i) 30ABg20 ve (j) 30ACp20

Çevrimsel Potansiyodinamik Polarizasyon İle Aşınma

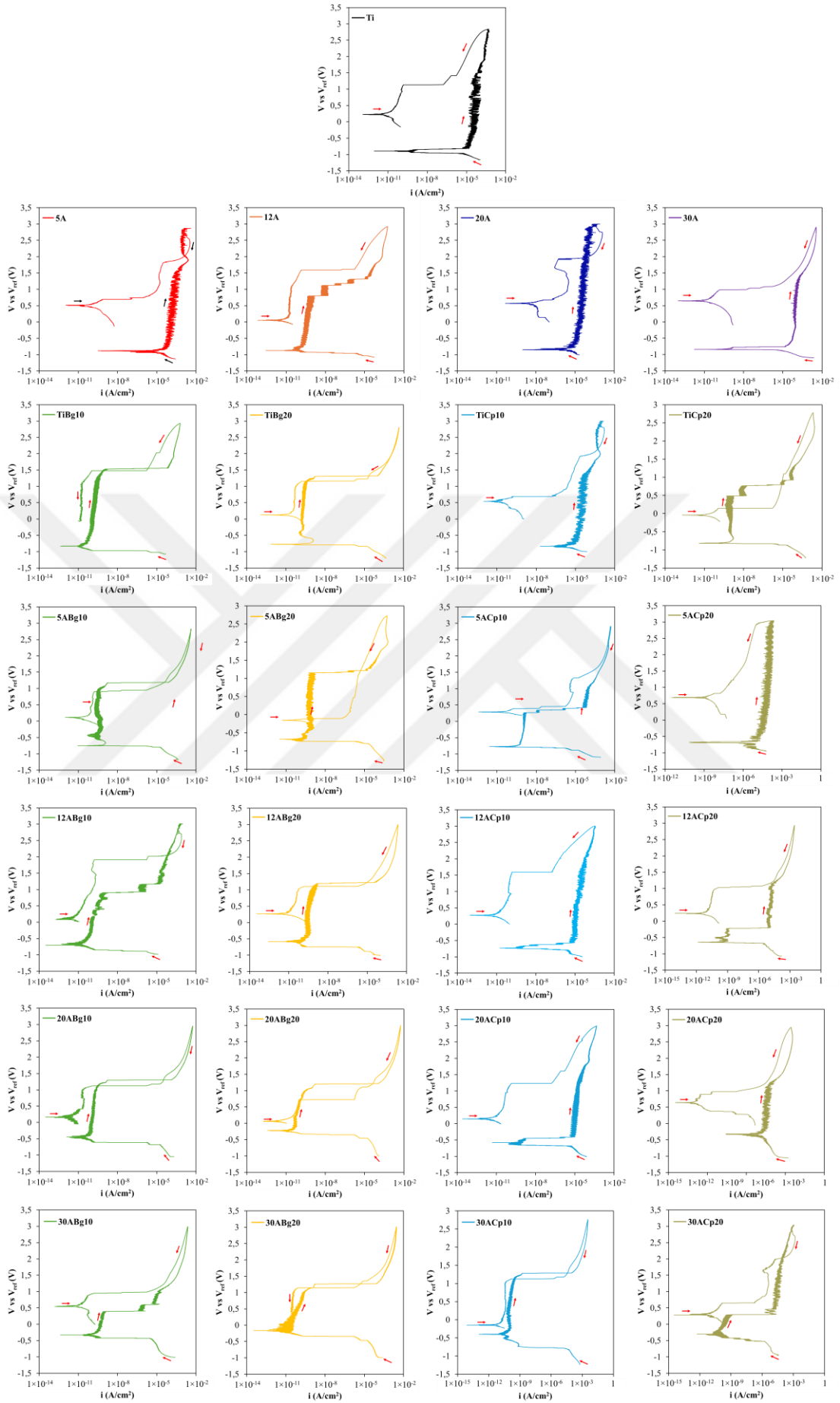
Çevrimsel potansiyodinamik polarizasyon (ÇPP) ile aşınma testleri 3N yükte, -1 V ila 3V aralığında ve 1 mV/s tarama hızında, 4000 sn lik aşınma ile okuma gerçekleştirilmiştir. Aşınma, ileri (anodik) yönde tarama boyunca devam etmiş, geri (katodik) yönde tarama ise aşınmasız olarak tamamlanmıştır. Elde edilen potansiyel-akım yoğunluğu grafikleri Şekil 82’de verilmiştir. Tarama yönü, ÇPP grafiklerinde oklar ile gösterilmiştir. ÇPP grafiklerinden de görüldüğü üzere hem gürültü hem de grafiklerde bulunan durak noktalarından dolayı Tafel ekstrapolasyonu ile β_a , β_c , E_{corr} , i_{corr} ve korozyon hızı hesaplanamamıştır. Ayrıca Tafel bölgesinin dışına bulunan E_{yp} ve E_{pit} potansiyelleri de belirlenememiştir.

Şekil 84’te verilen potansiyel-akım yoğunluğu grafiklerine bakıldığında tüm numune grupları için ileri (anodik) yöndeki taramalarda dalgalanmaların olduğu görülmektedir. Bu dalgalanmalar kaplama işlemi uygulanmamış numunelerde (Ti, 5A, 12A, 20A ve 30A) daha fazla olduğu görülmektedir. Bu durum, aşınma sırasında taban malzeme yüzeyinde oluşan pasif oksit filminin sürekli olarak bozunup tekrardan oluşmasının bir sonucudur. Ayrıca grafiklere bakıldığında zaman, ÇPP eğrilerinde belirli potansiyellerde, potansiyelin sabit kalmasına karşın akım yoğunluklarında gözlemlenen artış ve azalmaların olduğu görülmektedir. Bu durum yüzeyde oluşan doğal oksit filminin aşınma sırasında sürekli olarak bozunup yeniden oluşmasından kaynaklanmaktadır. Böylece aşınma ile korozyonun eş zamanlı olarak etkileşim içerisinde gerçekleştiğinin göstergesidir. 45S5 Bioglass ve β -TCP kaplı numunelerde aşınma sırasında kaplamanın zarar görmesi sonucunda taban malzeme yüzeyinin açığa çıkması akım yoğunluğunda değişkenliğe neden olmaktadır. Ayrıca, kaplamaların hem bütünlüğü hem de mikroyapısal özellikleride tribokorozyon sırasında akım yoğunluğundaki değişkenliği doğrudan etkilemektedir (Zuo *et al.* 2020; Dalmau *et al.* 2023). Bu sebeple, 10 dk kaplanmış yüzeylerde akım yoğunluğundaki değişkenlik, kaplama bütünlüğünün ve kalınlığının daha az (20 dk kaplı yüzeylere göre) akım yoğunluğu daha dalgalı ve düzensiz olarak seyrettiği görülmektedir. Sonuç olarak, tribokorozyon testlerinde kaplama süresi ve kalınlığının, yüzeyin kararlılığının korunmasında önemli bir parametre olduğunu göstermektedir. Aşınmanın bitmesiyle başlayan geri yöndeki (katodik) taramada, 45S5 Bioglass kaplı numunelere ait histeresiz eğri alanının, β -TCP kaplı numunelere göre daha dar olduğu görülmektedir. Her iki kaplama grubunda da kaplama kalınlığının artışıyla histeresiz eğri alanları daralmıştır. Bütün numune gruplarında negatif histeresiz davranış görülmüştür.

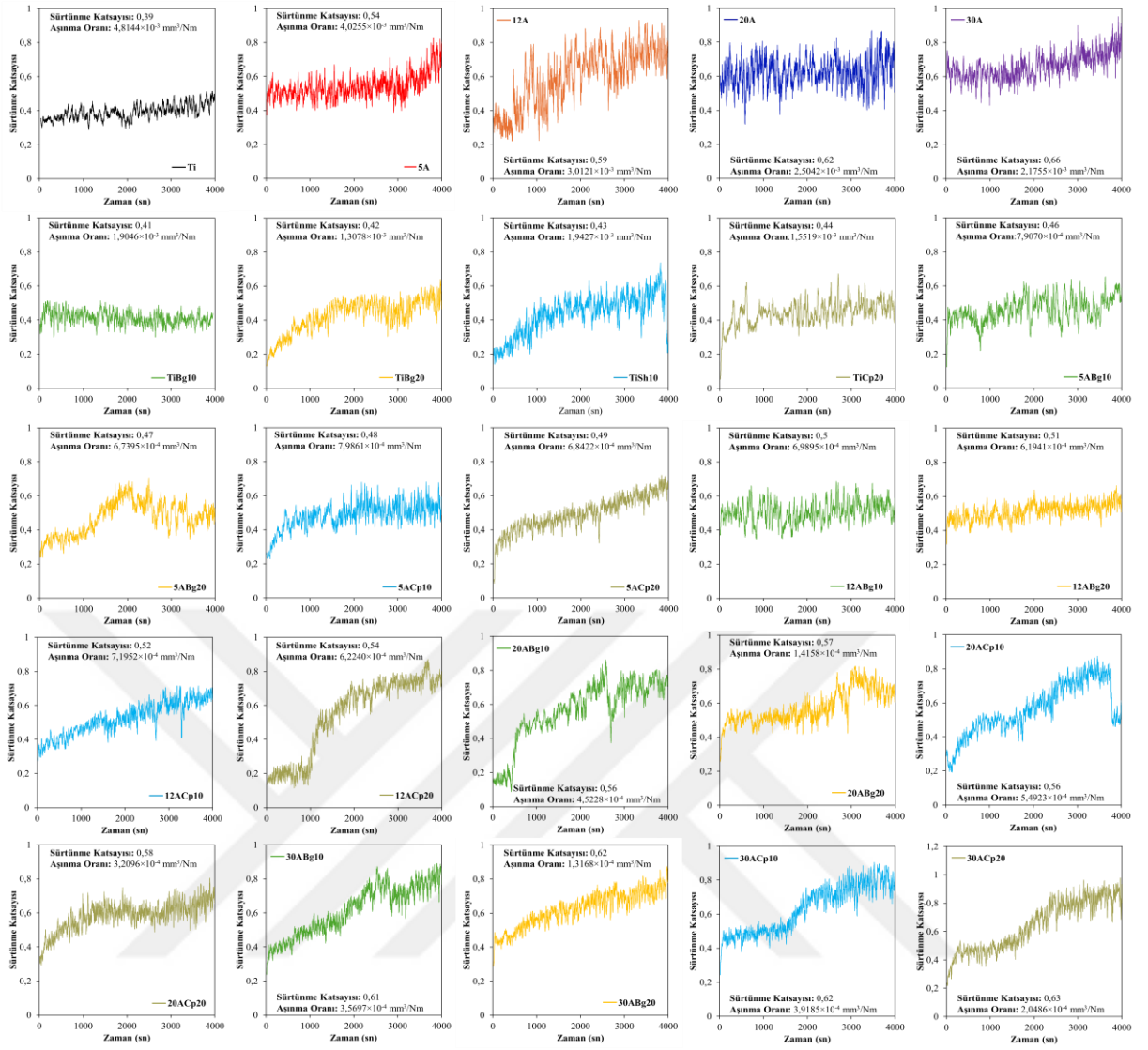
Genel olarak ÇPP eğrilerinin alt kollarına bakıldığında zaman, bilyalı dövülmüş ve kaplama uygulanmış numunelerin Ti numuneye göre yüksek korozyon potansiyeline sahip oldukları görülmektedir. Özellikle de bilyalı dövme işlemi sonrası kaplama yapılan numunelerde bu fark

belirgindir. Ancak aşınmanında etkisiyle, kaplı numune yüzeylerinde oluşan zararın artması, korozyon direncinin karşılaştırılması açısından belirgin farkların oluşumunu kısıtlamıştır. Buna rağmen, ÇPP eğrilerine bakıldığında en yüksek korozyon potansiyeline sahip olan ve en kararlı pasif davranış sergileyen numune 30ABg20'nin olduğu görülmektedir (Şekil 84). 45S5 Bioglass'ın camsı, kararlı ve sert yapısı, aşınma sırasında yüzey bütünlüğünü koruyarak hem aşınmaya hem de korozyona karşı yüksek kararlılık sağlamıştır.

ÇPP ile aşınma sonrası elde edilen sürtünme katsayısı-zaman grafikleri Şekil 85'te verilmiştir. Bilyalı dövülmüş numunelerde (5A, 12A, 20A ve 30A), yüzey işlemi uygulanmamış Ti numunesine göre artan yüzey pürüzlülüklerinden dolayı yüksek sürtünme katsayıları elde edilmiştir. Ayrıca, bilyalı dövme işleminde Almen şiddetinin artışı ile artan dislokasyon sayısı ve tane incilmesi sayesinde yüzeyde oluşan pasif film kararlı hale geldiğinden dolayı, Ti numunesine göre düşük aşınma oranları elde edilmiştir. Ancak, ÇPP altında gerçekleştirilen tribokorozyon testlerinde, uygulanan dış voltajın etkisi ile korozyon hızlandırıldığı için sıvı aşınmaya ve ADP altında yapılan tribokorozyona göre yüksek aşınma oranlarının elde edilmesine neden olmuştur. Ayrıca hem aşınma hem de korozyonun sinerjik etkisi, pasif filmin sürekli olarak bozunup oluşması ve ortamın daha da agresif olması sıvı aşınma ve ADP altındaki tribokorozyona göre yüksek sürtünme katsayılarının elde edilmesine yol açmıştır. Ayrıca elektrolitin taban malzemeye olan teması sonrası artan korozyon ürünlerinin varlığında yüksek sürtünme katsayılarının elde edilmesine neden olur (Huttunen-Saarivirta *et al.* 2016; Alkan & Gök, 2021). Belirtildiği gibi ön bir yüzey işlemi olan bilyalı dövme sonrası 45S5 Bioglass ve β -TCP kaplamalar hem sertliği hem de korozyona karşı direnci artırarak tribokorozyon sırasında düşük aşınma oranlarının elde edilmesine neden olmuştur. Ancak β -TCP'nin yüksek çözünürlüğü, 45S5 Bioglass kaplı numunelere göre yüksek aşınma oranlarının elde edilmesine yol açmıştır. Her iki kaplama şartında bilyalı dövme işleminin ÇPP ile aşınma testlerinde hem yüzey pürüzlülüğü hem de aşınma oranları üzerinde önemli bir etkiye sahiptir. Ayrıca artan kaplama kalınlığı ile aşınma oranları düşmüştür. En düşük aşınma oranı $2,0486 \times 10^{-4} \text{ mm}^3/\text{Nm}$ ile 30ABg20 numunesinde elde edilmiştir.



