



**ZİF-8 METAL ORGANİK ÇERÇEVE İLE
KAPLAMANIN CoCrW ALAŞIMININ TRIBOLOJİK
ÖZELLİKLERİNE ETKİSİNİN ARAŞTIRILMASI**

Ayşenur ALPTEKİN

Makine Mühendisliği Ana Bilim Dalı

Yüksek Lisans Tezi

Danışman: Doç. Dr. Yakup UZUN

2025

(Her hakkı saklıdır.)

T.C
ATATÜRK ÜNİVERSİTESİ
FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ
MAKİNE MÜHENDİSLİĞİ ANA BİLİM DALI

**ZIF-8 METAL ORGANİK ÇERÇEVE İLE KAPLAMANIN CoCrW ALAŞIMININ
TRİBOLOJİK ÖZELLİKLERİNE ETKİSİNİN ARAŞTIRILMASI**
(INVESTIGATION OF COATING WITH ZIF-8 METAL ORGANIC FRAMEWORK OF
EFFECT ON TRIBOLOGICAL PROPERTIES OF COCRW ALLOY)

YÜKSEK LİSANS TEZİ

Ayşenur ALPTEKİN

Danışman: Doç. Dr. Yakup UZUN

Erzurum
Mayıs, 2025



FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

Graduate School of Natural and
Applied Sciences

T.C.

ATATÜRK ÜNİVERSİTESİ

Fen Bilimleri Enstitüsü Müdürlüğü

TEZ KABUL VE ONAY TUTANAĞI

ZIF-8 METAL ORGANİK ÇERÇEVE İLE KAPLAMANIN CoCrW ALAŞIMININ TRİBOLOJİK ÖZELLİKLERİNE ETKİSİNİN ARAŞTIRILMASI

Doç. Dr. Yakup UZUN danışmanlığında, Ayşenur ALPTEKİN tarafından hazırlanan bu çalışma, 30/04/2025 tarihinde aşağıdaki jüri tarafından Makine Mühendisliği Anabilim Dalı Mekanik Bilim Dalı'nda Yüksek Lisans tezi olarak kabul edilmiştir.

Jüri Başkanı:	Prof. Dr. Ali Fatih YETİM <i>Erzurum Teknik Üniversitesi</i>	Aslı ıslak imzalıdır
Danışman:	Doç.Dr.Yakup UZUN <i>Atatürk Üniversitesi</i>	Aslı ıslak imzalıdır
Jüri Üyesi:	Doç.Dr. Halim KOVACI <i>Atatürk Üniversitesi</i>	Aslı ıslak imzalıdır

Enstitü Yönetim
Kurulunun .../.../....
tarih ve sayılı
kararı.

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

Aslı ıslak imzalıdır

Prof.Dr. Alper NUHOĞLU

Enstitü Müdürü

ETİK BİLDİRİM VE İNTİHAL BEYAN FORMU

Yüksek Lisans Tezi olarak *Doç. Dr. Yakup UZUN* danışmanlığında sunulan “ZİF-8 Metal Organik Çerçeve İle Kaplamanın CoCrW Alaşımının Tribolojik Özelliklerine Etkisinin Araştırılması” 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	1	30
Kuramsal Temeller	4	30
Materyal ve Yöntem	6	35
Araştırma Bulguları ve Tartışma	2	20
Sonuç ve Öneriler	0	20
Tezin Geneli	4	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
Ayşenur ALPTEKİN	Doç. Dr. Yakup UZUN
14.5.2025	14.5.2025
İmza:	İmza:

* 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

Bu tez çalışmasının yürütülmesi ve başarıyla tamamlanmasında değerli katkılarını esirgemeyen, akademik rehberliği ve yönlendirici desteğiyle araştırma sürecimin her aşamasında yolumu aydınlatan tez danışmanım Doç. Dr. Yakup UZUN'a en içten teşekkürlerimi sunarım.

Deneysel süreçlerin planlanmasında ve tez yazım aşamasında göstermiş olduğu ilgi, yönlendirme ve katkılarıyla çalışmama değer katan, kıymetli zamanını ayırarak desteğini eksik etmeyen Arş. Gör. Şükran Merve TÜZEMEN'e teşekkür ederim.

İstanbul'daki çalışma hayatım süresince mesleki gelişimime sundukları katkılar, bilgi ve tecrübesiyle bana yön veren, her zaman desteklerini hissettiren ve İstanbul'da bana aile sıcaklığını yaşatan değerli müdürüm Sıtkı BAĞDATLI ve ailesine teşekkürü bir borç bilirim.

Her zaman yanımda olan, aldığım kararlarda arkamda duran, varlıklarıyla güç bulduğum değerli aileme ve kıymetli arkadaşlarıma en derin sevgi ve minnet duygularıyla teşekkür ederim. Hayatım boyunca bana gösterdikleri sonsuz destek, sabır ve anlayış bu sürecin en büyük motivasyon kaynaklarından biri olmuştur.

Ayşenur ALPTEKİN

ÖZET

YÜKSEK LİSANS TEZİ

ZİF-8 METAL ORGANİK ÇERÇEVE İLE KAPLAMANIN CoCrW ALAŞIMININ TRİBOLOJİK ÖZELLİKLERİNE ETKİSİNİN ARAŞTIRILMASI

Ayşenur ALPTEKİN

Danışman: Doç. Dr. Yakup UZUN

Amaç: Bu çalışmanın amacı, kobalt bazlı CoCrW alaşımlarının yüzey özelliklerini iyileştirmek için ZİF-8 metal-organik çerçeve (MOF) kaplamalarının uygulanabilirliğini araştırmaktır. CoCrW alaşımlarının aşınma özelliklerini iyileştirmek ve sürtünen metal yüzeyine yağlama özellikleri kazandırmak hedeflenmiştir. Ayrıca, ZİF-8 kaplama malzemesinin sentezlenmesi ve elektroforetik biriktirme (EPD) yöntemiyle CoCrW yüzeylerine kaplanması etkinliği değerlendirilmiştir.

Yöntem: Bu çalışmada, ZİF-8 kaplama malzemesi ilk olarak $Zn(NO_3)_2$ ve 2-metilimidazol ile 50 °C'de metanol çözücüsü kullanılarak sentezlenmiştir. Ayrıca SLM yöntemi ile 10 x 10 x 2 mm³ boyutlarında CoCrW alaşım numuneleri üretilmiştir. Sentezlenen ZİF-8 malzemesi elektroforetik biriktirme (EPD) yöntemi ile CoCrW numunelerinin yüzeyine kaplanmıştır. Burada, Karboksil Metil Selüloz (CMC) zırhı, suda ayrışmasını önlemek için ZİF-8 yüzeyine kaplanmıştır.

Bulgular: XRD analizleri, ZİF-8'in başarılı bir şekilde sentezlendiğini ve EPD yöntemiyle CoCrW numunelerinin yüzeyine başarılı bir şekilde kaplandığını göstermiştir. SEM incelemeleri, ZİF-8 kaplamasının yüzeyde homojen bir şekilde dağıldığını ve gözenekli bir yapıya sahip olduğunu doğrulamıştır.