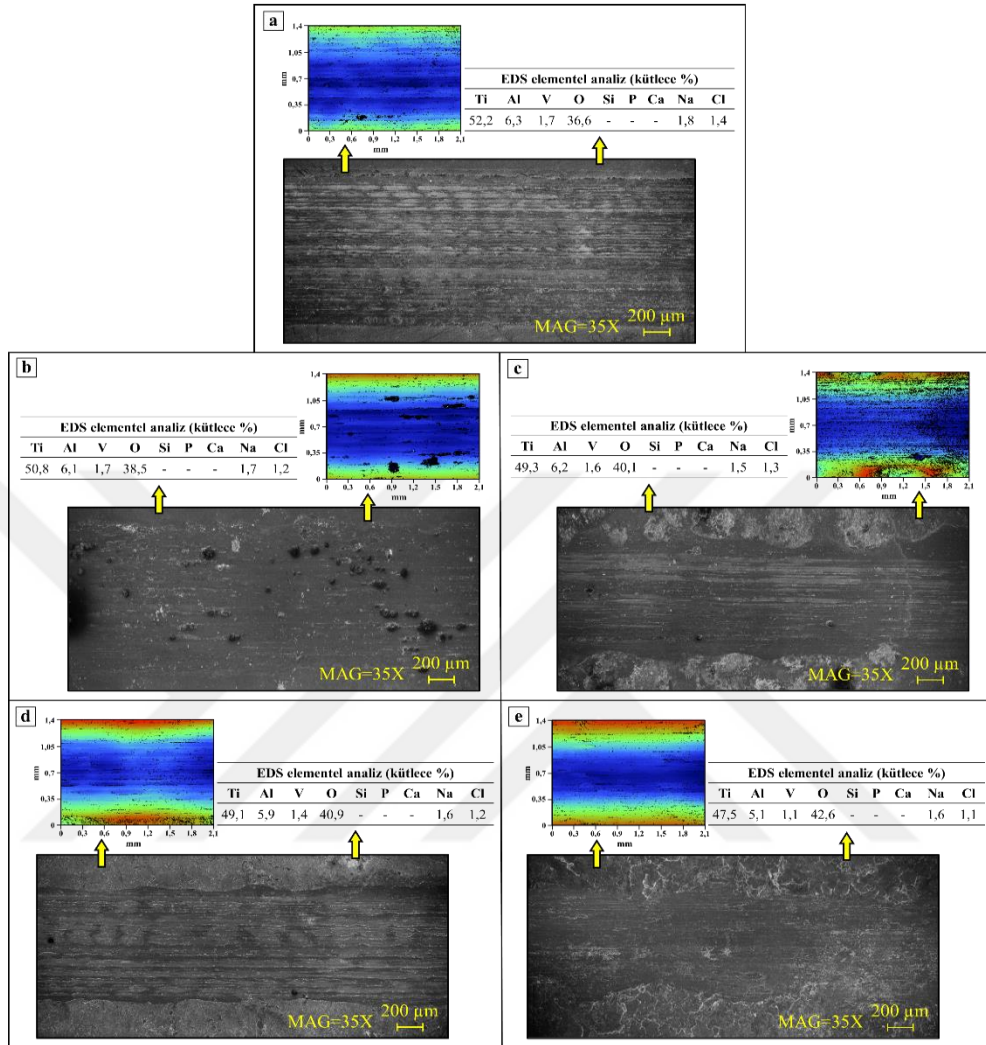
Şekil 84. Çevrimsel potansiyodinamik polarizasyon ile aşınma sonrası potansiyel – akım yoğunluğu grafikleri



Şekil 85. Çevrimsel potansiyodinamik polarizasyon ile aşınma sonrası elde edilen sürtünme katsayısı-zaman grafikleri

ÇPP ile aşınma sonrasında Ti, 5A, 12A, 20A ve 30A numunelerine ait aşınma izlerinin morfolojik görüntüleri incelendiğinde (Şekil 86), ÇPP altında dışarıdan uygulanan potansiyelden dolayı oluşan doğal pasif filmin sürekli bozunması yüzeyi elektrokimyasal olarak daha reaktif hale getirdiği için aşınma iz genişliklerinin sıvı aşınmaya ve ADP altında yapılan aşınmaya göre arttığı görülmektedir. Aşınma izlerinde bakıldığında, dışarıdan uygulanan potansiyelin etkisiyle çizikler daha az belirgindir. Ti numunesine ait aşınma izine bakıldığında adeziv ve abrazif aşınmanın etkin olduğu görülmektedir. Ayrıca tribkorozyonun sinerjik etkisiyle yüzeyde yer yer çukurcukların varlığı dikkat çekmektedir. Bilyalı dövme işlemi sonrası numunelerde özellikle de artan Almen şiddet ile yüzeylerde delaminasyonlar ve mikro çatlakların varlığı söz konusudur. Genel olarak yüzeylerde koroziv aşınma mekanizmasının da etkin olduğu ancak Almen şiddetinin artışıyla da azaldığı görülmüştür. En düşük aşınma iz genişliği $\sim 832 \mu\text{m}$ ile 30A numunesinde elde edilmiştir. EDS analizlerinde, Almen şiddetinin artışı ile oksijen miktarının azaldığı görülmektedir. Bu da yüzeyde oluşan pasif oksit filmin

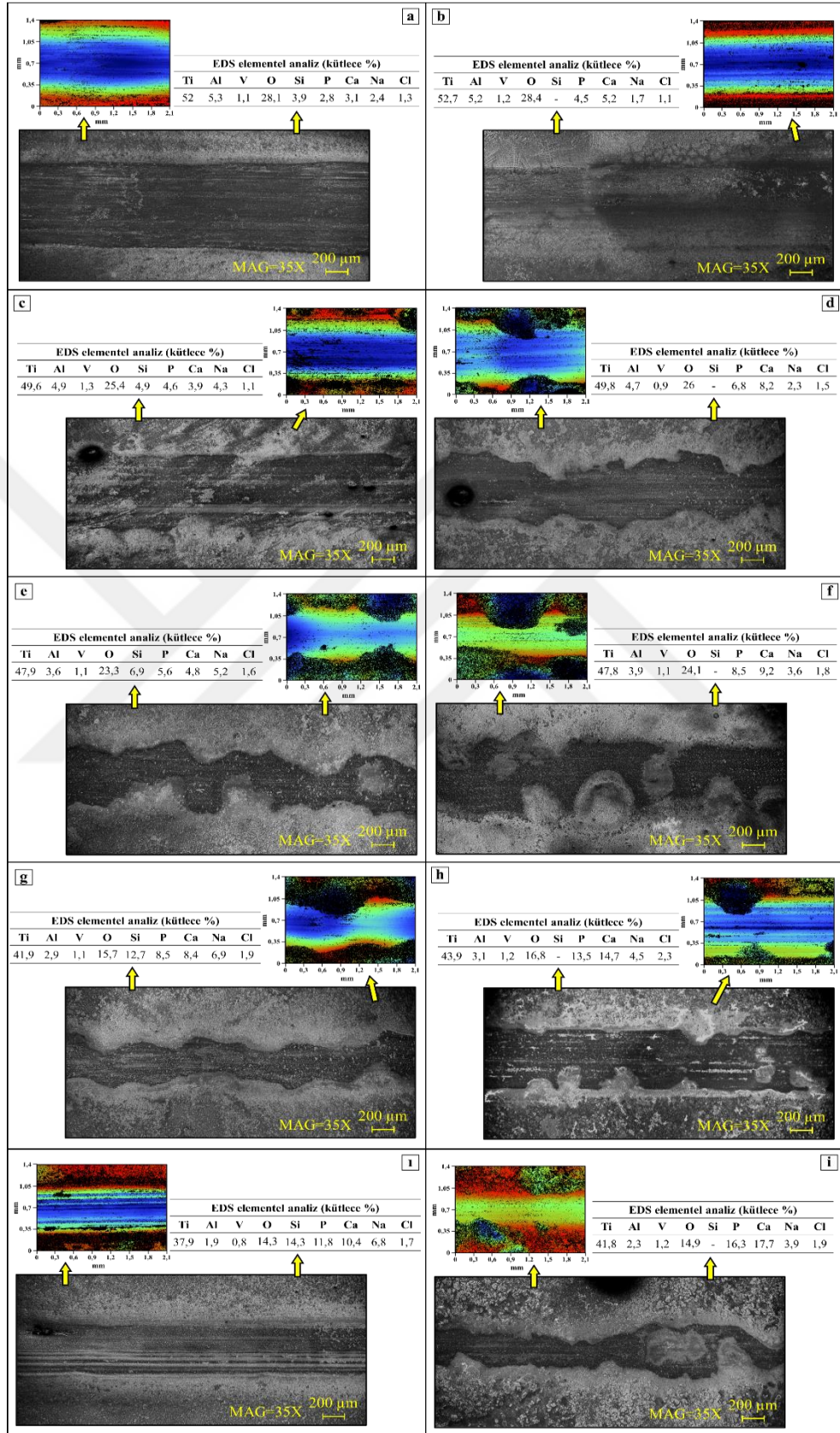
sürekli olarak parçalanmasından kaynaklanmaktadır. Ayrıca bilyalı dövme sonrası pasif film oluşturma kabiliyetinin artışından dolayı artan Almen şiddeti ile orantılı olarak oksijen miktarının arttığı görülmüştür. Ti numunesine göre düşük oranlarda Ti,Al,V elementleri tespit edilmiştir.



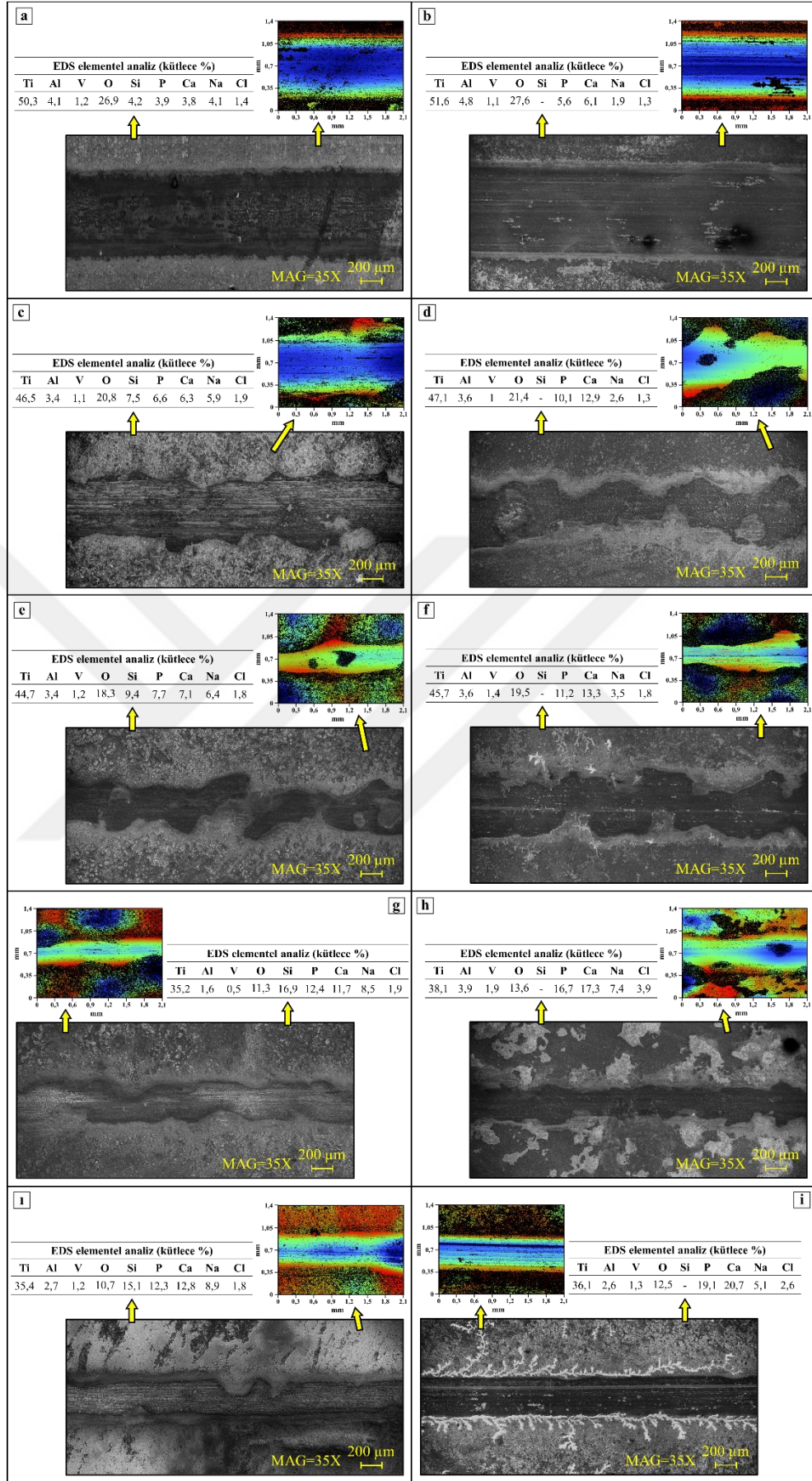
Şekil 86. ÇPP altında aşınma sonrası, aşınma izi SEM-3D görüntüleri ve EDS analizleri; (a) Ti, (b) 5A, (c) 12A, (d) 20A ve (e) 30A

EPD yöntemi ile 10 ve 20 dk 45S5 Bioglass ve β -TCP kaplı numunelerin ÇPP altında yapılan aşınma sonrası SEM-3D optik profilometre görüntüleri ile aşınma izlerinden alınan EDS ölçümleri Şekil 87-88’de verilmiştir. Genel olarak numunelerde ADP ile aşınma sonrası elde edilen aşınma izlerine benzer morfolojik yapılar söz konusudur. Ancak ÇPP altında aşınma sonrasında hem aşınmanın hem de elektrokimyasal korozyonun sinerjik etkisi, yüzeydeki koruyucu kaplama filmini çok hızlı şekilde tahrip ettiğinden dolayı aşınma iz genişlikleri belirgin şekilde artmıştır. EDS analizlerinde, kaplama süresine bağlı olarak aşınma izlerinde kaplama malzemesine özgü elementlerin varlığı tespit edilmiştir. Ayrıca artan kaplama kalınlığı ile birlikte tabana malzemeye ait olan elementlerin kütlece yüzdesi azalmıştır. Ancak ADP altında gerçekleştirilen aşınma testlerine göre kaplama elementlerinin kütlece yüzde oranı

düşüktür. Korozyonun etkisinden kaplamaların çözünürlüğünün fazla olmasından kaynaklanmaktadır.



Şekil 87. CPP altında aşınma sonrası, aşınma izi SEM-3D görüntüleri ve EDS analizleri; (a) TiBg10, (b) TiCp10, (c) 5ABg10, (d) 5ACp10, (e) 12ABg10, (f) 12ACp10, (g) 20ABg10, (h) 20ACp10, (i) 30ABg10 ve (j) 30ACp10



Şekil 88. ÇPP altında aşınma sonrası, aşınma izi SEM-3D görüntüleri ve EDS analizleri; (a) TiBg10, (b) TiCp10, (c) 5ABg10, (d) 5ACp10, (e) 12ABg10, (f) 12ACp10, (g) 20ABg10, (h) 20ACp10, (i) 30ABg10 ve (j) 30ACp10

SONUÇLAR VE ÖNERİLER

Bu çalışmada, Ti6Al4V alaşımına 5-12-20 ve 30 Almen şiddetlerinde bilyalı dövme işlemi uygulandıktan sonra EPD yöntemiyle sabit gerilimde, 10 ve 20 dk sürelerinde 45S5 Bioglass ve β -TCP kaplamalar yapılarak biyomimetik FDY yapılar elde edildikten sonra morfolojik, tribolojik, elektrokimyasal korozyon ve biyotribokorozyon özellikleri incelendikten sonra elde edilen sonuçlar aşağıda verilmiştir.