Sonuç: Bu çalışma, CoCrW alaşımı yüzeyine ZİF-8 kaplamasının başarılı bir şekilde uygulanabildiğini ortaya koymuştur. ZİF-8'in gözenekli yapısı ve biyouyumlu özellikleri, implantlarda osseointegrasyon, biyoaktivite ve antibakteriyel özelliklerin iyileştirilmesine yönelik umut verici sonuçlar sunmaktadır. ZİF-8 kaplamalarının biyomedikal uygulamalarda kullanılabilirliği üzerine daha ileri çalışmaların yapılması önerilmektedir.

Anahtar Kelimeler: CoCrW, biyomalzeme, ZİF-8, metal organik çerçeveler

Mayıs 2025, 87 sayfa

ABSTRACT

MASTER THESIS

INVESTIGATION OF COATING WITH ZIF-8 METAL ORGANIC FRAMEWORK OF EFFECT ON TRIBOLOGICAL PROPERTIES OF CoCrW ALLOY

Ayşenur ALPTEKİN

Supervisor: Assoc. Prof. Dr. Yakup UZUN

Purpose: The aim of this study is to investigate the applicability of ZIF-8 metal-organic framework (MOF) coatings to improve the surface properties of cobalt-based CoCrW alloys. It is aimed to improve the wear properties of CoCrW alloys and to provide lubrication properties to the friction metal surface. In addition, the synthesis of ZIF-8 coating material and the effectiveness of its coating on CoCrW surfaces by electrophoretic deposition (EPD) method were evaluated.

Method: In this study, ZIF-8 coating material was first synthesized with $Zn(NO_3)_2$ and 2-methylimidazole using methanol solvent at 50 °C. In addition, CoCrW alloy samples with dimensions of 10 x 10 x 2 mm³ were produced by SLM method. The synthesized ZIF-8 material was coated on the surface of CoCrW samples by electrophoretic deposition (EPD) method. Here, Carboxyl Methyl Cellulose (CMC) armor was coated on the ZIF-8 surface to prevent its decomposition in water.

Findings: XRD analysis showed that ZIF-8 was successfully synthesized and successfully coated on the surface of CoCrW samples by EPD method. SEM examinations confirmed that ZIF-8 coating was homogeneously distributed on the surface and had a porous structure

Conclusion: This study revealed that ZIF-8 coating could be successfully applied on the surface of CoCrW alloy. The porous structure and biocompatible properties of ZIF-8 provide promising results for improving osseointegration, bioactivity and antibacterial properties in implants. It is recommended that further studies be conducted on the usability of ZIF-8 coatings in biomedical applications.

Keywords: CoCrW, biomaterial, ZIF-8 , metal organic frameworks

May 2025, 87 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
KISALTMALAR VE SİMGELER DİZİNİ	xi
GİRİŞ	1
KURAMSAL TEMELLER	8
Biyomalzemeler.....	8
Metalik biyomalzemeler	8
Eklemeli İmalat Yöntemleri	12
Seçici lazer ergitme (SLM) yöntemi	14
Triboloji	15
Pürüzlülük	16
Sürtünme	17
Aşınma	19
Adhezyon aşınması	21
Yorulma aşınması.....	22
Korozif aşınma ve yüzey oksitlenmesinin etkisi	23
Erozyon aşınması ve kavitasyon etkisi	24
Sertlik	24
Yüzey pürüzlülüğü ve aşınma üzerindeki etkileri.....	25
Metal Organik Çerçevesler (MOF)	26
MOF üretim yöntemleri	28
Zeolitik imidazol kafes yapılar (ZIF).....	31
Karboksimetil selüloz (CMC)	33
Daldırarak Kaplama	34
UV Polimerizasyonu	35
Taramalı Elektron Mikroskobu (SEM) ile Yüzey Analizi.....	36

X-Işını Difraksiyonu (XRD) ile Yüzey Analizi	37
3D Profilometreler.....	38
MATERYAL VE YÖNTEM	40
Materyal	40
Seçici Lazer Eritme (SLM) Yöntemiyle CoCrW Örneklerinin Üretimi.....	41
ZİF-8 Sentezi	43
CoCrW'in Elektroforetik Biriktirme Yöntem ile ZİF-8 ile Kaplanması	43
UV Polimerizasyonu	44
Taramalı Elektron Mikroskobu (SEM) ile Yüzey Analizi.....	44
X-Işını Difraksiyonu (XRD) ile Yüzey Analizi	45
Test Çözeltilerinin Hazırlanması	45
Tribolojik deneyler	46
ARAŞTIRMA BULGULARI VE TARTIŞMA	47
Yapısal ve Morfolojik Karakterizasyonlar	47
XRD Analizleri.....	47
Kuru Ortam Tribolojisi	62
Sıvı Ortam Tribolojisi	62
ZİF-8 'in Su Kararlılığına İlişkin Bulgular.....	62
Tribolojik Mekanizma Önerisi	62
SONUÇLAR VE ÖNERİLER	64
KAYNAKLAR.....	65
ÖZGEÇMİŞ.....	72

TABLÖLAR DİZİNİ

Tablo 1. CoCrW Kimyasal Kompozisyonu	41
Tablo 2. CoCrW Alaşımının Fiziksel Özellikleri	41
Tablo 3. SLM Yöntemiyle CoCrW Numunelerinin Üretim Parametreleri ve Değerleri	43
Tablo 4. LR (Lactated Ringer) Çözeltisi İyon/Bileşen Derişimleri	46
Tablo 5. Bütün Numuneler Ait Aşınma Oranları ve Ortalama Sürtünme Katsayısı Değerleri.....	61



ŞEKİLLER DİZİNİ

Şekil 1. Eklemeli imalat prosesinin adımları	13
Şekil 2. Kuru sürtünme olayı	17
Şekil 3. Sürtünme kuvveti-hareket kuvveti ilişkisi	18
Şekil 4. Stirbeck sürtünme eğrisi	19
Şekil 5. Aşınma-Zaman ilişkisi aşınma-zaman ilişkisi.....	20
Şekil 6. Adezyon aşınması	22
Şekil 7. Yorulma aşınması.....	23
Şekil 8. MOF'un temel yapısı	27
Şekil 9. Oda şartlarında sentez yöntemi	28
Şekil 10. Solvotermal yönteminin şematik gösterimi.....	29
Şekil 11. Elektrokimyasal sentez yöntemi.....	30
Şekil 12. Mekanokimyasal sentez yöntemi	30
Şekil 13. Sonokimyasal sentez yöntemi	31
Şekil 14. ZIF çeşitlerinin gözenek morfolojileri	32
Şekil 15. ZIF'lerin topolojilerine göre sınıflandırılması	33
Şekil 16. Selüloz ile karboksimetil selüloz (CMC) arasındaki temel yapısal fark	34
Şekil 17. Daldırarak kaplama	35
Şekil 18. Ön hazırlık numunelerine ait teknik resim	42
Şekil 19. Seçici lazer ergitme cihazı	42
Şekil 20. ZİF-8 sentezi.....	43
Şekil 21. EPD yöntemi ile ZİF-8 kaplamanın şematik gösterimi	44
Şekil 22. SEM cihazı	45
Şekil 23. X ışını kırınım ölçer	45
Şekil 24. Aşınma test düzeneği	46
Şekil 25. Numunelerin XRD grafikleri.....	47
Şekil 26. farklı şartlarda ZİF-8 kaplanmış numuneler ait sem görüntüleri a)150V, b) 300V c)150V CMC d)300V CMC e)İşlemsiz f) ZİF-8 EDS bulguları.....	49
Şekil 27. Numunelere ait EDS grafikleri a=İşlemsiz, b)150 V c) 300V d)150V CMC ve e)300V CMC.....	51