- Bilyalı dövme işlemleri sonrası kaplamasız numunelerden alınan XRD grafiklerinde, bilyalı dövmenin herhangi bir faz değişimine neden olmadığı, dövülmüş numunelerde α -Ti fazının hâkim olduğu ve β -Ti fazının neredeyse görünmediği gözlemlenmiştir. Aşırı plastik deformasyon sonrası XRD piklerinde kaymaların olduğu bulunmuştur. Ayrıca dövme şiddetine göre tane boyutunun azaldığı görülmüştür. XRD grafiklerine göre tane boyutu Ti,5A, 12A, 20A ve 30A numuneleri için sırasıyla 32,20 nm, 25,31 nm, 23,10 nm, 20,70 nm ve 19,71 nm olarak hesaplanmıştır. EPD yöntemi ile kaplama işlemi sonrasında XRD piklerinde 45S5 Bioglass'a ait olan combeite fazı ve β -TCP'ye ait olan karakteristik pikler elde edilmiştir.
- Bilyalı dövme işlemi sonrası alınan temas açısı ölçümlerinde numunelerin hidrofilik karakterde olduğu bulunmuştur. Ayrıca artan Almen şiddetine göre de hidrofiliklik artmıştır. EPD yöntemi ile 45S5 Bioglass ve β -TCP kaplama işlemi uygulanan numunelerin hidrofilik karakterde olduğu görülmüştür. β -TCP'nin fizyolojik sıvılarda yüksek çözünürlüğünden dolayı daha düşük temas açıları elde edilmiştir.
- 45S5 Bioglass ve β -TCP kaplı numunelerden alınan FTIR analizinde karakteristik bantların varlığı tespit edilmiştir.
- Bilyalı dövme işleminde artan Almen yoğunluğuna bağlı olarak yüzey sertliği artmıştır. Ayrıca işlemsiz ve bilyalı dövülmüş numunelere yapılan kaplamalarda yüzey serliğini artırmış ve en yüksek yüzey sertliği 30ABg20 numunesinde 646,6 HV_{0,1}'dir.
- 45S5 Bioglass ve β -TCP kaplı numunelerde, biriktirme süresinin artmasıyla kaplama kalınlıkları artmıştır. 45S5 Bioglass kaplı numunelerin β -TCP kaplı numunelere göre yüksek kaplama kalınlıkları elde edilmiştir. Ayrıca bilyalı dövme işleminde Almen şiddeti arttıkça yüzeyde oluşturduğu düzensizliklerden dolayı

özellikle de 30A grubu numunelerde kaplama kalınlığını ve bütünlüğünü bozmuştur.

- Elektrokimyasal korozyon ölçümlerinden en yüksek korozyon direnci 30Bg20Kr numunesinde bulunmuştur. Ayrıca bilyalı dövme işlemi sonrası yüzeyde artan mikro çukur-tepelerin varlığı i_{corr} ve korozyon hızı üzerinde önemli bir etkiye sahip olduğu bulunmuştur.
- β -TCP'nin gevrek, gözenekli ve fizyolojik sıvı içerisindeki hızlı çözünürlüğe sahip olan yapısı nedeniyle SBF çözeltisi içerisinde taban malzemeye daha fazla iyon geçişine neden olarak 45S5 Bioglass'a göre korozif ortama karşı daha az koruma sağladığı bulunmuştur.
- Kuru ortamda gerçekleştirilen aşınma testlerinde, bilyalı dövme işlemi sonrası artan yüzey sertliği aşınma direncini artırmıştır. Artan yüzey pürüzlülüklerinden dolayı yüksek sürtünme katsayıları elde edilmiştir. 45S5 Bioglass ve β -TCP kaplama işlemleri sonrası numunelerin tribolojik performanslarını artırmıştır. En düşük $1,3598 \times 10^{-4} \text{ mm}^3/\text{Nm}$ 'lik aşınma oranı ve $\sim 267 \text{ }\mu\text{m}$ iz genişliği ile en yüksek aşınma direnci 30ABg20 numunesinde elde edilmiştir.
- Sıvı ortamda (SBF) gerçekleştirilen aşınma testlerinde, kuru aşınmaya göre düşük aşınma oranları ve sürtünme katsayıları elde edilmiştir. 45S5 Bioglass ve β -TCP kaplamaların fizyolojik sıvı içerisindeki apatit oluşturma ve sınır tabaka yağlama etkilerinden dolayı düşük aşınma oranları elde edilmiştir. En yüksek aşınma performansı $1,3598 \times 10^{-4} \text{ mm}^3/\text{Nm}$ 'lik aşınma oranı ve $\sim 267 \text{ }\mu\text{m}$ iz genişliği ile 30ABg20 numunesinde elde edilmiştir.
- Açık devre potansiyeli (ADP) altında gerçekleştirilen tribokorozyon testlerinde, artan Almen şiddeti ile orantılı olarak kaplı yüzeylerde yüksek potansiyel ve hızlı yeniden pasivasyon karahlılığı görterdiği bulunmuştur. Özellikle de 30 Almen şiddetinde bilyalı dövülmüş, 20 dk 45S5 Bioglass kaplı yüzeyin en yüksek potansiyele ve en düşük aşınma oranına sahip olduğu bulunmuştur.
- Çevrimsel potansiyodinamik polarizasyon (ÇPP) ile yapılan tribokorozyon testlerinde, bilyalı dövme işlemi sonrası yapılan 45S5 Bioglass ve β -TCP kaplamaların aşınma ve elektrokimyasal korozyonun sinerjik etkisine karşı birlikte dengeli halde etki göstermiştir. ÇPP eğrilerinde en yüksek korozyon potansiyeline sahip olan, en kararlı pasif davranış sergileyen ve en düşük aşınma oranına sahip olan numune 30ABg20'nin olduğu görülmüştür.

Genel olarak, Ti6Al4V alaşımına ön bir yüzey işlem olarak uygulanan farklı Almen şiddetlerinde bilyalı dövme işlemi sonrasında 45S5 Bioglass ve β -TCP kaplamalar yapılarak

elde edilen biyomimetik FDY yapılar elde edilmiştir. Elde edilen FYD yapılar, Ti6Al4V alaşımasının aşınma ve biyokorozyon özelliklerini iyileştirmiştir. Bu bağlamda, ın biyomimetik perspektifle elde edilen FDY yapılar, SBF çözeltisi içerisinde HA (hidroksiapatit) oluşturma yeteneğine, stotoksisite ve biyouyumluluk testlerine tabi tutulabilir. Ayrıca, Ti6Al4V alaşımına uygulanan bilyalı dövme işlemleri sonrasında Lazer kaplama ile 45S5 Bioglass veya β -TCP tozları taban malzeme yüzeyinin eritilerek yüksek adezyonlu kaplamalar yapılabilir. Ek olarak, sabit plaklara uygulanan bilyalı dövme işlemi sonrası EPD yöntemiyle 45S5 Bioglass ve β -TCP kaplamalar uygulanmış yüzeye sahip fonksiyonel olarak derecelendirilmiş yapıların, in vivo test ortamında ve biyomekanik testlerin gerçekleştirilmesi faydalı olacaktır.



KAYNAKÇA

- Abbasi, F., Ahmadian, M., & Eslami, A. (2025). Fabrication and characterization of Mn-doped 45S5 bioglass coatings for Ti6Al4V implants. *Journal of Science: Advanced Materials and Devices*, 10(2), 100894. <https://doi.org/10.1016/J.JSAMD.2025.100894>
- Abdelbary, A., & Chang, L. (2023). Friction and wear. *Principles of Engineering Tribology*, 127–206. <https://doi.org/10.1016/B978-0-323-99115-5.00011-6>
- Adams, L. A., Essien, E. R., Adesalu, A. T., & Julius, M. L. (2017). Bioactive glass 45S5 from diatom biosilica. *Journal of Science: Advanced Materials and Devices*, 2(4), 476–482. <https://doi.org/10.1016/J.JSAMD.2017.09.002>
- Agrawal, R. K., Pandey, V., Barhanpurkar-Naik, A., Wani, M. R., Chattopadhyay, K., & Singh, V. (2020). Effect of ultrasonic shot peening duration on microstructure, corrosion behavior and cell response of cp-Ti. *Ultrasonics*, 104(November 2019), 106110. <https://doi.org/10.1016/j.ultras.2020.106110>
- Ahmed, A. A., Mhaede, M., Wollmann, M., & Wagner, L. (2016a). Effect of micro shot peening on the mechanical properties and corrosion behavior of two microstructure Ti–6Al–4V alloy. *Applied Surface Science*, 363, 50–58. <https://doi.org/10.1016/J.APSUSC.2015.12.019>
- Ahmed, A. A., Mhaede, M., Wollmann, M., & Wagner, L. (2016b). Effect of micro shot peening on the mechanical properties and corrosion behavior of two microstructure Ti–6Al–4V alloy. *Applied Surface Science*, 363, 50–58. <https://doi.org/10.1016/J.APSUSC.2015.12.019>
- Ahmed, A. A., Mhaede, M., Wollmann, M., & Wagner, L. (2016c). Effect of micro shot peening on the mechanical properties and corrosion behavior of two microstructure Ti–6Al–4V alloy. *Applied Surface Science*, 363, 50–58. <https://doi.org/10.1016/J.APSUSC.2015.12.019>
- Ahmed, A. A., Mhaede, M., Wollmann, M., & Wagner, L. (2016d). Effect of micro shot peening on the mechanical properties and corrosion behavior of two microstructure Ti–6Al–4V alloy. *Applied Surface Science*, 363, 50–58. <https://doi.org/10.1016/j.apsusc.2015.12.019>
- Akahori, T., Niinomi, M., Fukui, H., Ogawa, M., & Toda, H. (2005). Improvement in fatigue characteristics of newly developed beta type titanium alloy for biomedical applications by thermo-mechanical treatments. *Materials Science and Engineering: C*, 25(3), 248–254. <https://doi.org/10.1016/J.MSEC.2004.12.007>
- Aktan, M. K., Amoli, M. S., Zayed, N., Srivastava, M. G., Teughels, W., Bloemen, V., & Braem, A. (2024). Alternating current electrophoretic deposition of maleic anhydride modified chitosan on Ti implants to combat biofilm formation. *Surface and Coatings Technology*, 493, 131182. <https://doi.org/10.1016/J.SURFCOAT.2024.131182>
- Alkan, S., & Gök, M. S. (2021). Effect of sliding wear and electrochemical potential on tribocorrosion behaviour of AISI 316 stainless steel in seawater. *Engineering Science and Technology, an International Journal*, 24(2), 524–532. <https://doi.org/10.1016/J.JESTCH.2020.07.004>

- Amanov, A., & Umarov, R. (2018). The effects of ultrasonic nanocrystal surface modification temperature on the mechanical properties and fretting wear resistance of Inconel 690 alloy. *Applied Surface Science*, 441, 515–529. <https://doi.org/10.1016/J.APSUSC.2018.01.293>
- Amaya-Vazquez, M. R., Sánchez-Amaya, J. M., Boukha, Z., & Botana, F. J. (2012). Microstructure, microhardness and corrosion resistance of remelted TiG2 and Ti6Al4V by a high power diode laser. *Corrosion Science*, 56, 36–48. <https://doi.org/10.1016/J.CORSCI.2011.11.006>
- Archard, J. F. (1953). Contact and Rubbing of Flat Surfaces. *Journal of Applied Physics*, 24(8), 981–988. <https://doi.org/10.1063/1.1721448>
- Atig, A., Ben Sghaier, R., Seddik, R., & Fathallah, R. (2018). Probabilistic methodology for predicting the dispersion of residual stresses and Almen intensity considering shot peening process uncertainties. *International Journal of Advanced Manufacturing Technology*, 94(5–8), 2125–2136. <https://doi.org/10.1007/S00170-017-1033-3/METRICS>
- Avcu, E., Abakay, E., Yıldırım Avcu, Y., Çalım, E., Gökalp, İ., Iakovakis, E., Koç, F. G., Yamanoglu, R., Akıncı, A., & Guney, M. (2023). Corrosion Behavior of Shot-Peened Ti6Al4V Alloy Produced via Pressure-Assisted Sintering. *Coatings 2023, Vol. 13, Page 2036*, 13(12), 2036. <https://doi.org/10.3390/COATINGS13122036>
- Avcu, E., Baştan, F. E., Abdullah, H. Z., Rehman, M. A. U., Avcu, Y. Y., & Boccaccini, A. R. (2019a). Electrophoretic deposition of chitosan-based composite coatings for biomedical applications: A review. *Progress in Materials Science*, 103(December 2018), 69–108. <https://doi.org/10.1016/j.pmatsci.2019.01.001>
- Avcu, E., Baştan, F. E., Abdullah, H. Z., Rehman, M. A. U., Avcu, Y. Y., & Boccaccini, A. R. (2019b). Electrophoretic deposition of chitosan-based composite coatings for biomedical applications: A review. *Progress in Materials Science*, 103(December 2018), 69–108. <https://doi.org/10.1016/j.pmatsci.2019.01.001>
- Avcu, E., Yıldırım Avcu, Y., Baştan, F. E., Rehman, M. A. U., Üstel, F., & Boccaccini, A. R. (2018a). Tailoring the surface characteristics of electrophoretically deposited chitosan-based bioactive glass composite coatings on titanium implants via grit blasting. *Progress in Organic Coatings*, 123(July), 362–373. <https://doi.org/10.1016/j.porgcoat.2018.07.021>
- Avcu, E., Yıldırım Avcu, Y., Baştan, F. E., Rehman, M. A. U., Üstel, F., & Boccaccini, A. R. (2018b). Tailoring the surface characteristics of electrophoretically deposited chitosan-based bioactive glass composite coatings on titanium implants via grit blasting. *Progress in Organic Coatings*, 123(July), 362–373. <https://doi.org/10.1016/j.porgcoat.2018.07.021>
- Avcu, Y. Y., Yetik, O., Guney, M., Iakovakis, E., Sınmazçelik, T., & Avcu, E. (2020). Surface, Subsurface and Tribological Properties of Ti6Al4V Alloy Shot Peened under Different Parameters. *Materials 2020, Vol. 13, Page 4363*, 13(19), 4363. <https://doi.org/10.3390/MA13194363>
- Azar, V., Hashemi, B., & Rezaee Yazdi, M. (2010). The effect of shot peening on fatigue and corrosion behavior of 316L stainless steel in Ringer's solution. *Surface and Coatings Technology*, 204(21–22), 3546–3551. <https://doi.org/10.1016/J.SURFCOAT.2010.04.015>
- Azzouz, I., Faure, J., Khlifi, K., Larbi, A. C., & Benhayoune, H. (2020a). Electrophoretic Deposition of 45S5 Bioglass® Coatings on the Ti6Al4V Prosthetic Alloy with