Şekil 28. Numunelere ait aşınma izlerinin SEM ve 3 d profilometre görüntüleri; a) işlemsiz K, b) 150V K, c)300 V K, d)150V CMC K, e) 300 V CMC, f) İşlemsiz S g)150V S, h) 300V S, ı) 150V CMC S ve k) 300V CMC S	53
Şekil 29. İşlemsiz numune kuru aşınma	56
Şekil 30. 150 V-kuru aşınma grafiği.....	56
Şekil 31. 300 V-kuru aşınma grafiği.....	57
Şekil 32. 150 V-CMC kuru aşınma grafiği	57
Şekil 33. 300 V-CMC kuru aşınma grafiği	57
Şekil 34. Kuru şartlarda bütün numunelere ait aşınma grafiği.....	58
Şekil 35. İşlemsiz sıvı aşınma grafiği	58
Şekil 36. 150V- sıvı aşınma grafiği	58
Şekil 37. 300V- sıvı aşınma grafiği	59
Şekil 38. 150V- CMC sıvı aşınma grafiği	59
Şekil 39. 300V- CMC sıvı aşınma grafiği	59
Şekil 40. Tüm numunelerin sıvı aşınma grafiği	60
Şekil 41. Kuru ortam aşınma oranları sütun grafiği.....	60
Şekil 42. Sıvı ortam aşınma oranları sütun grafiği	60
Şekil 43. Tüm numunelerin aşınma oranları sütun grafiği	61

KISALTMALAR VE SİMGELER DİZİNİ

Kısaltmalar

2D	: 2 Boyutlu
3B	: 3 Boyutlu
3D	: 3 Boyutlu
Ag	: Gümüş
AISI	: Amerikan Demir ve Çelik Enstitüsü
Al	: Alüminyum
B12	: Vitamin B12
Ca	: Kalsiyum
CAD	: Computer Aid Design (Bilgisayar Destekli Tasarım)
C-C	: Karbon-Karbon Bağı
C-H	: Karbon-Hidrojen Bağı
CH₂ COOH	: Asetik Asit Grubu
Co-Cr	: Kobalt-Krom
CoCrW	: Kobalt-Krom-Tungsten Alaşımı
CP-Ti	: Saf Titanyum
CrN	: Krom Nitrür
Cu	: Bakır
DMF	: Dimetilformamid
DNA	: Deoksiribonükleik Asit
EBM	: Electron Beam Melting (Elektron Işını ile Ergitme)
EDS	: Enerji dağılımlı Spektrometre
EPD	: Elektroforetik Biriktirme
F	: Flor
FDM	: Fused Deposition Modeling (Ergitilerek Yığma Üretim)
FTIR	: Fourier Dönüşümlü Kızılötesi Spektrometresi
HA	: Hidroksiapatit
HV	: Vickers Sertlik Testi
LR	: Lactated Ringer (Laktozlu Ringer Çözeltisi)
M-O	: Metal-Oksijen Bağı
MOF	: Metal Organik Çerçeve

MRI	: Manyetik Rezonans Görüntüleme
Na	: Sodyum
NaCl	: Sodyum Klorür
NiTi	: Nikel-Titanyum Alaşımı
OH	: Hidroksil Grubu
OH	: Hidroksit
PBF	: Toz Yatak Füzyonu
SEM	: Taramalı Elektron Mikroskobu
SLA	: Seçici Lazer Ergitme
SLE	: Seçici Lazer Ergitme
SLS	: Selective Laser Sintering (Seçici Lazer Sinterleme)
t	: Katman Kalınlığı
Ti	: Titanyum
Ti-6Al-4V	: Titanyum-6Alüminyum-4Vanadyum
TiN	: Titanyum Nitrür
V	: Vanadyum
XRD	: X- ışını kırınım ölçer
ZIF	: Zeolitic İmidazolat Kafes
Zn	: Çinko
Zn(NO₃)₂	: Çinko Nitrat
Zn²⁺	: İki değerlikli çinko iyonu
α-Ti	: Alfa Fazı Titanyum

Simgeler

μ	: Sürtünme Katsayısı
C	: Işık Hızı
°C	: Santigrat Derece
E	: Enerji Yoğunluğu
E	: Enerji Yoğunluğu
h	: Kayma Mesafesi
h	: Planck Sabiti
J	: Joule
kg	: Kilogram
m	: Metre
ml	: Mililitre

mm	: Milimetre
MPa	: Mega Pascal
mV	: Milivolt
N	: Newton
P	: Lazer Gücü
s	: Saniye
t	: Zaman
V	: Tarama Hızı
W	: Watt
θ	: Faz Açısı
λ	: X-Işınının Dalga Boyudur
μm	: Mikrometre

GİRİŞ

Biyomalzemeler, insan vücudunda hasar gören doku veya organların işlevlerini desteklemek, onarmak ya da tamamen yerine geçmek üzere kullanılan doğal ya da sentetik yapıdaki malzemelerdir. Bu tür malzemelerin canlı bir organizma içerisinde yer alacak olması, onları belirli biyolojik ve mekanik özelliklere sahip olmaya zorunlu kılar. Özellikle ortopedik uygulamalarda tercih edilen biyomalzemelerin; alerjik reaksiyon oluşturmaması, vücut sıvılarını absorbe ederek şişmemesi, uzun süreli kullanımlarda şekil bozulması yaşamaması, aşınma ve korozyona karşı dirençli olması, toksik madde ya da enzim salınımı yapmaması ve ayrıca düşük maliyetli ve kolay şekillendirilebilir olması beklenmektedir (Yılmaz vd. 2011). Bununla birlikte, biyomalzemelerin erken osseointegrasyonu desteklemesi, yani kemiğin implant ile sağlam bir bütünlük kurabilmesi, başarılı bir uygulamanın ön koşullarındandır. Nitekim Branemark ve ekibi (1977), titanyum implantların enfeksiyona neden olmadan kemik dokuya entegre olabildiğini ortaya koyarak bu biyolojik bütünleşmeyi “osseointegrasyon” olarak tanımlamışlardır (Huniler, 2013).

Implant teknolojilerinde sıklıkla metalik malzemeler ve onların alaşımları tercih edilmektedir. Bu tercih, metal alaşımlarının sahip olduğu üstün mekanik dayanım ve elektrokimyasal kararlılıktan kaynaklanmaktadır. Ayrıca, biyoimplantların sahip olması gereken karmaşık geometrilerin üretiminde, malzeme seçimi kadar üretim yönteminin de belirleyici olduğu unutulmamalıdır (Davis, 2003). Titanyum, paslanmaz çelik ve kobalt-krom esaslı alaşımlar gibi metaller, yüksek biyouyumluluk, üstün korozyon direnci ve bölgesel mekanik gereksinimlere uygun sertlik özellikleri sayesinde medikal uygulamalarda yaygın olarak kullanılmaktadır (Wataha *et al.* 2000).

Kobalt-krom alaşımları, diğer elementlerin eklenmesiyle mekanik özellikleri geliştirilmiş, yüksek performanslı malzemelerdir. Bu alaşımların paslanmaya karşı dayanıklılığının önemli bir kısmı, kobalt elementinden kaynaklanır. Tungsten ilavesi, malzemenin dayanıklılığını artırırken, krom miktarındaki artış ise paslanma direncini yükseltir. Üretim sürecinin de bu alaşımların nihai özelliklerinde önemli bir rol oynadığı bilinmektedir (Dobrzański, 2011).

Geleneksel üretim tekniklerinin karmaşık iç yapılar oluşturmadaki sınırlılıklarını aşmak adına, katmanlı üretim yöntemlerinden biri olan Seçici Lazer Eritme (SLM) yöntemi ön plana çıkmaktadır. SLM ile üretilen parçalar, teorik yoğunluklarına oldukça yakın değerlerde

üretilebilmekte ve oluşan iç gerilmeler, ısıtma işlemi yardımıyla azaltılarak yüzey kalitesi iyileştirilebilmektedir (Santos, 2004). Biyomedikal uygulamalarda, vücut ortamı gibi değiştirilmesi zor koşullarda paslanmaya karşı korunma, genellikle implant yüzeylerine uygulanan özel kaplamalar aracılığıyla sağlanmaktadır (King *et al.* 2003).

Zeolitik İmidazolat Çatılar (ZİF'ler), metal-organik iskeletlerin (MOF'lar) bir alt sınıfı olarak, zeolit benzeri geometriye ve mikro gözenekli yapılara sahiptir. Bu yapılar, genellikle çinko, demir, bakır veya kobalt gibi geçiş metallerinin imidazol bazlı ligandlarla oluşturduğu koordinasyon komplekslerinden meydana gelmektedir. ZİF-8, bu gruptaki en çok çalışılan yapılardan biridir ve kimyasal ile ısıtma dayanıklılığı sayesinde özellikle biyomedikal uygulamalarda dikkat çekmektedir. ZİF-8'in yapısal bütünlüğünü 400 °C'ye kadar koruyabildiği rapor edilmiştir. Ayrıca, hidrofobik yapısı ve yüksek biyouyumluluğu sayesinde kaplama malzemesi olarak yaygın şekilde değerlendirilmeye başlanmıştır.

Katmanlı üretim teknolojilerinin sağlık alanındaki potansiyelini değerlendiren Özmen ve ekibi (2022), biyouyumlu malzemelerin üretim süreçlerini ve bu süreçlerle elde edilen yapıların avantajlarını ayrıntılı bir şekilde incelemiştir. Çalışmalarında özellikle, uzun vadeli kullanıma uygun ve canlı dokularla uyum sağlayabilecek implantların üretimine odaklanılmıştır.

Tıbbi alanda ilk kullanım örneklerini diş implantlarıyla gösteren Co-Cr alaşımları, günümüzde yapılan çok sayıda mekanik ve biyolojik testle birlikte biyouyumluluk açısından olumlu sonuçlar vermektedir. Yan ve çalışma arkadaşlarının araştırması, bu alaşımların vücut ortamında başarılı şekilde kullanılabilmesini ortaya koymuştur (Yan *et al.* 2007). Ancak implant materyalleri özelinde triboloji ile korozyon arasındaki etkileşimi detaylı biçimde ele alan çalışmalar sınırlıdır. Aynı çalışmada, proteinlerin tribo-korozyon üzerindeki karmaşık etkileri incelenmiş ve biyolojik türlerin etkisini izole etmek amacıyla %0,36 NaCl çözeltisi kullanılmıştır. Farklı yapısal özelliklere sahip üç farklı malzeme – yüksek karbonlu CoCrMo, düşük karbonlu CoCrMo ve 316L paslanmaz çelik – test edilmiştir. Kimyasal analizler sonucunda, aminoasitlerin tribolojik yük altında yüzeyle reaksiyona girerek metal yüzeylerde oksit tabakaları oluşturduğu görülmüştür. Araştırma, yüksek karbon içeriğine sahip CoCrMo alaışımının aşınma, korozyon ve tribo-korozyon açısından üstün performans sergilediğini göstermiştir (Yan *et al.* 2007).

Soy metal içerikli implantlar yüksek performans sunmasına karşın maliyetlerinin yüksek olması nedeniyle sınırlı kullanıma sahiptir. Buna rağmen, Co-Cr esaslı alaşımlar sahip oldukları dayanım özellikleriyle kol, kalça ve bacak protezleri gibi yüksek yük taşıma kapasitesine ihtiyaç duyulan alanlarda tercih edilmektedir. Ayrıca, bu malzemeler özellikle diz

eklemlerinde protez sapı olarak yaygın şekilde kullanılmaktadır. d'Oliveira ve arkadaşları, biyometal alaşımlarının üretim tekniklerinin metalin tane boyutu ve mikroyapısal özellikleri üzerinde önemli etkiler yarattığını bildirmiştir (d'Oliveira *et al.* 2002).

Geleneksel yöntemlerle elde edilen metalik implantlarda sıklıkla karşılaşılan yapısal kirlilikler, eklemeli imalat yöntemiyle üretilen parçalarda büyük oranda ortadan kaldırılmıştır. Bu durum, üretim verimliliğini artırırken maliyetleri düşürmekte ve ürün kalitesini yükseltmektedir. Salmi ve çalışma arkadaşları tarafından gerçekleştirilen araştırmada, eklemeli imalat ile elde edilen tozların daha düzgün dağılım gösterdiği, akışkanlığının yüksek olduğu ve daha yoğun bir yapıya sahip olduğu tespit edilmiştir (Atzeni *et al.* 2013). Katmanlı üretim teknikleri içerisinde yer alan Seçici Lazer Eritme (SLM) yöntemi, özellikle biyouyumlu metaller olan Co-Cr ve Co-Cr-Mo alaşımlarının üretiminde sıklıkla tercih edilmektedir.