- Improved Mechanical Properties. *Coatings* 2020, Vol. 10, Page 1192, 10(12), 1192. <https://doi.org/10.3390/COATINGS10121192>
- Azzouz, I., Faure, J., Khlifi, K., Larbi, A. C., & Benhayoune, H. (2020b). Electrophoretic Deposition of 45S5 Bioglass® Coatings on the Ti6Al4V Prosthetic Alloy with Improved Mechanical Properties. *Coatings* 2020, Vol. 10, Page 1192, 10(12), 1192. <https://doi.org/10.3390/COATINGS10121192>
- Azzouz, I., Faure, J., Khlifi, K., Larbi, A. C., & Benhayoune, H. (2020c). Electrophoretic Deposition of 45S5 Bioglass® Coatings on the Ti6Al4V Prosthetic Alloy with Improved Mechanical Properties. *Coatings* 2020, Vol. 10, Page 1192, 10(12), 1192. <https://doi.org/10.3390/COATINGS10121192>
- Azzouz, I., Khlifi, K., Faure, J., Dhiflaoui, H., Larbi, A. B. C., & Benhayoune, H. (2022). Mechanical behavior and corrosion resistance of sol-gel derived 45S5 bioactive glass coating on Ti6Al4V synthesized by electrophoretic deposition. *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*, 134, 105352. <https://doi.org/10.1016/J.JMBBM.2022.105352>
- Badreddine, J., Ernould, C., Guenier, E., Puydt, Q., & Hazotte, A. (2017). A new method to quantify the heterogeneity of a shot stream - coverage and indent distribution. *13th International Conference on Shot Peening (ICSP-13)*, September, 24–28.
- Bagheri, S., & Guagliano, M. (2009a). Review of shot peening processes to obtain nanocrystalline surfaces in metal alloys. *Surface Engineering*, 25(1), 3–14. <https://doi.org/10.1179/026708408X334087;CTYPE:STRING:JOURNAL>
- Bagheri, S., & Guagliano, M. (2009b). Review of shot peening processes to obtain nanocrystalline surfaces in metal alloys. *Surface Engineering*, 25(1), 3–14. <https://doi.org/10.1179/026708408X334087>
- Bagheri, S., & Guagliano, M. (2009c). Review of shot peening processes to obtain nanocrystalline surfaces in metal alloys. In *Surface Engineering* (Vol. 25, Issue 1). <https://doi.org/10.1179/026708408X334087>
- Bagherifard, S., & Guagliano, M. (2012). Fatigue behavior of a low-alloy steel with nanostructured surface obtained by severe shot peening. *Engineering Fracture Mechanics*, 81, 56–68. <https://doi.org/10.1016/j.engfracmech.2011.06.011>
- Bagherifard, S., Ghelichi, R., & Guagliano, M. (2012a). Numerical and experimental analysis of surface roughness generated by shot peening. *Applied Surface Science*, 258(18), 6831–6840. <https://doi.org/10.1016/j.apsusc.2012.03.111>
- Bagherifard, S., Ghelichi, R., & Guagliano, M. (2012b). On the shot peening surface coverage and its assessment by means of finite element simulation: A critical review and some original developments. *Applied Surface Science*, 259, 186–194. <https://doi.org/10.1016/j.apsusc.2012.07.017>
- Bagherifard, S., Hickey, D. J., Fintová, S., Pastorek, F., Fernandez-Pariente, I., Bandini, M., Webster, T. J., & Guagliano, M. (2018). Effects of nanofeatures induced by severe shot peening (SSP) on mechanical, corrosion and cytocompatibility properties of magnesium alloy AZ31. *Acta Biomaterialia*, 66, 93–108. <https://doi.org/10.1016/J.ACTBIO.2017.11.032>
- Baino, F., & Verne, E. (2017). Glass-based coatings on biomedical implants: A state-of-the-art review. *Biomedical Glasses*, 3(1), 1–17. <https://doi.org/10.1515/bglass-2017-0001>
- Balasubramanian, K., Bragadeesvaran, S. R., Raja, R., & Jannet, S. (2024). Surface Properties of Shot-Peened and Plasma Sprayed Powder-Coated Alpha-Beta Titanium Alloy Implants. *SAE Technical Papers*. <https://doi.org/10.4271/2024-01-5060>

- Banerjee, D., & Williams, J. C. (2013). Perspectives on titanium science and technology. *Acta Materialia*, 61(3), 844–879. <https://doi.org/10.1016/j.actamat.2012.10.043>
- Bansal, D. G., Eryilmaz, O. L., & Blau, P. J. (2011). Surface engineering to improve the durability and lubricity of Ti–6Al–4V alloy. *Wear*, 271(9–10), 2006–2015. <https://doi.org/10.1016/J.WEAR.2010.11.021>
- Bar-Cohen, Y. (2020). Multiscale Modeling of Plant Cell Wall Architecture and Tissue Mechanics for Biomimetic Applications. In *Biomimetics*. <https://doi.org/10.1201/b11230-9>
- Bartmanski, M., Zielinski, A., Jazdzewska, M., Głodowska, J., & Kalka, P. (2019). Effects of electrophoretic deposition times and nanotubular oxide surfaces on properties of the nanohydroxyapatite/nanocopper coating on the Ti13Zr13Nb alloy. *Ceramics International*, 45(16), 20002–20010. <https://doi.org/10.1016/J.CERAMINT.2019.06.258>
- Başaran, A. (2007). Toz Metal Parçalara Isil Ve Mekanik Yüzey İşlemleri Birlikte Uygulanabilirliğinin Araştırılması. *Fen Bilimleri Enstitüsü*, 173.
- Behera, R. R., Das, A., Pamu, D., Pandey, L. M., & Sankar, M. R. (2018). Mechano-tribological properties and in vitro bioactivity of biphasic calcium phosphate coating on Ti-6Al-4V. *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*, 86, 143–157. <https://doi.org/10.1016/J.JMBBM.2018.06.020>
- Bek, N. (2009). Peening uygulamaları. *Yüzey İşlem Kumlama Dergisi*, 7(1), 26–28.
- Besra, L., & Liu, M. (2007a). A review on fundamentals and applications of electrophoretic deposition (EPD). In *Progress in Materials Science* (Vol. 52, Issue 1, pp. 1–61). <https://doi.org/10.1016/j.pmatsci.2006.07.001>
- Besra, L., & Liu, M. (2007b). A review on fundamentals and applications of electrophoretic deposition (EPD). In *Progress in Materials Science* (Vol. 52, Issue 1, pp. 1–61). <https://doi.org/10.1016/j.pmatsci.2006.07.001>
- Beygelzimer, Y., Kulagin, R., & Estrin, Y. (2019). Severe plastic deformation as a way to produce architected materials. In *Springer Series in Materials Science* (Vol. 282). Springer International Publishing. https://doi.org/10.1007/978-3-030-11942-3_8
- Bhushan, B. (2009). Biomimetics: Lessons from Nature - an overview. *Philosophical Transactions of the Royal Society A: Mathematical, Physical and Engineering Sciences*, 367(1893), 1445–1486. <https://doi.org/10.1098/rsta.2009.0011>
- Bhushan, B. (2013). Introduction to Tribology, Second Edition. *Introduction to Tribology, Second Edition*. <https://doi.org/10.1002/9781118403259>
- Boyan, B. D., Baker, M. I., Lee, C. S. D., Raines, A. L., Greenwald, A. S., Olivares-Navarrete, R., & Schwartz, Z. (2011). Bone tissue grafting and tissue engineering concepts. In *Comprehensive Biomaterials* (Vol. 6). Elsevier Ltd. <https://doi.org/10.1016/b978-0-08-055294-1.00167-7>
- Bozkurt, Y. B. (2021). *SERAMİK KAPLANMIŞ AZ31 ALAŞIMININ TRİBOLOJİK, KOROZYON, TRİBOKOROZYON PERFORMANSI VE BİYUYUMLULUK DAVRANIŞININ İNCELENMESİ*. Atatürk Üniversitesi.
- Bozkurt, Y. B., Kavasoglu, Y. S., Atik, B., Kovacı, H., Uzun, Y., & Çelik, A. (2023a). Comparison study of corrosion behavior for chitosan coated Ti6Al4V alloy produced by selective laser melting and forging. *Progress in Organic Coatings*, 182, 107655. <https://doi.org/10.1016/J.PORGCOAT.2023.107655>

- Bozkurt, Y. B., Kavasoglu, Y. S., Atik, B., Kovaci, H., Uzun, Y., & Çelik, A. (2023b). Comparison study of corrosion behavior for chitosan coated Ti6Al4V alloy produced by selective laser melting and forging. *Progress in Organic Coatings*, 182, 107655. <https://doi.org/10.1016/J.PORGCOAT.2023.107655>
- Bozkurt, Y. B., Kovaci, H., Yetim, A. F., & Çelik, A. (2022). Tribocorrosion properties and mechanism of a shot peened AISI 4140 low-alloy steel. *Surface and Coatings Technology*, 440, 128444. <https://doi.org/10.1016/J.SURFCOAT.2022.128444>
- Bretcanu, O., Chatzistavrou, X., Paraskevopoulos, K., Conradt, R., Thompson, I., & Boccaccini, A. R. (2009). Sintering and crystallisation of 45S5 Bioglass® powder. *Journal of the European Ceramic Society*, 29(16), 3299–3306. <https://doi.org/10.1016/J.JEURCERAMSOC.2009.06.035>
- Broeckhoven, C., & Winters, S. (2023). Biomimethics: a critical perspective on the ethical implications of biomimetics in technological innovation. *Bioinspiration and Biomimetics*, 18(5). <https://doi.org/10.1088/1748-3190/ace7a2>
- Buciumeanu, M., Araujo, A., Carvalho, O., Miranda, G., Souza, J. C. M., Silva, F. S., & Henriques, B. (2017). Study of the tribocorrosion behaviour of Ti6Al4V – HA biocomposites. *Tribology International*, 107, 77–84. <https://doi.org/10.1016/J.TRIBOINT.2016.11.029>
- Canals, L., Badreddine, J., McGillivray, B., Miao, H. Y., & Levesque, M. (2019). Effect of vibratory peening on the sub-surface layer of aerospace materials Ti-6Al-4V and E-16NiCrMo13. *Journal of Materials Processing Technology*, 264(January 2018), 91–106. <https://doi.org/10.1016/j.jmatprotec.2018.08.023>
- Chakkravarthy, V., Oliveira, J. P., Mahomed, A., Yu, N., Manojkumar, P., Lakshmanan, M., Zhang, L., Raja, V., Jerome, S., Prabhu, T. R., & Narayan, R. L. (2023). Effect of abrasive water jet peening on NaCl-induced hot corrosion behavior of Ti–6Al–4V. *Vacuum*, 210(January), 111872. <https://doi.org/10.1016/j.vacuum.2023.111872>
- Chen, C., & Zhang, H. (2021). Characteristics of friction and wear of Al-Zn-Mg-Cu alloy after application of ultrasonic shot peening technology. *Surface and Coatings Technology*, 423, 127615. <https://doi.org/10.1016/J.SURFCOAT.2021.127615>
- Chen, J. S., Desai, D. A., Heyns, S. P., & Pietra, F. (2019). Literature review of numerical simulation and optimisation of the shot peening process. *Advances in Mechanical Engineering*, 11(3), 1–19. <https://doi.org/10.1177/1687814018818277>
- Chen, P. Y., McKittrick, J., & Meyers, M. A. (2012). Biological materials: Functional adaptations and bioinspired designs. *Progress in Materials Science*, 57(8), 1492–1704. <https://doi.org/10.1016/j.pmatsci.2012.03.001>
- Chen, Q., & Thouas, G. (2014). *Biomaterials: a basic introduction*. CRC Press.
- Chen, Q., & Thouas, G. A. (2015). Metallic implant biomaterials. *Materials Science and Engineering R: Reports*, 87, 1–57. <https://doi.org/10.1016/j.mser.2014.10.001>
- Cheng, D., Xie, R., Jin, L., Cao, M., Jia, X., Cai, Q., & Yang, X. (2016). Enhancing the biological properties of carbon nanofibers by controlling the crystallization of incorporated bioactive glass via silicon content. *RSC Advances*, 6(59), 53958–53966. <https://doi.org/10.1039/C6RA03229J>
- Clavijo, S., Membrives, F., Quiroga, G., Boccaccini, A. R., & Santillán, M. J. (2016a). Electrophoretic deposition of chitosan/Bioglass® and chitosan/Bioglass®/TiO₂ composite coatings for bioimplants. *Ceramics International*, 42(12), 14206–14213. <https://doi.org/10.1016/J.CERAMINT.2016.05.178>

- Clavijo, S., Membrives, F., Quiroga, G., Boccaccini, A. R., & Santillán, M. J. (2016b). Electrophoretic deposition of chitosan/Bioglass® and chitosan/Bioglass®/TiO₂ composite coatings for bioimplants. *Ceramics International*, 42(12), 14206–14213. <https://doi.org/10.1016/J.CERAMINT.2016.05.178>
- Cordeiro, J. M., & Barão, V. A. R. (2017). Is there scientific evidence favoring the substitution of commercially pure titanium with titanium alloys for the manufacture of dental implants? *Materials Science and Engineering C*, 71, 1201–1215. <https://doi.org/10.1016/j.msec.2016.10.025>
- Cordero-Arias, L., Cabanas-Polo, S., Gao, H., Gilabert, J., Sanchez, E., Roether, J. A., Schubert, D. W., Virtanen, S., & Boccaccini, A. R. (2013). Electrophoretic deposition of nanostructured-TiO₂/chitosan composite coatings on stainless steel. *RSC Advances*, 3(28), 11247–11254. <https://doi.org/10.1039/C3RA40535D>
- Çaha, I., Alves, A. C., Rocha, L. A., & Toptan, F. (2020). A Review on Bio-functionalization of β -Ti Alloys. *Journal of Bio- and Tribo-Corrosion 2020* 6:4, 6(4), 1–31. <https://doi.org/10.1007/S40735-020-00432-0>
- Çelik, A., Atik, B., Uzun, Y., Bozkurt, Y. B., & Kovacı, H. (2023). Wear and corrosion properties of CP-titanium coated with Chitin–Ceramic nanocomposites. *Materials Chemistry and Physics*, 303, 127801. <https://doi.org/10.1016/J.MATCHEMPHYS.2023.127801>
- Da Silva, S. L. R., Kerber, L. O., Amaral, L., & Dos Santos, C. A. (1999). X-ray diffraction measurements of plasma-nitrided Ti–6Al–4V. *Surface and Coatings Technology*, 116–119, 342–346. [https://doi.org/10.1016/S0257-8972\(99\)00204-2](https://doi.org/10.1016/S0257-8972(99)00204-2)
- Dalmau, A., Muñoz, A. I., & Mischler, S. (2023). Current and friction transients during tribocorrosion of a biomedical titanium alloy sliding against zirconia. *Wear*, 524–525, 204821. <https://doi.org/10.1016/J.WEAR.2023.204821>
- Das, D., & Noh, I. (2018). Biomimetic Medical Materials: From Nanotechnology to 3D Bioprinting. In *Advances in Experimental Medicine and Biology*.
- Das, T., Erdogan, A., Kursuncu, B., Maleki, E., & Unal, O. (2020). Effect of severe vibratory peening on microstructural and tribological properties of hot rolled AISI 1020 mild steel. *Surface and Coatings Technology*, 403(September), 126383. <https://doi.org/10.1016/j.surfcoat.2020.126383>
- Dash, P. A., Mohanty, S., & Nayak, S. K. (2023a). A review on bioactive glass, its modifications and applications in healthcare sectors. *Journal of Non-Crystalline Solids*, 614(February), 122404. <https://doi.org/10.1016/j.jnoncrysol.2023.122404>
- Dash, P. A., Mohanty, S., & Nayak, S. K. (2023b). A review on bioactive glass, its modifications and applications in healthcare sectors. *Journal of Non-Crystalline Solids*, 614(February), 122404. <https://doi.org/10.1016/j.jnoncrysol.2023.122404>
- Davim, J. Paulo. (2011). *TRIBOLOGY FOR ENGINEERS: a practical guide*.
- Derradji, F. Z., Labaïz, M., Bououdina, M., Ourdjini, A., Montagne, A., & Iost, A. (2019). Porous plasma sprayed bioceramic (Ca₁₀ (PO₄)₆(OH)₂) coated Ti6Al4V: morphological, adhesion and tribological studies. *Materials Research Express*, 6(9), 095401. <https://doi.org/10.1088/2053-1591/AB2A1C>
- Devanand, S., Senthil Kumar, A., & Selvabharathi, R. (2022). Influence of Severe Double-Shot Peening and Plasma Spray Arc TiAlCr/AlCrSi Coating on Tribological Behaviour of Pure Aluminium Alloy. *Journal of Inorganic and Organometallic Polymers and Materials*, 32(12), 4729–4742. <https://doi.org/10.1007/S10904-022-02429-3/TABLES/1>

- Dhiflaoui, H., Khelifi, K., Barhoumi, N., & Ben Cheikh Larbi, A. (2020). The tribological and corrosion behavior of TiO₂ coatings deposited by the electrophoretic deposition process. *Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers, Part C: Journal of Mechanical Engineering Science*, 234(6), 1231–1238. <https://doi.org/10.1177/0954406219890373>
- Dhiflaoui, H., Zayani, W., Chayoukhi, S., boumnijel, I., Faure, J., Khezami, L., Karrech, A., Ben Cheikh Larbi, A., Benhayoune, H., & Hajjaji, A. (2024). Enhanced mechanical, corrosion, and tribological properties of hydroxyapatite coatings for orthopedic and dental applications. *Ceramics International*, 50(21), 43383–43396. <https://doi.org/10.1016/J.CERAMINT.2024.08.189>
- Dias Corpa Tardelli, J., Bolfarini, C., & Cândido dos Reis, A. (2020). Comparative analysis of corrosion resistance between beta titanium and Ti-6Al-4V alloys: A systematic review. *Journal of Trace Elements in Medicine and Biology*, 62, 126618. <https://doi.org/10.1016/J.JTEMB.2020.126618>
- do Nascimento, J. P. L., Ferreira, M. O. A., Gelamo, R. V., Scarmínio, J., Steffen, T. T., da Silva, B. P., Aoki, I. V., dos Santos, A. G., de Castro, V. V., de Fraga Malfatti, C., & Moreto, J. A. (2021). Enhancing the corrosion protection of Ti-6Al-4V alloy through reactive sputtering niobium oxide thin films. *Surface and Coatings Technology*, 428, 127854. <https://doi.org/10.1016/J.SURFCOAT.2021.127854>
- Drnovšek, N., Novak, S., Dragin, U., Čeh, M., Gorenšek, M., & Gradišar, M. (2012). Bioactive glass enhances bone ingrowth into the porous titanium coating on orthopaedic implants. *International Orthopaedics*, 36(8), 1739. <https://doi.org/10.1007/S00264-012-1520-Y>
- Dudek, K., & Goryczka, T. (2016). Electrophoretic deposition and characterization of thin hydroxyapatite coatings formed on the surface of NiTi shape memory alloy. *Ceramics International*, 42(16), 19124–19132. <https://doi.org/10.1016/J.CERAMINT.2016.09.074>
- Elayaperumal, K., & Raja, V. S. (2015). Thermodynamics and Kinetics of Electrochemical Corrosion. *Corrosion Failures*, 9–28. <https://doi.org/10.1002/9781119043270.CH2>
- Elias, C. N., Lima, J. H. C., Valiev, R., & Meyers, M. A. (2008). Biomedical applications of titanium and its alloys. *Jom*, 60, 46–49.
- Eliaz, N. (2019). Corrosion of metallic biomaterials: A review. *Materials*, 12(3). <https://doi.org/10.3390/ma12030407>
- Eliaz, N., & Gileadi, E. (2019). *Physical electrochemistry: fundamentals, techniques, and applications*. John Wiley & Sons.
- Eliaz, N., & Metoki, N. (2017). Calcium phosphate bioceramics: A review of their history, structure, properties, coating technologies and biomedical applications. *Materials*, 10(4). <https://doi.org/10.3390/ma10040334>
- Esmailzadeh, S., Aliofkhazraei, M., & Sarlak, H. (2018). Interpretation of Cyclic Potentiodynamic Polarization Test Results for Study of Corrosion Behavior of Metals: A Review. *Protection of Metals and Physical Chemistry of Surfaces*, 54(5), 976–989. <https://doi.org/10.1134/S207020511805026X/METRICS>
- Faraji, G., Kim, H. S., & Kashi, H. T. (2018). Severe plastic deformation: Methods, processing and properties. In *Severe Plastic Deformation: Methods, Processing and Properties*. <https://doi.org/10.1016/C2016-0-05256-7>
- Fu, P., Chu, R., Xu, Z., Ding, G., & Jiang, C. (2018a). Relation of hardness with FWHM and residual stress of GCr15 steel after shot peening. *Applied Surface Science*, 431, 165–169. <https://doi.org/10.1016/J.APSUSC.2017.09.136>

- Fu, P., Chu, R., Xu, Z., Ding, G., & Jiang, C. (2018b). Relation of hardness with FWHM and residual stress of GCr15 steel after shot peening. *Applied Surface Science*, 431, 165–169. <https://doi.org/10.1016/J.APSUSC.2017.09.136>
- Ganesh, B. K. C., Sha, W., Ramanaiah, N., & Krishnaiah, A. (2014). Effect of shotpeening on sliding wear and tensile behavior of titanium implant alloys. *Materials and Design*, 56, 480–486. <https://doi.org/10.1016/j.matdes.2013.11.052>
- Gao, J. B., Ben, D. D., Yang, H. J., Meng, L. X., Ji, H. B., Lian, D. L., Chen, J., Yi, J. L., Wang, L., Li, P., & Zhang, Z. F. (2021). Effects of electropulsing on the microstructure and microhardness of a selective laser melted Ti6Al4V alloy. *Journal of Alloys and Compounds*, 875, 160044. <https://doi.org/10.1016/J.JALLCOM.2021.160044>
- Gariépy, A., Miao, H., & Lévesque, M. (2014). Peen Forming. In *Comprehensive Materials Processing* (Vol. 3). <https://doi.org/10.1016/B978-0-08-096532-1.00317-4>
- Geetha, M., Singh, A. K., Asokamani, R., & Gogia, A. K. (2009). Ti based biomaterials, the ultimate choice for orthopaedic implants - A review. *Progress in Materials Science*, 54(3), 397–425. <https://doi.org/10.1016/j.pmatsci.2008.06.004>
- Guan, Z., Chen, S., Li, Z., Zou, S., Hua, Y., & Cai, J. (2024). Tailoring surface properties and corrosion resistance of laser shock peened Ti6Al4V alloy by low-temperature annealing. *Journal of Manufacturing Processes*, 129, 24–34. <https://doi.org/10.1016/J.JMAPRO.2024.08.055>
- Guechichi, H., Castex, L., & Benkhettab, M. (2013). An analytical model to relate shot peening almen intensity to shot velocity. *Mechanics Based Design of Structures and Machines*, 41(1), 79–99. <https://doi.org/10.1080/15397734.2012.703607>
- Gujba, A. K., & Medraj, M. (2014). Laser peening process and its impact on materials properties in comparison with shot peening and ultrasonic impact peening. In *Materials* (Vol. 7, Issue 12). <https://doi.org/10.3390/ma7127925>
- Habraken, W., Habibovic, P., Epple, M., & Böhner, M. (2016a). Calcium phosphates in biomedical applications: Materials for the future? *Materials Today*, 19(2), 69–87. <https://doi.org/10.1016/j.mattod.2015.10.008>
- Habraken, W., Habibovic, P., Epple, M., & Böhner, M. (2016b). Calcium phosphates in biomedical applications: Materials for the future? *Materials Today*, 19(2), 69–87. <https://doi.org/10.1016/j.mattod.2015.10.008>
- Hadzhieva, Z., & Boccaccini, A. R. (2022). Recent developments in electrophoretic deposition (EPD) of antibacterial coatings for biomedical applications - A review. *Current Opinion in Biomedical Engineering*, 21, 100367. <https://doi.org/10.1016/J.COBME.2021.100367>
- Havlikova, J., Strasky, J., Vandrovcova, M., Hrcuba, P., Mhaede, M., Janecek, M., & Bacakova, L. (2014a). Innovative surface modification of Ti-6Al-4V alloy with a positive effect on osteoblast proliferation and fatigue performance. *Materials Science and Engineering C*, 39(1), 371–379. <https://doi.org/10.1016/j.msec.2014.03.024>
- Havlikova, J., Strasky, J., Vandrovcova, M., Hrcuba, P., Mhaede, M., Janecek, M., & Bacakova, L. (2014b). Innovative surface modification of Ti-6Al-4V alloy with a positive effect on osteoblast proliferation and fatigue performance. *Materials Science and Engineering: C*, 39(1), 371–379. <https://doi.org/10.1016/J.MSEC.2014.03.024>
- Hoffman, A. S., Schoen, F. J., Lemons, J. E., & Ratner, B. D. (2012). *Biomaterials science: An introduction to materials in medicine*. Academic Press.

- Hohenwarter, A. (2015). Incremental high pressure torsion as a novel severe plastic deformation process: Processing features and application to copper. *Materials Science and Engineering: A*, 626, 80–85. <https://doi.org/10.1016/j.msea.2014.12.041>
- Hsu, R. W. W., Yang, C. C., Huang, C. A., & Chen, Y. S. (2004). Electrochemical corrosion properties of Ti–6Al–4V implant alloy in the biological environment. *Materials Science and Engineering: A*, 380(1–2), 100–109. <https://doi.org/10.1016/J.MSEA.2004.03.069>
- Hu, S., Li, W., Finklea, H., & Liu, X. (2020). A review of electrophoretic deposition of metal oxides and its application in solid oxide fuel cells. *Advances in Colloid and Interface Science*, 276, 102102. <https://doi.org/10.1016/j.cis.2020.102102>
- Huang, J. (2017). Design and Development of Ceramics and Glasses. *Biology and Engineering of Stem Cell Niches*, 315–329. <https://doi.org/10.1016/B978-0-12-802734-9.00020-2>
- Huebsch, N., & Mooney, D. J. (2009). Inspiration and application in the evolution of biomaterials. *Nature*, 462(7272), 426–432. <https://doi.org/10.1038/nature08601>
- Hussein, M. A., Demir, B. Y., Kumar, A. M., & Abdelaal, A. F. (2022). Surface Properties and In Vitro Corrosion Studies of Blasted and Thermally Treated Ti6Al4V Alloy for Bioimplant Applications. *Materials*, 15(21), 7615. <https://doi.org/10.3390/MA15217615/S1>
- Hussein, M. A., Mohammed, A. S., & Al-Aqeeli, N. (2015). Wear characteristics of metallic biomaterials: A review. *Materials*, 8(5), 2749–2768. <https://doi.org/10.3390/ma8052749>
- Huttunen-Saarivirta, E., Kilpi, L., Hakala, T. J., Carpen, L., & Ronkainen, H. (2016). Tribocorrosion study of martensitic and austenitic stainless steels in 0.01 M NaCl solution. *Tribology International*, 95, 358–371. <https://doi.org/10.1016/J.TRIBOINT.2015.11.046>
- Ismail, S., Ahsan, Q., & Haseeb, A. S. M. A. (2017). Recent Advances in Mechanical Surface Treatment. In *Comprehensive Materials Finishing* (Vols. 2–3). Elsevier Ltd. <https://doi.org/10.1016/B978-0-12-803581-8.09197-9>
- Jain, A. (2001). A Database for Shot Peening Parameters and Desired Residual Stress Distribution. *International Conference on Shot Peening and Blast Cleaning*.
- Jegdić, B. V., Bobić, B. M., Radojković, B. M., & Alić, B. (2019). Influence of welding parameters on pit initiation and pit growth in welded joints of X5CrNi18-10 stainless steel. *Welding in the World*, 63(1), 167–179. <https://doi.org/10.1007/S40194-018-0644-0/TABLES/8>
- Jeong, J., Kim, J. H., Shim, J. H., Hwang, N. S., & Heo, C. Y. (2019). Bioactive calcium phosphate materials and applications in bone regeneration. *Biomaterials Research*, 23(1), 1–11.
- Ji, D., Chen, H., Zhang, J., Su, K., & Chen, X. (2025). Influence of micro-shot peening and traditional shot peening on fatigue performance and fracture behaviors of Ti-6Al-4V alloy. *International Journal of Fatigue*, 194(October 2024), 108837. <https://doi.org/10.1016/j.ijfatigue.2025.108837>
- Jiang, R., Zhang, S., Qin, X., Wang, R., Zhang, Z., Zhang, Y., Zhang, W., & Wang, Z. (2024). Effects of electro-pulsing combining laser shock peening on the microstructure and corrosion resistance of Ti-6Al-4 V alloy. *International Journal of Advanced Manufacturing Technology*, 134(5–6), 2607–2622. <https://doi.org/10.1007/S00170-024-14288-Y/FIGURES/8>

- John, M., Kalvala, P. R., Misra, M., & Menezes, P. L. (2021). Peening techniques for surface modification: Processes, properties and applications. *Materials*, 14(14), 1–30. <https://doi.org/10.3390/ma14143841>
- Jones, J. R. (2008). Bioactive glasses. In *Bioceramics and their Clinical Applications*. Woodhead Publishing Limited. <https://doi.org/10.1533/9781845694227.2.266>
- Jones, J. R. (2013a). Review of bioactive glass: From Hench to hybrids. *Acta Biomaterialia*, 9(1), 4457–4486. <https://doi.org/10.1016/j.actbio.2012.08.023>
- Jones, J. R. (2013b). Review of bioactive glass: From Hench to hybrids. *Acta Biomaterialia*, 9(1), 4457–4486. <https://doi.org/10.1016/j.actbio.2012.08.023>
- Joshi, V. A. (2006a). TITANIUM ALLOYS: An Atlas of Structures and Fracture Features. *Titanium Alloys: An Atlas of Structures and Fracture Features*, 1–228. <https://doi.org/10.1201/9781420006063/TITANIUM-ALLOYS-VYDEHI-ARUN-JOSHI/RIGHTS-AND-PERMISSIONS>
- Joshi, V. A. (2006b). *Titanium alloys: an atlas of structures and fracture features*. Crc Press.
- Kadivar, M., Tormey, D., & McGranaghan, G. (2021). A review on turbulent flow over rough surfaces: Fundamentals and theories. *International Journal of Thermofluids*, 10, 100077. <https://doi.org/10.1016/J.IJFT.2021.100077>
- Kakaei, K., Esrafil, M. D., & Ehsani, A. (2019). Graphene and Anticorrosive Properties. *Interface Science and Technology*, 27, 303–337. <https://doi.org/10.1016/B978-0-12-814523-4.00008-3>
- Kangazian, J., Shamanian, M., & Ashrafi, A. (2017). Dissimilar welding between SAF 2507 stainless steel and Incoloy 825 Ni-based alloy: The role of microstructure on corrosion behavior of the weld metals. *Journal of Manufacturing Processes*, 29, 376–388. <https://doi.org/10.1016/J.JMAPRO.2017.08.012>
- Katiyar, J. K., Ramkumar, P., Rao, T. V. V. L. N., & Davim, J. P. (Eds.). (2020). *Tribology in Materials and Applications*. <https://doi.org/10.1007/978-3-030-47451-5>
- Kokubo, T., & Takadama, H. (2006). How useful is SBF in predicting in vivo bone bioactivity? *Biomaterials*, 27(15), 2907–2915. <https://doi.org/10.1016/J.BIOMATERIALS.2006.01.017>
- Kovacı, H., Bozkurt, Y. B., Yetim, A. F., Aslan, M., & Çelik, A. (2019). The effect of surface plastic deformation produced by shot peening on corrosion behavior of a low-alloy steel. *Surface and Coatings Technology*, 360, 78–86. <https://doi.org/10.1016/J.SURFCOAT.2019.01.003>
- Kulkarni, M., Mazare, A., Schmuki, P., Iglič, A., & Seifalian, A. (2014). Biomaterial surface modification of titanium and titanium alloys for medical applications. *Nanomedicine*, 11(615), 111.
- Kumar, A., Verma, C., & Thakur, A. (2023). Corrosion mitigation coatings: Functionalized thin film fundamentals and applications. *Corrosion Mitigation Coatings: Functionalized Thin Film Fundamentals and Applications*, 1–477. <https://doi.org/10.1515/9783111016160/EPUB>
- Kumar, P., Mahobia, G. S., Mandal, S., Singh, V., & Chattopadhyay, K. (2021a). Enhanced corrosion resistance of the surface modified Ti-13Nb-13Zr alloy by ultrasonic shot peening. *Corrosion Science*, 189(December 2020), 109597. <https://doi.org/10.1016/j.corsci.2021.109597>
- Kumar, P., Mahobia, G. S., Mandal, S., Singh, V., & Chattopadhyay, K. (2021b). Enhanced corrosion resistance of the surface modified Ti-13Nb-13Zr alloy by ultrasonic shot