Wu ve arkadaşlarının yürüttüğü çalışmada, SLM yöntemiyle elde edilen Co-Cr esaslı alaşımların geleneksel döküm teknikleriyle üretilenlere kıyasla daha yüksek dayanım gösterdiği ve porselen ile benzer yapıya özelliklerine sahip olduğu belirtilmiştir (Wu *et al.* 2014). Aygül ve ekibi tarafından gerçekleştirilen başka bir çalışmada ise, iki farklı Co-Cr-Mo alaşımı SLM yöntemiyle üretilmiş ve bu numunelerden biri, üretim sonrası ilave ısıtılma işlemine tabi tutulmuştur. XRD, EDX ve SEM gibi yöntemlerle mikroyapı analizi yapılmış; elde edilen alaşımların mekanik özellikleri ise elektrokimyasal korozyon testleri, mikrosertlik ölçümleri ve Arşimet prensibine dayalı yoğunluk analizleriyle değerlendirilmiştir. Sonuçlar, tane boyutundaki küçülmenin, alaşımın mikrosertlik değerini artırdığını ortaya koymuştur (Aygül vd, 2022)

Zeng ve çalışma arkadaşlarının yürüttüğü araştırmada, X-Işını Fotoelektron Spektroskopisi (XPS) kullanılarak Co-Cr esaslı alaşımların yüzeyinde Co, Cr, Mo, C ve O elementlerine ait sinyaller tespit edilmiştir. Ayrıca, bu alaşımların yüzeylerinde oluşan oksit film tabakasının kalınlığının yaklaşık 3,6 nm olduğu belirlenmiştir. Tafel analizlerinden elde edilen veriler doğrultusunda, alaşımın pasifleşme eğiliminde olduğu ve kararlı bir oksit tabakası geliştirme kapasitesi taşıdığı sonucuna varılmıştır (Zeng *et al.* 2014). Geleneksel yöntemlerle üretilen Co-Cr alaşımları uzun süredir medikal alanda kullanılmaktadır; ancak, eklemeli imalat gibi yeni teknolojilerin bu alaşımlar üzerindeki etkileri hâlen araştırma konusudur. Yapılan bazı çalışmalarda, her iki yöntemle üretilen alaşımların korozyon direnci ve yüzey özellikleri açısından benzer performans sergilediği bildirilmiştir.

Xin ve ekibinin gerçekleştirdiği çalışmada, aynı malzemeler farklı pH koşulları altında test edilmiş ve pH 5 ortamında malzemenin yüzey özelliklerinin sabit kaldığı gözlemlenmiştir. Ancak, pH 2,5 koşullarında eklemeli imalatla elde edilen numunelerin daha yüksek korozyon direnci sergilediği rapor edilmiştir (Xin *et al.* 2014). Jabbari ve arkadaşlarının çalışması da bu

bulguları desteklemiş; eklemeli imalatla üretilen Co-Cr dental alaşımlarının geleneksel yöntemlere göre daha farklı Vickers sertliğe ve mikro yapıya sahip olduğunu belirtmiştir (Jabbari *et al.* 2014). Xin ve arkadaşları ayrıca, geleneksel üretim yöntemleriyle elde edilen alaşımlarda gözlenen heterojen yapının, eklemeli imalatla daha homojen bir yapıya dönüştüğünü ifade etmişlerdir. Bu yapısal farklılığın, metal iyonlarının yüzeye salınımına bağlı olduğu da vurgulanmıştır (Xin *et al.* 2012).

Yang ve ekibi (2018), metal-organik çerçevelerin (MOF'ların) biyomedikal alandaki uygulamalarını üç ana başlık altında incelemiştir: ilaç taşıma sistemleri, biyogörüntüleme ve fotodinamik tedavi. MOF'lar, geniş yüzey alanı, yüksek fizikokimyasal kararlılık ve fonksiyonel yapılandırılabilirlik gibi özellikleri sayesinde, biyomedikal araştırmalarda ilgi odağı haline gelmiştir. Kontrollü gözenek boyutları, ayarlanabilir partikül yapısı ve çok yönlü fonksiyonellik gibi avantajlar, bu malzemeleri hedefe yönelik ilaç salımı ve doku mühendisliği uygulamaları açısından değerli kılmaktadır (Yang *et al.* 2017).

MOF'lar, sadece gözenek yapılarının ayarlanabilir olmasıyla değil, aynı zamanda fonksiyonel gruplarla modifiye edilebilme kapasiteleriyle de geleneksel gözenekli malzemelere kıyasla üstünlük göstermektedir. Bu özellik, MOF'ların konuk moleküllerle olan etkileşimlerini hassas şekilde kontrol etme olanağı sunar. Son yıllarda yapılan çalışmalar, özellikle tümör doku hedeflemesinde nano boyutlu MOF'ların kullanılabilirliğini ortaya koymuştur. Bu çalışmalar, hem tedavi etkinliğini artırmak hem de ilaçların daha kontrollü bir şekilde salınmasını sağlamak amacıyla yenilikçi çözümler üretmektedir. Polimer bazlı sistemlere benzer şekilde tasarlanan MOF yapıları hem teşhis hem de tedavi sürecinde etkili rol oynayabilecek potansiyele sahiptir (Luo *et al.* 2018).

Metal-organik çerçeveler (MOF'lar), sahip oldukları biyoyumluluk ve dağılım stabilitesi gibi avantajlı özellikleri nedeniyle, biyogörüntüleme alanında yoğun ilgi görmektedir. Özellikle yapısal olarak dikkatle tasarlanmış hibrit MOF yapıları, paramanyetik ya da süperparamanyetik metal iyonlarının entegrasyonu sayesinde, manyetik rezonans görüntüleme (MRI) sistemlerinde kontrast ajanı olarak kullanılabilir (Luo *et al.* 2018). Aynı zamanda, ışığa duyarlı ligandlar veya moleküllerle modifiye edilmiş MOF'lar, fotodinamik tedavi süreçlerinde terapötik ajanlar olarak işlev görmektedir. Bu tür MOF'lar, tanı ve tedaviyi bir arada sunan yenilikçi bir platform sunmaktadır (Luo *et al.* 2018).

MOF yapıları içerisinde, zeolit benzeri kristal örgüye sahip olan ZİF (Zeolitik İmidazolat Çerçeveler) grubu, son yıllarda en çok çalışılan alt sınıflardan biri olarak öne çıkmaktadır. Yüksek ısı, kimyasal ve hidrotermal kararlılığa sahip olmaları, bu yapıları ilaç salımı ve biyomedikal uygulamalar açısından cazip hale getirmektedir. ZİF-8, ilk kez 2006

yılında Yaghi ve arkadaşları tarafından sentezlenmiş; çinko ve kobalt gibi geçiş metallerinin 2-metilimidazol (mIm) ligandlarıyla oluşturduğu koordinasyon komplekslerinden meydana gelmiştir. Bu yapı, yüksek yapısal kararlılığı ve toksik olmaması sayesinde, ilaç salımı sistemlerinin tasarımında sıkça tercih edilmektedir (Park vd., 2012).

ZİF-8'in antibakteriyel etkileri de bilimsel çalışmalarda sıkça ele alınmaktadır. Düşük pH ortamlarında ZİF-8 yapısının parçalanarak Zn^{2+} iyonlarını serbest bırakması, antimikrobiyal aktivite göstermesini sağlamaktadır. Bu özellik, ZİF-8'in yalnızca taşıyıcı sistem değil, aynı zamanda aktif biyolojik ajan olarak değerlendirilmesine de olanak tanımaktadır. Yapılan çalışmalar, ZİF-8'in antibiyotikler ile yüklenerek kontrollü ilaç salımı amacıyla kullanılabileceğini ortaya koymuştur.

ZİF-8 yapısının antibiyotik ilaçlarla kombine edilerek kullanılması, enfeksiyonların tedavisinde kontrollü ilaç salımı bakımından önemli bir potansiyel sunmaktadır. Bu tür sistemlerde, antibiyotiklerin sağlıklı hücrelere zarar vermeden, hedefli ve pH duyarlı şekilde salınması hedeflenmektedir. Karakeçili ve arkadaşları (2019), vankomisin yüklü ZİF-8 partiküllerini çeşitli oranlarda ıslak eğrilmiş kitosan esaslı doku iskelelerine entegre ederek kemik iliği enfeksiyonlarının tedavisinde etkili sonuçlar elde etmiştir. Benzer şekilde, Liu ve çalışma arkadaşları (2020), ZİF-8 yapısına yüklenen vankomisin antibiyotiğini hiyaluronik asit ile kaplayarak, in vivo ortamda akciğer enfeksiyonlarının tedavisinde başarılı uygulamalar gerçekleştirmiştir.

ZİF-8'in kemik doku mühendisliğinde kullanım potansiyeli, literatürde yükselen bir araştırma alanı olarak ön plana çıkmaktadır. Ran ve arkadaşları (2018), osteojenik farklılaşmayı teşvik eden bir ajan olan deksametazon (DEX) molekülünü ZİF-8 yapısına %6,5 oranında yüklemeyi başarmıştır. Elde edilen bu yapıların titanyum yüzeylerine transfer edilmesinin ardından, hücre yapışmasının artırılması amacıyla modifiye ipek fibroin kaplama yapılmıştır. Yapılan in vitro deneylerde, fizyolojik pH olan 7.4 koşullarında 12 gün süresince gerçekleşen salımın %90'a ulaştığı ve bu durumun kök hücrelerin kemik farklılaşmasına olumlu katkı sağladığı raporlanmıştır (Ran vd., 2018).

ZİF-8 sentez yöntemleri üzerine yapılan çalışmalar, kullanılan çözücü türünün kristal yapıya ve oluşum hızına olan etkisini ortaya koymuştur. Bustamante ve arkadaşları (2014), metanol, etanol, izo-propanol, n-propanol, n-butanol, 2-butanol, n-oktanol ve aseton gibi farklı çözücülerini kullanarak ZİF-8 sentezi gerçekleştirmiştir. Bu çalışma, geleneksel çözücüler olan metanol, DMF ve su dışında alternatif çözücülerin kullanıldığı ilk örneklerden biri olarak öne çıkmaktadır. Sonuçlar, çözücülerin hidrojen bağışlama kapasitelerinin artmasıyla birlikte

imidazol halkalarının polarizasyonunun ve Zn^{2+} iyonları ile reaksiyon hızının da arttığını göstermiştir (Bustamante *et al.* 2014).

ZİF-8 sentezinde partikül boyutunun küçültülmesi ve yüzey alanının artırılması, hedeflenen uygulamalarda önemli avantajlar sağlamaktadır. Bu bağlamda, Balkus ve ekibi, çözücü olarak dimetilformamid (DMF) kullanarak 140°C sıcaklıkta 50-150 nanometre boyutlarında ZİF-8 kristalleri üretmeyi başarmıştır. Yapılan karakterizasyon analizlerinde, elde edilen kristallerin yaklaşık 1300 m²/g düzeyinde yüksek BET yüzey alanına sahip olduğu tespit edilmiştir (Balkuset *et al.* 2010).

Pan ve arkadaşları ise, oda sıcaklığında yalnızca beş dakika süren kısa bir işlemle ZİF-8 sentezi gerçekleştirmiştir. Bu çalışmada yine DMF çözücü olarak tercih edilmiş ve sentez sonunda 85 nm boyutlarında ZİF-8 partikülleri elde edilmiştir. Ayrıca, $Zn(NO_3)_2$ ve 2-metilimidazol oranının artırılmasının, sentezlenen parçacıkların boyutunun küçülmesine katkı sağladığı gözlemlenmiştir. Bu bulgular, ZİF-8'in boyut kontrolünün sentez parametreleriyle başarılı biçimde sağlanabileceğini göstermektedir (Pan *et al.* 2011).

Venna ve Carreon (2010), metanol çözücüsü kullanarak oda sıcaklığında ZİF-8 sentezi gerçekleştirmiştir. Bu çalışma sonucunda elde edilen veriler, nano boyutta kristal oluşumu için yüksek oranda çekirdeklenme hızının ve düşük kristalleşme hızının kritik öneme sahip olduğunu göstermektedir. Öte yandan, Cravillon ve araştırma ekibinin bulguları, Hmim (2-metilimidazol) bileşiğinin sadece bağlayıcı olarak değil, aynı zamanda çözelti içerisinde ZİF-8 yapısını stabilize eden bir unsur olarak da görev yaptığını ortaya koymuştur. Bu durum, ZİF-8'in sentez sürecindeki kararlılığının artırılmasında etkili bir faktör olarak değerlendirilmektedir (Cravillon *et al.* 2009).

Bu tez çalışmasında, implant altyapısı olarak seçilen CoCrW (Kobalt-Krom-Tungsten) alaşımı, yüksek mekanik dayanımı, aşınma direnci ve biyouyumlu yapısıyla dikkat çekmektedir. Literatürde titanyum ve türevleri implant üretiminde yaygın olarak kullanılsa da, özellikle yük taşıma kapasitesinin kritik olduğu uygulamalarda CoCrW alaşımları daha avantajlıdır (Yan *et al.* 2007). Bununla birlikte, CoCrW yüzeylerinin biyolojik ortamlarda zamanla reaktif hale gelmesi ve iyon salımı gibi olumsuzluklara yol açabilmesi, bu alaşımın doğrudan kullanımını sınırlayıcı bir etken olarak görülmektedir (Zeng *et al.* 2014). Bu eksiklikleri gidermek amacıyla, bu çalışmada CoCrW yüzeyleri ZİF-8 (Zeolitik İmidazolat Çerçeve-8) yapısıyla kaplanmıştır. ZİF-8, metal-organik çerçeveler (MOF) sınıfında yer almakta olup, yüksek yüzey alanı, kimyasal kararlılık ve biyouyumluluk gibi özellikleri sayesinde biyomedikal uygulamalarda önemli bir yere sahiptir (Yang *et al.* 2017; Luo *et al.* 2018). Özellikle kontrollü iyon salımı, pH-duyarlı çözünme ve antimikrobiyal etkileri

nedeniyle ZİF-8 kaplamalar, implant yüzeylerinin fonksiyonel özelliklerini artırmaktadır (Karakeçili et al 2019).