- peening. *Corrosion Science*, 189(May), 109597. <https://doi.org/10.1016/j.corsci.2021.109597>
- Kumar, P., Mahobia, G. S., Mandal, S., Singh, V., & Chattopadhyay, K. (2021c). Enhanced corrosion resistance of the surface modified Ti-13Nb-13Zr alloy by ultrasonic shot peening. *Corrosion Science*, 189, 109597. <https://doi.org/10.1016/J.CORSCI.2021.109597>
- Kumar, S., Chattopadhyay, K., Mahobia, G. S., & Singh, V. (2016). Hot corrosion behaviour of Ti-6Al-4V modified by ultrasonic shot peening. *Materials & Design*, 110, 196–206. <https://doi.org/10.1016/J.MATDES.2016.07.133>
- Kwok, C. T., Wong, P. K., Cheng, F. T., & Man, H. C. (2009). Characterization and corrosion behavior of hydroxyapatite coatings on Ti6Al4V fabricated by electrophoretic deposition. *Applied Surface Science*, 255(13–14), 6736–6744. <https://doi.org/10.1016/J.APSUSC.2009.02.086>
- Kyriacou, S. (1996). Shot Peening Mechanics, A Theoretical Study. In *6th International Conference on Shot Peening* (pp. 505–516).
- Landolt, D. (2006). Electrochemical and materials aspects of tribocorrosion systems. *Journal of Physics D: Applied Physics*, 39(15), 3121–3127. <https://doi.org/10.1088/0022-3727/39/15/S01>
- Langdon, T. G. (2013). Twenty-five years of ultrafine-grained materials: Achieving exceptional properties through grain refinement. *Acta Materialia*, 61(19), 7035–7059. <https://doi.org/10.1016/j.actamat.2013.08.018>
- Lasia, A. (2014). Electrochemical impedance spectroscopy and its applications. *Electrochemical Impedance Spectroscopy and Its Applications*, 9781461489337, 1–367. <https://doi.org/10.1007/978-1-4614-8933-7/COVER>
- Law, K. Y. (2014). Definitions for hydrophilicity, hydrophobicity, and superhydrophobicity: Getting the basics right. *Journal of Physical Chemistry Letters*, 5(4), 686–688. https://doi.org/10.1021/JZ402762H/SUPPL_FILE/JZ402762H_LIVESLIDES.MP4
- Lefebvre, L., Chevalier, J., Gremillard, L., Zenati, R., Thollet, G., Bernache-Assolant, D., & Govin, A. (2007). Structural transformations of bioactive glass 45S5 with thermal treatments. *Acta Materialia*, 55(10), 3305–3313. <https://doi.org/10.1016/J.ACTAMAT.2007.01.029>
- Li, D. (2010). *Microstructure and Corrosion and Tribo-Corrosion Behaviors of Si-Based and Ti-Based Aerospace Coatings Produced by PECVD*.
- Li, W., Garmendia, N., De Larraya, U. P., Ding, Y., Detsch, R., Grünewald, A., Roether, J. A., Schubert, D. W., & Boccaccini, A. R. (2014). 45S5 bioactive glass-based scaffolds coated with cellulose nanowhiskers for bone tissue engineering. *RSC Advances*, 4(99), 56156–56164. <https://doi.org/10.1039/C4RA07740G>
- Li, X., Lu, L., Li, J., Zhang, X., & Gao, H. (2020). Mechanical properties and deformation mechanisms of gradient nanostructured metals and alloys. *Nature Reviews Materials*, 5(9), 706–723. <https://doi.org/10.1038/s41578-020-0212-2>
- Li, Y., Zhou, Z., & He, Y. (2024). Tribocorrosion and Surface Protection Technology of Titanium Alloys: A Review. *Materials*, 17(1), 1–41. <https://doi.org/10.3390/ma17010065>
- Licausi, M. P., Igual Muñoz, A., & Amigó Borrás, V. (2013). Influence of the fabrication process and fluoride content on the tribocorrosion behaviour of Ti6Al4V biomedical

- alloy in artificial saliva. *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*, 20, 137–148. <https://doi.org/10.1016/J.JMBBM.2013.01.019>
- Liu, Q., Liu, H., Xie, J., Zhang, W. fu, Zhang, Y. ming, Feng, C., Li, G. shan, Yu, Y., Song, S. yin, & Yin, C. xian. (2022). Influence of Ru on structure and corrosion behavior of passive film on Ti-6Al-4V alloy in oil and gas exploration conditions. *Scientific Reports*, 12(1), 1–17. <https://doi.org/10.1038/S41598-022-21047-0>;SUBJMETA=1023,299,301,639;KWRD=MATERIALS+FOR+ENERGY+AND+C
ATALYSIS,STRUCTURAL+MATERIALS
- Liu, X., Chu, P. K., & Ding, C. (2004). Surface modification of titanium, titanium alloys, and related materials for biomedical applications. *Materials Science and Engineering R: Reports*, 47(3–4), 49–121. <https://doi.org/10.1016/j.mser.2004.11.001>
- Liu, Y. G., Li, H. M., & Li, M. Q. (2015). Characterization of surface layer in TC17 alloy treated by air blast shot peening. *Materials and Design*, 65, 120–126. <https://doi.org/10.1016/j.matdes.2014.09.019>
- Liu, Y. G., Li, M. Q., & Liu, H. J. (2017). Nanostructure and surface roughness in the processed surface layer of Ti-6Al-4V via shot peening. *Materials Characterization*, 123, 83–90. <https://doi.org/10.1016/J.MATCHAR.2016.11.020>
- Liu, Z., Meyers, M. A., Zhang, Z., & Ritchie, R. O. (2017). Functional gradients and heterogeneities in biological materials: Design principles, functions, and bioinspired applications. *Progress in Materials Science*, 88, 467–498. <https://doi.org/10.1016/j.pmatsci.2017.04.013>
- López, M. M. M., Fauré, J., Cabrera, M. I. E., & García, M. E. C. (2016a). Structural characterization and electrochemical behavior of 45S5 bioglass coating on Ti6Al4V alloy for dental applications. *Materials Science and Engineering: B*, 206, 30–38. <https://doi.org/10.1016/J.MSEB.2015.09.003>
- López, M. M. M., Fauré, J., Cabrera, M. I. E., & García, M. E. C. (2016b). Structural characterization and electrochemical behavior of 45S5 bioglass coating on Ti6Al4V alloy for dental applications. *Materials Science and Engineering: B*, 206, 30–38. <https://doi.org/10.1016/J.MSEB.2015.09.003>
- Lu, H., Wang, Z., Cai, J., Xu, X., Luo, K., Wu, L., & Lu, J. (2021). Effects of laser shock peening on the hot corrosion behaviour of the selective laser melted Ti6Al4V titanium alloy. *Corrosion Science*, 188, 109558. <https://doi.org/10.1016/J.CORSCI.2021.109558>
- M. J. Zehetbauer, Y. T. Z. (2009). *Bulk Nanostrucutred Materials*.
- Machado López, M. M., Espitia Cabrera, M. I., Faure, J., & Contreras García, M. E. (2016). Electrochemical behavior of 45S5 bioactive ceramic coating on Ti6Al4V alloy for dental applications. *IOP Conference Series: Materials Science and Engineering*, 123(1), 012006. <https://doi.org/10.1088/1757-899X/123/1/012006>
- Madapana, D., Bathe, R., Manna, I., & Dutta Majumdar, J. (2024). Chemical and mechanochemical degradations of ultrafast laser surface structured Ti6Al4V in simulated body fluid environment. *Applied Surface Science*, 649, 159096. <https://doi.org/10.1016/J.APSUSC.2023.159096>
- Makurat-Kasprolewicz, B., & Ossowska, A. (2024a). Electrophoretically deposited titanium and its alloys in biomedical engineering: Recent progress and remaining challenges. *Journal of Biomedical Materials Research - Part B Applied Biomaterials*, 112(1). <https://doi.org/10.1002/jbm.b.35342>

- Makurat-Kasprolewicz, B., & Ossowska, A. (2024b). Electrophoretically deposited titanium and its alloys in biomedical engineering: Recent progress and remaining challenges. *Journal of Biomedical Materials Research - Part B Applied Biomaterials*, 112(1). <https://doi.org/10.1002/jbm.b.35342>
- Maleki, E., & Unal, O. (2018). Roles of surface coverage increase and re-peening on properties of AISI 1045 carbon steel in conventional and severe shot peening processes. *Surfaces and Interfaces*, 11(March), 82–90. <https://doi.org/10.1016/j.surfin.2018.03.003>
- Maleki, E., & Unal, O. (2021). Optimization of Shot Peening Effective Parameters on Surface Hardness Improvement. *Metals and Materials International*, 27(9), 3173–3185. <https://doi.org/10.1007/s12540-020-00758-x>
- Maleki, E., Unal, O., & Amanov, A. (2018). Novel experimental methods for the determination of the boundaries between conventional, severe and over shot peening processes. *Surfaces and Interfaces*, 13(September), 233–254. <https://doi.org/10.1016/j.surfin.2018.09.003>
- Maleki, E., Unal, O., & Kashyzadeh, K. R. (2018). Effects of conventional, severe, over, and re-shot peening processes on the fatigue behavior of mild carbon steel. *Surface and Coatings Technology*, 344(February), 62–74. <https://doi.org/10.1016/j.surfcoat.2018.02.081>
- Maleki, E., Unal, O., Guagliano, M., & Bagherifard, S. (2021). The effects of shot peening, laser shock peening and ultrasonic nanocrystal surface modification on the fatigue strength of Inconel 718. *Materials Science and Engineering: A*, 810(March), 141029. <https://doi.org/10.1016/j.msea.2021.141029>
- Manam, N. S., Harun, W. S. W., Shri, D. N. A., Ghani, S. A. C., Kurniawan, T., Ismail, M. H., & Ibrahim, M. H. I. (2017). Study of corrosion in biocompatible metals for implants: A review. *Journal of Alloys and Compounds*, 701, 698–715. <https://doi.org/10.1016/j.jallcom.2017.01.196>
- Marques, I. da S. V., Alfaro, M. F., Cruz, N. C. da, Mesquita, M. F., Sukotjo, C., Mathew, M. T., & Barão, V. A. R. (2016a). Tribocorrosion behavior of biofunctional titanium oxide films produced by micro-arc oxidation: Synergism and mechanisms. *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*, 60, 8–21. <https://doi.org/10.1016/J.JMBBM.2015.12.030>
- Marques, I. da S. V., Alfaro, M. F., Cruz, N. C. da, Mesquita, M. F., Sukotjo, C., Mathew, M. T., & Barão, V. A. R. (2016b). Tribocorrosion behavior of biofunctional titanium oxide films produced by micro-arc oxidation: Synergism and mechanisms. *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*, 60, 8–21. <https://doi.org/10.1016/J.JMBBM.2015.12.030>
- Martocq, L. (2023). *Development of coatings rich in primary amines for biomedical applications*. April.
- Mathew, M. T., Srinivasa Pai, P., Pourzal, R., Fischer, A., & Wimmer, M. A. (2009). Significance of tribocorrosion in biomedical applications: Overview and current status. *Advances in Tribology*, 2009. <https://doi.org/10.1155/2009/250986>
- Mehdikhani, B., & Borhani, G. H. (2014). Densification and mechanical behavior of β -tricalcium phosphate bioceramics. *International Letters of Chemistry, Physics and Astronomy*, Vol. 17, iss. 1. www.ilcpa.pl
- Menezes, P. L., Ingole, S. P., Nosonovsky, M., Kailas, S. V., & Lovell, M. R. (2013). Tribology for scientists and engineers: From basics to advanced concepts. *Tribology for Scientists*

- and Engineers: From Basics to Advanced Concepts, 9781461419457, 1–948.
<https://doi.org/10.1007/978-1-4614-1945-7/COVER>
- Meng, J., Zhang, P., & Wang, S. (2016). Recent progress of abrasion-resistant materials: learning from nature. *Chemical Society Reviews*, 45(2), 237–251.
<https://doi.org/10.1039/C5CS00459D>
- Meng, X. kai, Wang, H., Tan, W. sheng, Cai, J., Zhou, J. zhong, & Liu, L. (2020). Gradient microstructure and vibration fatigue properties of 2024-T351 aluminium alloy treated by laser shock peening. *Surface and Coatings Technology*, 391(March 2020), 125698.
<https://doi.org/10.1016/j.surfcoat.2020.125698>
- Meng, X., Cheng, Z., Shan, C., Zhang, Z., Sheng, Y., Song, F., Wang, K., Wu, W., Lin, K., Zhou, J., & Xue, W. (2024). Investigation into the cavitation erosion of rolled Ti6Al4V titanium alloy strengthened by the ultrasonic-assisted laser shock peening process. *Vacuum*, 230, 113637. <https://doi.org/10.1016/J.VACUUM.2024.113637>
- Meyers, M. A., Chen, P. Y., Lin, A. Y. M., & Seki, Y. (2008). Biological materials: Structure and mechanical properties. *Progress in Materials Science*, 53(1), 1–206.
<https://doi.org/10.1016/j.pmatsci.2007.05.002>
- Meyers, M. A., Chen, P. Y., Lopez, M. I., Seki, Y., & Lin, A. Y. M. (2011). Biological materials: A materials science approach. *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*, 4(5), 626–657. <https://doi.org/10.1016/j.jmbbm.2010.08.005>
- Mhaede, M., Pastorek, F., & Hadzima, B. (2014a). Influence of shot peening on corrosion properties of biocompatible magnesium alloy AZ31 coated by dicalcium phosphate dihydrate (DCPD). *Materials Science and Engineering: C*, 39(1), 330–335.
<https://doi.org/10.1016/J.MSEC.2014.03.023>
- Mhaede, M., Pastorek, F., & Hadzima, B. (2014b). Influence of shot peening on corrosion properties of biocompatible magnesium alloy AZ31 coated by dicalcium phosphate dihydrate (DCPD). *Materials Science and Engineering C*, 39(1), 330–335.
<https://doi.org/10.1016/j.msec.2014.03.023>
- Miao, H. Y., Demers, D., Larose, S., Perron, C., & Lévesque, M. (2010). Experimental study of shot peening and stress peen forming. *Journal of Materials Processing Technology*, 210(15), 2089–2102. <https://doi.org/10.1016/j.jmatprotec.2010.07.016>
- Miao, H. Y., Larose, S., Perron, C., & Levesque, M. (2010). An analytical approach to relate shot peening parameters to Almen intensity. *Surface and Coatings Technology*, 205(7), 2055–2066. <https://doi.org/10.1016/j.surfcoat.2010.08.105>
- Mishnaevsky, L., Levashov, E., Valiev, R. Z., Segurado, J., Sabirov, I., Enikeev, N., Prokoshkin, S., Solov'Yov, A. V., Korotitskiy, A., Gutmanas, E., Gotman, I., Rabkin, E., Psakh'E, S., Dluhoš, L., Seefeldt, M., & Smolin, A. (2014). Nanostructured titanium-based materials for medical implants: Modeling and development. *Materials Science and Engineering: R: Reports*, 81(1), 1–19.
<https://doi.org/10.1016/J.MSER.2014.04.002>
- Mokabber, T., Zhou, Q., Vakis, A. I., van Rijn, P., & Pei, Y. T. (2019). Mechanical and biological properties of electrodeposited calcium phosphate coatings. *Materials Science and Engineering: C*, 100, 475–484.
<https://doi.org/10.1016/J.MSEC.2019.03.020>
- Monsalve-Arias, M.-J., Higuera-Cobos, O.-F., Ageorges, H., Vargas-Galvis, F., & López-Gómez, M.-E. (2022). Wear Behavior of Bioactive Glass Coatings Deposited by Thermal Spraying. *Revista Facultad de Ingeniería*, 31(62), e14778.
<https://doi.org/10.19053/01211129.V31.N62.2022.14778>