Bu bağlamda, yapılan çalışmada ZİF-8 kaplamasının CoCrw malzemenin tribolojik özellikleri incelenmiş ve bu özelliklerin fiziksel ve kimyasal davranışlar üzerindeki etkileri araştırılmıştır.



KURAMSAL TEMELLER

Biyomalzemeler

Biyomalzemelerin temel özelliği biyouyumluluktur ve bu, malzemenin canlı dokularla uyumlu bir şekilde etkileşime girebilme yeteneğini ifade eder. Biyouyumlu bir malzeme, çevre dokuların fizyolojik işleyişini bozmadan, istenmeyen reaksiyonlara (örneğin inflamasyon veya tromboz) neden olmadan vücut içerisinde işlev görebilmelidir. Literatürde bazı araştırmacılar, biyouyumluluğu yalnızca genel bir uyumluluk değil, aynı zamanda yüzeysel ve yapısal olmak üzere iki ayrı kategoride ele almıştır. Yüzeysel uyumluluk; biyomalzemenin kimyasal, fiziksel ve biyolojik olarak vücut dokularına zarar vermeyecek şekilde etkileşim kurmasını ifade ederken; yapısal uyumluluk, mekanik özellikler bakımından çevre dokularla benzer davranış göstermesini ifade etmektedir (Wintermantel *et al.* 1996).

Metalik biyomalzemeler

Metalik biyomalzemelerin kullanım geçmişi, 19. yüzyıldaki sanayi devrimine kadar uzanmaktadır. Özellikle uzun kemik kırıklarının tedavisi ve kemik onarımı gibi ortopedik ihtiyaçlar, bu malzemelere olan ilgiyi artırmıştır. Tarihsel süreçte metalik malzemeler; kemik plakaları, çiviler ve vidalar şeklinde ortopedik cerrahide kullanılmış; aynı zamanda diş hekimliği ve ortodontide, diş dolguları ve kök uygulamalarında da yaygınlık kazanmıştır. Günümüzde ise bu malzemelere yönelik çalışmalar, yalnızca klasik uygulamalarla sınırlı kalmayıp; şekil hafızalı alaşımlar (örneğin NiTi stentler) ve biyobozunur magnezyum esaslı malzemeler gibi yeni nesil sistemlere odaklanmaktadır. Ticari olarak mevcut olan metal ve alaşımlar arasında, sadece belirli bir kısmı biyouyumlu özellik göstererek uzun vadeli implant başarısı sağlayabilmektedir (Park *et al.* 2007).

Metalik biyomalzemeler, vücut dokularından daha sert olmaları, korozyona uğrayabilmeleri ve metal iyonu salımı nedeniyle alerjik reaksiyonlara yol açma ihtimalleri bulunmasına rağmen, güçlü metalik bağları sayesinde yüksek mekanik dayanım sunarlar. Bu özellikleri, onları geniş bir biyomedikal uygulama yelpazesinde vazgeçilmez hale getirmiştir. Özellikle ortopedik cerrahide, eklem protezleri ve kemik yenileme materyali olarak kullanımları; uzun süreli dayanıklılık, yük taşıma kapasitesi ve biyouyumluluk özelliklerinin bir sonucudur. Kemik dokusuna benzer mekanik davranışlar sergileyebilmeleri, bu

malzemelerin iskelet sistemi içerisindeki implantasyonlarda tercih edilmelerini sağlamaktadır (Browne *et al.* 1993).

Yüz-çene cerrahisi ve diş implantolojisi alanlarında, metalik biyomalzemelerin yüksek mekanik dirençleri ve korozyon dayanımları nedeniyle yaygın şekilde tercih edildiği bilinmektedir. Bu malzemelerin çevre dokularla etkileşime girmeden uzun süreli işlev gösterebilmeleri, biyouyumluluk açısından önemli bir avantaj sunar. Kalp-damar cerrahisinde kullanılan yapay kalp kapakçıkları, kateterler ve stentler gibi cihazlarda ise, şekil hafızalı alaşımlar ya da yüksek korozyon direncine sahip alaşımlar tercih edilmektedir. Bu uygulamalarda, implantın hem esneklik hem de dayanıklılık göstermesi gereklidir; ayrıca malzemenin biyolojik ortamda stabil kalabilmesi hem cihaz ömrü hem de hasta güvenliği açısından kritik önemdedir.

Biyomedikal cihazların üretiminde metalik biyomalzemelerin tercih edilmesi; üretim kolaylığı, şekillendirilebilirlik, sterilizasyon süreçlerine dayanıklılık gibi avantajlı özelliklerinden kaynaklanmaktadır. Ancak malzeme seçimi uygulama bazında değişkenlik gösterir ve biyouyumluluk, mekanik performans ve korozyon direnci gibi parametreler, seçilecek materyalin başarısında belirleyici rol oynamaktadır. Bu nedenle, mevcut malzemelerin geliştirilmesi ve yeni alaşımların tasarlanması amacıyla yoğun Ar-Ge çalışmaları sürdürmektedir (Kim, 2000).

Vanadyum çeliği, insan vücudu için özel olarak geliştirilmiş ve özellikle kemik kırıklarının tedavisinde kullanılmıştır. Ayrıca, demir, krom, kobalt, nikel, titanyum, tantal, molibden, niyobyum ve tungsten gibi elementler; sınırlı miktarda kullanıldığında vücutla uyumlu oldukları görülmüş metalik biyomalzemelerdendir (Black, 1992). Ancak bu uyumluluk, malzemenin korozyona karşı direnciyle doğrudan ilişkilidir. Eğer malzeme, biyolojik ortamda korozyona uğrar ve ortaya çıkan ürünler vücuda zarar verirse, bu durum biyouyumluluğu olumsuz yönde etkiler (Williams, 1982).

Korozyon, metalik malzemelerin biyolojik ortamla kimyasal etkileşime girerek yapısal bozulmaya uğraması olarak tanımlanır. İnsan vücudu, çözünmüş oksijen, proteinler, klorür ve hidroksit iyonları gibi maddeler barındırdığı için metalik biyomalzemeler açısından oldukça korozif bir ortam teşkil eder (Taş, 2000). Korozyonun ilerlemesiyle birlikte hem malzemenin yapısal bütünlüğü zayıflar hem de oluşan korozyon ürünleri çevre dokulara ve hücrelere zarar verebilir. Bu nedenle, implantların biyolojik ortama uygunluğu serum, tükürük ve diğer tampon çözeltiler içinde test edilerek değerlendirilmelidir (Van, 1987).