- Montazerian, M., Hosseinzadeh, F., Migneco, C., Fook, M. V. L., & Bains, F. (2022a). Bioceramic coatings on metallic implants: An overview. *Ceramics International*, 48(7), 8987–9005. <https://doi.org/10.1016/J.CERAMINT.2022.02.055>
- Montazerian, M., Hosseinzadeh, F., Migneco, C., Fook, M. V. L., & Bains, F. (2022b). Bioceramic coatings on metallic implants: An overview. *Ceramics International*, 48(7), 8987–9005. <https://doi.org/10.1016/J.CERAMINT.2022.02.055>
- Morita, T., Noda, S., & Kagaya, C. (2013). Influence of hardness of substrates on properties of surface layer formed by fine particle bombarding. *Materials Science and Engineering A*, 574, 197–204. <https://doi.org/10.1016/j.msea.2013.03.026>
- Murudkar, R. R. (2009). *Development of a Continuous Equal Channel Angular Extrusion (ECAE) Process*. August.
- Naleway, S. E., Porter, M. M., McKittrick, J., & Meyers, M. A. (2015). Structural Design Elements in Biological Materials: Application to Bioinspiration. *Advanced Materials*, 27(37), 5455–5476. <https://doi.org/10.1002/adma.201502403>
- Nawaz, Q., Pantulap, U., Hurle, K., Luo, N., Grasso, S., & Boccaccini, A. R. (2023). Cold hydrostatic sintering of 45S5 bioactive glass. *European Journal of Materials*, 3(1), 1–10. <https://doi.org/10.1080/26889277.2023.2166876>;REQUESTEDJOURNAL:JOURNAL:TEMS20;WGROU:STRING:PUBLICATION
- Nguyen, V. B., Poh, H. J., & Zhang, Y. W. (2014). Predicting shot peening coverage using multiphase computational fluid dynamics simulations. *Powder Technology*, 256, 100–112. <https://doi.org/10.1016/j.powtec.2014.01.097>
- Nuswantoro, N. F., Manjas, M., Suharti, N., Juliadmi, D., Fajri, H., Tjong, D. H., Affi, J., Niinomi, M., & Gunawarman. (2021). Hydroxyapatite coating on titanium alloy TNTZ for increasing osseointegration and reducing inflammatory response in vivo on Rattus norvegicus Wistar rats. *Ceramics International*, 47(11), 16094–16100. <https://doi.org/10.1016/J.CERAMINT.2021.02.184>
- Oliveira, F. G., Ribeiro, A. R., Perez, G., Archanjo, B. S., Gouvea, C. P., Araújo, J. R., Campos, A. P. C., Kuznetsov, A., Almeida, C. M., Maru, M. M., Achete, C. A., Ponthiaux, P., Celis, J. P., & Rocha, L. A. (2015). Understanding growth mechanisms and tribocorrosion behaviour of porous TiO₂ anodic films containing calcium, phosphorous and magnesium. *Applied Surface Science*, 341, 1–12. <https://doi.org/10.1016/J.APSUSC.2015.02.163>
- Oliver, J. anne N., Su, Y., Lu, X., Kuo, P. H., Du, J., & Zhu, D. (2019). Bioactive glass coatings on metallic implants for biomedical applications. *Bioactive Materials*, 4(September 2019), 261–270. <https://doi.org/10.1016/j.bioactmat.2019.09.002>
- Ongtrakulkij, G., Khantachawana, A., & Kondoh, K. (2020). Effects of media parameters on enhance ability of hardness and residual stress of Ti6Al4V by fine shot peening. *Surfaces and Interfaces*, 18, 100424. <https://doi.org/10.1016/J.SURFIN.2019.100424>
- Pan, M., Weng, Z., & Liu, J. (2022). Effect of positive bias on properties of chitosan coating prepared on micro-arc oxidation surface of Ti–6Al–4V alloy by electrophoretic deposition. *Materials Chemistry and Physics*, 275, 125257. <https://doi.org/10.1016/J.MATCHEMPHYS.2021.125257>
- Pandey, A. K., Kumar, A., Kumar, R., Gautam, R. K., & Behera, C. K. (2023). Tribological performance of SS 316L, commercially pure Titanium, and Ti6Al4V in different solutions for biomedical applications. *Materials Today: Proceedings*, 78, A1–A8. <https://doi.org/10.1016/J.MATPR.2023.03.736>

- Pandey, V., Singh, J. K., Chattopadhyay, K., Srinivas, N. C. S., & Singh, V. (2019). Optimization of USSP duration for enhanced corrosion resistance of AA7075. *Ultrasonics*, 91, 180–192. <https://doi.org/10.1016/J.ULTRAS.2018.08.011>
- Park, J., & Lakes, R. S. (2007). *Biomaterials: an introduction*. Springer Science & Business Media.
- Pishbin, F., Simchi, A., Ryan, M. P., & Boccaccini, A. R. (2011). Electrophoretic deposition of chitosan/45S5 Bioglass® composite coatings for orthopaedic applications. *Surface and Coatings Technology*, 205(23–24), 5260–5268. <https://doi.org/10.1016/J.SURFCOAT.2011.05.026>
- Pohl, G., Speck, T., Speck, O., & Pohl, J. (2010). The role of textiles in providing biomimetic solutions for construction. In *Textiles, Polymers and Composites for Buildings*. Woodhead Publishing Limited. <https://doi.org/10.1533/9780845699994.2.310>
- Prem Ananth, K., Shanmugam, S., Jose, S. P., Joseph Nathanael, A., Oh, T. H., Mangalaraj, D., & Ballamurugan, A. M. (2015). Structural and chemical analysis of silica-doped β -TCP ceramic coatings on surgical grade 316L SS for possible biomedical application. *Journal of Asian Ceramic Societies*, 3(3), 317–324. <https://doi.org/10.1016/J.JASCER.2015.06.004>
- Qiang, R., Hou, K., Wang, J., & Yang, S. (2020). Smooth and dense graphene quantum dots-based lubricating coatings prepared by electrophoretic deposition. *Applied Surface Science*, 509, 145338. <https://doi.org/10.1016/J.APSUSC.2020.145338>
- Qutaba, S., Asmelash, M., Saptaji, K., & Azhari, A. (2022). A review on peening processes and its effect on surfaces. In *International Journal of Advanced Manufacturing Technology* (Vol. 120, Issues 7–8). Springer London. <https://doi.org/10.1007/s00170-022-09021-6>
- Rahaman, M. N., Day, D. E., Sonny Bal, B., Fu, Q., Jung, S. B., Bonewald, L. F., & Tomsia, A. P. (2011). Bioactive glass in tissue engineering. *Acta Biomaterialia*, 7(6), 2355–2373. <https://doi.org/10.1016/j.actbio.2011.03.016>
- Ranjith Kumar, G., Rajyalakshmi, G., Swaroop, S., Arul Xavier Stango, S., & Vijayalakshmi, U. (2019). Laser shock peening wavelength conditions for enhancing corrosion behaviour of titanium alloy in chloride environment. *Journal of the Brazilian Society of Mechanical Sciences and Engineering*, 41(3), 1–18. <https://doi.org/10.1007/S40430-019-1633-Y/TABLES/2>
- Ratner, B. D., Hoffman, A. S., & Lemons, J. E. (2006). *Biomaterials Science : An Introduction to Materials in Volume I : Basic Concepts 3 rd Annual Microscopy Workshop in MICROSCOPY for MATERIALS These topics will be covered : 31(January)*, 25–27.
- Reis de Vasconcellos, L. M., Nascimento, R. D., Alves Cairo, C. A., de Oliveira Leite, D., De Souza Santos, E. L., Campos, G. E., Do Prado, R. F., Neves Jardim, M. A., Oliveira de Vasconcellos, L. G., & Carvalho, Y. R. (2017). Porous Titanium Associated with CaP Coating: In Vivo and In Vitro Osteogenic Performance. *Materials Research*, 21(2), 20170557. <https://doi.org/10.1590/1980-5373-MR-2017-0557>
- Revie, R. W. (2011). Uhlig's Corrosion Handbook: Third Edition. *Uhlig's Corrosion Handbook: Third Edition*. <https://doi.org/10.1002/9780470872864>
- Rojas, O., Prudent, M., López, M. E., Vargas, F., & Ageorges, H. (2020). Influence of Atmospheric Plasma Spraying Parameters on Porosity Formation in Coatings Manufactured from 45S5 Bioglass® powder. *Journal of Thermal Spray Technology*, 29(1–2), 185–198. <https://doi.org/10.1007/S11666-019-00952-3/FIGURES/13>

- Roth, V. (2023). *Decontamination of Mercury from Aqueous Systems via Electrochemical PtHg 4 Alloy Formation*.
- Runa, M. J., Mathew, M. T., & Rocha, L. A. (2013). Tribocorrosion response of the Ti6Al4V alloys commonly used in femoral stems. *Tribology International*, 68, 85–93. <https://doi.org/10.1016/j.triboint.2013.09.022>
- Saffarzade, P., Amadeh, A. A., & Agahi, N. (2020). Study of tribological and friction behavior of magnesium phosphate coating and comparison with traditional zinc phosphate coating under dry and lubricated conditions. *Tribology International*, 144, 106122. <https://doi.org/10.1016/J.TRIBOINT.2019.106122>
- Sailaja, G. S., Ramesh, P., Vellappally, S., Anil, S., & Varma, H. K. (2016). Biomimetic approaches with smart interfaces for bone regeneration. *Journal of Biomedical Science*, 23(1), 1–13. <https://doi.org/10.1186/s12929-016-0284-x>
- Salguero, J., Del Sol, I., Vazquez-Martinez, J. M., Schertzer, M. J., & Iglesias, P. (2019). Effect of laser parameters on the tribological behavior of Ti6Al4V titanium microtextures under lubricated conditions. *Wear*, 426–427, 1272–1279. <https://doi.org/10.1016/J.WEAR.2018.12.029>
- Santos, A., Teixeira, J., Fonzar, C., Rangel, E., Cruz, N., & Lisboa-Filho, P. N. (2023). A Tribological Investigation of the Titanium Oxide and Calcium Phosphate Coating Electrochemical Deposited on Titanium. *Metals* 2023, Vol. 13, Page 410, 13(2), 410. <https://doi.org/10.3390/MET13020410>
- Schulze, V. (2006). *Modern mechanical surface treatment: states, stability, effects*. John Wiley & Sons.
- Sikkema, R., Baker, K., & Zhitomirsky, I. (2020). Electrophoretic deposition of polymers and proteins for biomedical applications. *Advances in Colloid and Interface Science*, 284, 102272. <https://doi.org/10.1016/J.CIS.2020.102272>
- Singh, J., & Shahi, A. S. (2021). Electrochemical corrosion behavior and microstructural characteristics of electron beam welded UNS S32205 duplex stainless steel. *Materials and Corrosion*, 72(8), 1350–1369. <https://doi.org/10.1002/MACO.202012201>;WGROU:STRING:PUBLICATION
- Singh, S., Singh, G., & Bala, N. (2018). Electrophoretic deposition of bioactive glass composite coating on biomaterials and electrochemical behavior study: A review. *Materials Today: Proceedings*, 5(9), 20160–20169. <https://doi.org/10.1016/J.MATPR.2018.06.385>
- Spori, D. M., Drobek, T., Zürcher, S., Ochsner, M., Sprecher, C., Mühlebach, A., & Spencer, N. D. (2008). Beyond the lotus effect: Roughness influences on wetting over a wide surface-energy range. *Langmuir*, 24(10), 5411–5417. <https://doi.org/10.1021/LA800215R>;SUPPL_FILE/LA800215R-FILE007.AVI
- Srikanth, M., Sai Charan, B., Venu, D. M., Venkatesan, K., Sreedhar, G., Chattopadhyay, K., & Pattanayak, D. K. (2025). Enhancement of high temperature oxidation and hot corrosion resistance behaviors of selective laser melted Ti6Al4V by ultrasonic shot peening. *Materials Chemistry and Physics*, 332, 130170. <https://doi.org/10.1016/J.MATCHEMPHYS.2024.130170>
- Standard, S. A. E. (2003). J2277 Shot Peening Coverage. *Developed by Surface Enhancement Committee, Publication Date: Jan, 1*.
- Sun, W., Song, Z., Liu, H., Wang, J., Liu, C., & Si, C. (2025). Effect of surface nanocrystallization pretreatment on the microstructure and fretting wear of Ti-6Al-4V

- titanium alloy plasma nitrided layer. *Materials Characterization*, 223, 114884. <https://doi.org/10.1016/J.MATCHAR.2025.114884>
- Świetlicki, A., & Szala, M. (2022). Effects of Shot Peening and Cavitation Peening on Properties of Surface Layer of Metallic Materials—A Short Review. *Materials*, 15(7). <https://doi.org/10.3390/ma15072476>
- Tait, W. S. (2018). Electrochemical Corrosion Basics. *Handbook of Environmental Degradation Of Materials: Third Edition*, 97–115. <https://doi.org/10.1016/B978-0-323-52472-8.00005-8>
- Tao, N. R., Wang, Z. B., Tong, W. P., Sui, M. L., Lu, J., & Lu, K. (2002). An investigation of surface nanocrystallization mechanism in Fe induced by surface mechanical attrition treatment. *Acta Materialia*, 50(18), 4603–4616. [https://doi.org/10.1016/S1359-6454\(02\)00310-5](https://doi.org/10.1016/S1359-6454(02)00310-5)
- Totolin, V., Pejaković, V., Csanyi, T., Hekele, O., Huber, M., & Rodríguez Ripoll, M. (2016). Surface engineering of Ti6Al4V surfaces for enhanced tribocorrosion performance in artificial seawater. *Materials & Design*, 104, 10–18. <https://doi.org/10.1016/J.MATDES.2016.04.080>
- Tricoteaux, A., Rguiti, E., Chicot, D., Boilet, L., Descamps, M., Leriche, A., & Lesage, J. (2011). Influence of porosity on the mechanical properties of microporous β -TCP bioceramics by usual and instrumented Vickers microindentation. *Journal of the European Ceramic Society*, 31(8), 1361–1369. <https://doi.org/10.1016/J.JEURCERAMSOC.2011.02.005>
- Trung, P. Q., Khun, N. W., & Butler, D. L. (2016). Effects of shot peening pressure, media type and double shot peening on the microstructure, mechanical and tribological properties of low-alloy steel. *Surface Topography: Metrology and Properties*, 4(4), 1–15. <https://doi.org/10.1088/2051-672X/4/4/045001>
- Umashanker, L., Bharathesh, T. P., Roopashree, C., & Saravanan, R. (2021). A Review on Ceramic Coatings for Low Carbon Steel Methods Materials and Applications. *IOP Conference Series: Materials Science and Engineering*, 1189(1), 012015. <https://doi.org/10.1088/1757-899X/1189/1/012015>
- Unal, O., & Varol, R. (2014). Almen intensity effect on microstructure and mechanical properties of low carbon steel subjected to severe shot peening. *Applied Surface Science*, 290, 40–47. <https://doi.org/10.1016/j.apsusc.2013.10.184>
- Ünal, O. (2015). *AŞIRI PLASTİK DEFORMASYONUN METALİK MALZEMELERDE DİFÜZYON KARAKTERİSTİKLERİNE ETKİSİ*.
- Valiev, R. Z., & Langdon, T. G. (2006). Principles of equal-channel angular pressing as a processing tool for grain refinement. *Progress in Materials Science*, 51(7), 881–981. <https://doi.org/10.1016/j.pmatsci.2006.02.003>
- Vincent, J. F. V., Bogatyreva, O. A., Bogatyrev, N. R., Bowyer, A., & Pahl, A. K. (2006). Biomimetics: Its practice and theory. *Journal of the Royal Society Interface*, 3(9), 471–482. <https://doi.org/10.1098/rsif.2006.0127>
- Wagner, L. (Ed.). (2003). *Shot Peening*. <https://doi.org/10.1002/3527606580>
- Walczak, M., & Szala, M. (2021). Effect of shot peening on the surface properties, corrosion and wear performance of 17-4PH steel produced by DMLS additive manufacturing. *Archives of Civil and Mechanical Engineering*, 21(4), 1–20. <https://doi.org/10.1007/S43452-021-00306-3/FIGURES/13>

- Wang, K., Zhou, C., Hong, Y., & Zhang, X. (2012). A review of protein adsorption on bioceramics. *Interface Focus*, 2(3), 259–277. <https://doi.org/10.1098/RSFS.2012.0012;SUBPAGE:STRING:ACCESS>
- Wang, T., Yu, J., & Dong, B. (2006). Surface nanocrystallization induced by shot peening and its effect on corrosion resistance of 1Cr18Ni9Ti stainless steel. *Surface and Coatings Technology*, 200(16–17), 4777–4781. <https://doi.org/10.1016/J.SURFCOAT.2005.04.046>
- Wang, W., Wang, Y., & Yu, X. (2018). Effect of shot-peening treatment on the bio-tribological properties of a Ni+ implantation layer formed on the surface of Ti6Al4V. *Materials Research Express*, 5(6), 066423. <https://doi.org/10.1088/2053-1591/AACD3B>
- Webster, G. A., & Ezeilo, A. N. (2001). Residual stress distributions and their influence on fatigue lifetimes. *International Journal of Fatigue*, 23(SUPPL. 1), 375–383. [https://doi.org/10.1016/s0142-1123\(01\)00133-5](https://doi.org/10.1016/s0142-1123(01)00133-5)
- Wei, Q., Cheng, S., Ramesh, K. T., & Ma, E. (2004). Effect of nanocrystalline and ultrafine grain sizes on the strain rate sensitivity and activation volume: Fcc versus bcc metals. *Materials Science and Engineering: A*, 381(1–2), 71–79. <https://doi.org/10.1016/j.msea.2004.03.064>
- Wen, Y., Liu, P., Xie, L., Wang, Z., Wang, L., Lu, W., Jiang, C., & Ji, V. (2020). Evaluation of Mechanical Behavior and Surface Morphology of Shot-Peened Ti-6Al-4V Alloy. *Journal of Materials Engineering and Performance*, 29(1), 182–190. <https://doi.org/10.1007/S11665-020-04565-8/FIGURES/11>
- Williams, J. C., & Boyer, R. R. (2020). Opportunities and issues in the application of titanium alloys for aerospace components. *Metals*, 10(6). <https://doi.org/10.3390/met10060705>
- Xie, X., Zhang, L., Zhu, L., Li, Y., Hong, T., Yang, W., & Shan, X. (2023). State of the Art and Perspectives on Surface-Strengthening Process and Associated Mechanisms by Shot Peening. *Coatings*, 13(5). <https://doi.org/10.3390/coatings13050859>
- Xin, R., Zhang, Q., & Gao, J. (2010). Identification of the wollastonite phase in sintered 45S5 bioglass and its effect on in vitro bioactivity. *Journal of Non-Crystalline Solids*, 356(23–24), 1180–1184. <https://doi.org/10.1016/J.JNONCRYSOL.2010.03.010>
- Yadav, R., Meena, A., Lee, H. H., Lee, S. Y., & Park, S. J. (2023). Tribological behavior of dental resin composites: A comprehensive review. *Tribology International*, 190, 109017. <https://doi.org/10.1016/J.TRIBOINT.2023.109017>
- Yang, Q., Cheng, J. hui, Guan, H. juan, Tan, W. jun, & Zhang, Y. hong. (2022). Investigation of wet shot peening on microstructural evolution and tensile-tensile fatigue properties of Ti-6Al-4V alloy. *Materials Chemistry and Physics*, 291(July), 126635. <https://doi.org/10.1016/j.matchemphys.2022.126635>
- Yang, Q., Zhou, W., Niu, Z., Zheng, X., Wang, Q., Fu, X., Chen, G., & Li, Z. (2018). Effect of different surface asperities and surface hardness induced by shot-peening on the fretting wear behavior of Ti-6Al-4V. *Surface and Coatings Technology*, 349(June), 1098–1106. <https://doi.org/10.1016/j.surfcoat.2018.06.092>
- Yang, X., & Hutchinson, C. R. (2016). Corrosion-wear of β -Ti alloy TMZF (Ti-12Mo-6Zr-2Fe) in simulated body fluid. *Acta Biomaterialia*, 42, 429–439. <https://doi.org/10.1016/J.ACTBIO.2016.07.008>
- Yang, Y., Xia, C., Feng, Z., Jiang, X., Pan, B., Zhang, X., Ma, M., & Liu, R. (2015). Corrosion and passivation of annealed Ti–20Zr–6.5Al–4V alloy. *Corrosion Science*, 101, 56–65. <https://doi.org/10.1016/J.CORSCI.2015.08.038>

- Yazdani Samani, F., Rabiee, S. M., Jamaati, R., & Bagherifard, S. (2023a). Effect of shot peening on electrophoretic deposition of bioactive glass coating on AISI 316L stainless steel. *Ceramics International*, 49(11), 17468–17478. <https://doi.org/10.1016/J.CERAMINT.2023.02.114>
- Yazdani Samani, F., Rabiee, S. M., Jamaati, R., & Bagherifard, S. (2023b). Effect of shot peening on electrophoretic deposition of bioactive glass coating on AISI 316L stainless steel. *Ceramics International*, 49(11), 17468–17478. <https://doi.org/10.1016/J.CERAMINT.2023.02.114>
- Yilmazer, H., Niinomi, M., Nakai, M., Hieda, J., Todaka, Y., Akahori, T., & Miyazaki, T. (2012). Heterogeneous structure and mechanical hardness of biomedical β -type Ti–29Nb–13Ta–4.6Zr subjected to high-pressure torsion. *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*, 10, 235–245. <https://doi.org/10.1016/J.JMBBM.2012.02.022>
- Yin, F., Rakita, M., Hu, S., & Han, Q. (2017). Overview of ultrasonic shot peening. *Surface Engineering*, 33(9), 651–666. <https://doi.org/10.1080/02670844.2017.1278838>
- Yu, Z., Duan, M., Hu, J., & Yang, H. (2022). Preparation of graphene oxide coatings on textured Ti6Al4V by laser micromachining and electrophoretic deposition for improved biocompatibility. *Optics & Laser Technology*, 154, 108342. <https://doi.org/10.1016/J.OPTLASTEC.2022.108342>
- Zandi Karimi, A., Rezabeigi, E., & Drew, R. A. L. (2018). Crystallization behavior of combeite in 45S5 Bioglass® via controlled heat treatment. *Journal of Non-Crystalline Solids*, 502, 176–183. <https://doi.org/10.1016/J.JNONCRY SOL.2018.09.003>
- Zeng, Q., Wan, W., & Chen, L. (2019). Enhanced Mechanical and Electrochemical Performances of Silica-Based Coatings Obtained by Electrophoretic Deposition. *ACS Applied Materials and Interfaces*, 11(27), 24308–24317. https://doi.org/10.1021/ACSAMI.9B07585/ASSET/IMAGES/LARGE/AM-2019-075855_0012.JPEG
- Zhang, C., Song, W., Li, F., Zhao, X., Wang, Y., & Xiao, G. (2015). Microstructure and Corrosion Properties of Ti-6Al-4V alloy by Ultrasonic Shot Peening. *International Journal of Electrochemical Science*, 10(11), 9167–9178. [https://doi.org/10.1016/S1452-3981\(23\)11168-0](https://doi.org/10.1016/S1452-3981(23)11168-0)
- Zhang, H., Man, C., Dong, C., Wang, L., Li, W., Kong, D., Wang, L., & Wang, X. (2021). The corrosion behavior of Ti6Al4V fabricated by selective laser melting in the artificial saliva with different fluoride concentrations and pH values. *Corrosion Science*, 179, 109097. <https://doi.org/10.1016/J.CORSCI.2020.109097>
- Zhang, L. C., & Chen, L. Y. (2019). A Review on Biomedical Titanium Alloys: Recent Progress and Prospect. *Advanced Engineering Materials*, 21(4), 1–29. <https://doi.org/10.1002/adem.201801215>
- Zhang, M., Wen, D., Lv, Q., Qiao, Y., Wang, Y., Gong, Z., Ding, Y., Kong, B., & Lv, J. (2025). Investigation on microstructure and wear properties of 9Cr5Mo roll steel modified by warm shot peening. *Materials Today Communications*, 42, 111301. <https://doi.org/10.1016/J.MTCOMM.2024.111301>
- Zhang, M., Zhu, C., Zhao, X., Huang, Y., & Wang, S. (2024). The oil lubricated fretting wear behavior under different sliding displacements and frequencies of Ti6Al4V titanium alloy as affected by micro-shot peening. *Wear*, 548–549, 205386. <https://doi.org/10.1016/J.WEAR.2024.205386>

- Zhang, Q., Xu, S., Wang, J., Zhang, X., Wang, J., & Si, C. (2022). Microstructure change and corrosion resistance of selective laser melted Ti-6Al-4V alloy subjected to pneumatic shot peening and ultrasonic shot peening. *Surface Topography: Metrology and Properties*, 10(1), 015010. <https://doi.org/10.1088/2051-672X/AC4C83>
- Zhang, Z., Lin, M., Seng, D. H. L., Teo, S. L., Wei, F., Tan, H. R., Cheong, A. K. H., Lim, S. H., Wang, S., & Pan, J. (2020). Fatigue life enhancement in alpha/beta Ti-6Al-4V after shot peening: An EBSD and TEM crystallographic orientation mapping study of surface layer. *Materialia*, 12(April). <https://doi.org/10.1016/j.mtla.2020.100813>
- Zhang, Z., Liu, H., Sun, W., Si, C., & Wang, J. (2024). Shot peening pre-treatment for nano-nitriding layer formation to enhance wear and corrosion resistance in medical titanium alloys. *Materials Letters*, 368, 136669. <https://doi.org/10.1016/J.MATLET.2024.136669>
- Zhilyaev, A. P., & Langdon, T. G. (2008). Using high-pressure torsion for metal processing: Fundamentals and applications. *Progress in Materials Science*, 53(6), 893–979. <https://doi.org/10.1016/j.pmatsci.2008.03.002>
- Zhou, J., Sun, Y., Huang, S., Sheng, J., Li, J., & Agyenim-Boateng, E. (2019a). Effect of laser peening on friction and wear behavior of medical Ti6Al4V alloy. *Optics and Laser Technology*, 109(August 2018), 263–269. <https://doi.org/10.1016/j.optlastec.2018.08.005>
- Zhou, J., Sun, Y., Huang, S., Sheng, J., Li, J., & Agyenim-Boateng, E. (2019b). Effect of laser peening on friction and wear behavior of medical Ti6Al4V alloy. *Optics & Laser Technology*, 109, 263–269. <https://doi.org/10.1016/J.OPTLASTEC.2018.08.005>
- Zhou, J., Sun, Y., Huang, S., Sheng, J., Li, J., & Agyenim-Boateng, E. (2019c). Effect of laser peening on friction and wear behavior of medical Ti6Al4V alloy. *Optics and Laser Technology*, 109(August 2018), 263–269. <https://doi.org/10.1016/j.optlastec.2018.08.005>
- Zhou, X., Sahai, N., Qi, L., Mankoci, S., & Zhao, W. (2015a). Biomimetic and nanostructured hybrid bioactive glass. *Biomaterials*, 50(1), 1–9. <https://doi.org/10.1016/j.biomaterials.2015.01.024>
- Zhou, X., Sahai, N., Qi, L., Mankoci, S., & Zhao, W. (2015b). Biomimetic and nanostructured hybrid bioactive glass. *Biomaterials*, 50(1), 1–9. <https://doi.org/10.1016/j.biomaterials.2015.01.024>
- Zhu, L., Guan, Y., Wang, Y., Xie, Z., Lin, J., & Zhai, J. (2017). Influence of process parameters of ultrasonic shot peening on surface roughness and hydrophilicity of pure titanium. *Surface and Coatings Technology*, 317, 38–53. <https://doi.org/10.1016/J.SURFCOAT.2017.03.044>
- Zhu, Q., Lu, Z., Li, H., & Hu, Y. (2025). Localized heating assisted laser shock peening without coating enhances mechanical properties of Ti6Al4V alloys. *Journal of Materials Processing Technology*, 336, 118681. <https://doi.org/10.1016/J.JMATPROTEC.2024.118681>
- Zuo, Y., Li, T., Jiang, X., Wu, M., Zhang, Y., & Chen, F. (2020). Tribocorrosion behavior of Ca-P MAO coatings on Ti6Al4V alloy at various applied voltages. *Journal of Materials Research*, 35(5), 444–453. <https://doi.org/10.1557/JMR.2019.344/FIGURES/8>

ÖZGEÇMİŞ

Kişisel Bilgiler	
Adı Soyadı:	Burak ATİK
Doğum tarihi:	
Doğum Yeri:	
Uyruğu:	
Adres:	
Tel:	
E-mail:	
Eğitim	
Lise:	Kazım Karabekir Teknik Lisesi
Lisans:	Bayburt Üniversitesi, Mühendislik Fakültesi, Makine Mühendisliği Bölümü
Yüksek lisans:	Atatürk Üniversitesi, Fen Bilimleri Enstitüsü, Makine Mühendisliği Anabilim Dalı, Konstrüksiyon ve İmalat Bilim Dalı
Doktora:	Atatürk Üniversitesi, Fen Bilimleri Enstitüsü, Makine Mühendisliği Anabilim Dalı, Konstrüksiyon ve İmalat Bilim Dalı
Yabancı Dil Bilgisi	
İngilizce:	-
Üye Olunan Mesleki Kuruluşlar	
Makine Mühendisleri Odası (MMO)	