Ortopedik implantlarda kullanılan metalik biyomalzemeler, mükemmel tokluk sertlik dayanım kırılma direnci gibi özelliklere sahip olmalıdır (Hendra *et al.* 2018). Bu malzemeler, temel alaşım elementine göre dört gruba ayrılırlar.

Paslanmaz çelikler

Demir metalurjisinin ilk kez ustalıkla kullanılmaya başlandığı MÖ 1200 yıllarından bu yana mutfaklarda yiyeceklerin hazırlanması ve saklanması için ham maddesi demir olan kaplar kullanılmıştır. Demirin insan vücudundaki zararlı etkisi yıllar boyunca görülmemiş olsa da, metal iyonlarının toksisitesi yakın dönemde incelendiğinde azalan toksiklik sıralaması şu şekildedir: kobalt > vanadyum > nikel > krom > titanyum > demir (Yamamoto *et al.* 1998).

Paslanmaz çelikler, yüksek oranda krom (%11–30 ağırlık) ve değişen miktarlarda nikel içeren demir bazlı alaşımlardır. Paslanmaz çelikler, krom ve krom-nikel olmak üzere kimyasal bileşimlerine göre gruplara ayrılırlar. Ayrıca, alaşımın karakteristik mikro yapıları da göz önünde bulundurularak martensitik, ferritik, östenitik veya dubleks olarak dört gruba ayrılırlar.

Dubleks haricinde diğer üç paslanmaz çelik grubu, farklı tıbbi uygulamalarda kullanılırlar. Martensitik paslanmaz çelikler, yüksek sertlik değerlerinden dolayı dişçilik ve cerrahi aletler için idealdir. Ferritik paslanmaz çelikler sınırlı uygulama alanına sahipken, östenitik paslanmaz çelikler iyi korozyon direnci ve ortalama mukavemet gerektiren tıbbi uygulamalarda kullanılırlar. İmplant uygulamalarında genellikle karmaşık şekillere kolayca dönüştürülebilen malzemeler tercih edilir. Bu yüzden yalnızca östenitik paslanmaz çelikler implantlar için kullanılmaktadır (Davies 2003).

Titanyum ve titanyum alaşımları

1930'lu yılların sonlarında biyomalzeme üretiminde titanyum kullanılmaya başlanmıştır. Titanyum, fiziksel ve kimyasal açıdan üstün özellikler gösterir. Düşük yoğunluklu bir elementtir; demirin yoğunluğunun %60'ı ve kobaltın yoğunluğunun neredeyse yarısı kadardır. Saf titanyum, yaklaşık 885°C'de hegzagonal sıkı paket bir yapıyı (α -Ti) gösterirken, 885°C'den yukarı sıcaklıklarda hacim merkezli kübik bir yapıyı sergiler. Paslanmaz çelikler ve kobalt-krom alaşımlarıyla karşılaştırıldığında, titanyum özgül mukavemet (mukavemet/yoğunluk) açısından üstün bir performans sergiler. Yani, titanyum, aynı ağırlıkta daha yüksek mukavemet sağladığı için daha hafif olmasına rağmen daha güçlüdür. Bu özelliği, özellikle implant ve protez malzemelerinde hafifliği ve dayanıklılığı bir arada arayan uygulamalar için avantaj sağlar (Park and Lakes, 2007).

Ancak, tribolojik özellikler açısından titanyum, paslanmaz çelikler ve kobalt-krom alaşımlarına kıyasla daha zayıftır. Triboloji, malzemelerin birbirine karşı sürtünme, aşınma ve yağlama gibi etkileşimlerini inceleyen bir bilim dalıdır. Titanyum, sürtünme ve aşınma direnci açısından bu alaşımlardan daha düşük performans gösterebilir. Bu nedenle, titanyumun tribolojik özelliklerini iyileştirmek için genellikle kaplama veya diğer yüzey işlemleri yapılması gerekebilir.

Titanyum, deri içinde yerleştirilen implantlarda iyi biyouyumluluk göstermektedir. Manyetik değildir, bu nedenle MR için uyumludur. Hafif bir malzemedir. Alerjik özelliği az olduğundan biyomalzeme olarak kullanılmasına rağmen titanyum alaşımlarının uzun süreli vücut içinde kullanımından kaynaklı aşınmalar meydana gelebilir; bu aşınmalar, titanyum parçacıklarının ve iyonlarının vücuda salınmasına neden olabilir. Bu salınım, vücutta iltihaplanmalara yol açabilir.

Kobalt alaşımları

Kobalt bazlı süper alaşımlar başlarda uçak motorlarından kullanılmak üzere Haynes tarafından geliştirilmiştir. Diğer kobalt bazlı süper alaşımlara kıyasla yüksek sıcaklıklarda yüksek mukavemet ve daha iyi korozyon direnci sergilemişlerdir (Chen *et al.* 2003). İlk olarak 1930'larda kobalt bazlı alaşımlar tıbbi implantlarda kullanılmıştır. İlk dökme diş alaşımından biri olan CoCrMo alaşımı, daha sonrasında ortopedi uygulamalarında kullanılmak üzere geliştirilmiştir. Paslanmaz çeliklere göre CoCr alaşımlarının korozyon direnci ve mekanik özellikleri daha üstündür (Pramanik *et al.* 2005). Kobalt, vücutta çok az bulunan bir madde olup, vücuttaki temel görevi kırmızı kan hücrelerinin üretiminde gerekli olan B12 vitamininin bileşenlerinden biri olmasıdır. B12 vitamini, DNA üretimini ve hücre yenilenmesini sağlar. Eksikliğinde ise vücutta enerji üretiminde sorunlar yaşanabilir (Kennedy 1995).

Kobalt alaşımlarında kobalta ek olarak krom, nikel, molibden ve tungsten gibi elementler eklenir. Tungsten, molibdenle benzer kimyasal özelliklere sahiptir. Tungsten, suda çözünmeyen ve bazı asitlerde de çok az çözünür. Tungstenden yapılmış implant malzemeleri vücutta çözünmez ve kan dolaşımında tungsten parçacıkları olarak kalabilir. Tungstenin vücutta yüksek seviyelerde bulunmasına rağmen, vücutta herhangi bir toksik etki görülmemiştir (Lison 1997).

CoCrW alaşımları, yüksek sıcaklıklara, aşınmaya ve korozyona karşı dayanıklı alaşımlardır. Biyolojik ortamda pasif tabaka oluşturarak korozyona karşı direnç gösterirler. Alaşımdaki Cr ve W elementleri, alaşımda sertlik ve dayanıklılığını artırır. CoCrW alaşımı manyetik değildir, bu yüzden tıbbi uygulamalarda özellikle manyetik alanlarda kolayca

görüntülenebilirler ve MR taramalarına uygundurlar. Aktif değildir; bağ dokusu yapabiliyor ancak kemik dokusu yapamıyor. Bu yüzden antibakteriyel değildir. Kaplamalar ile antibakteriyel hale getirilebilir.

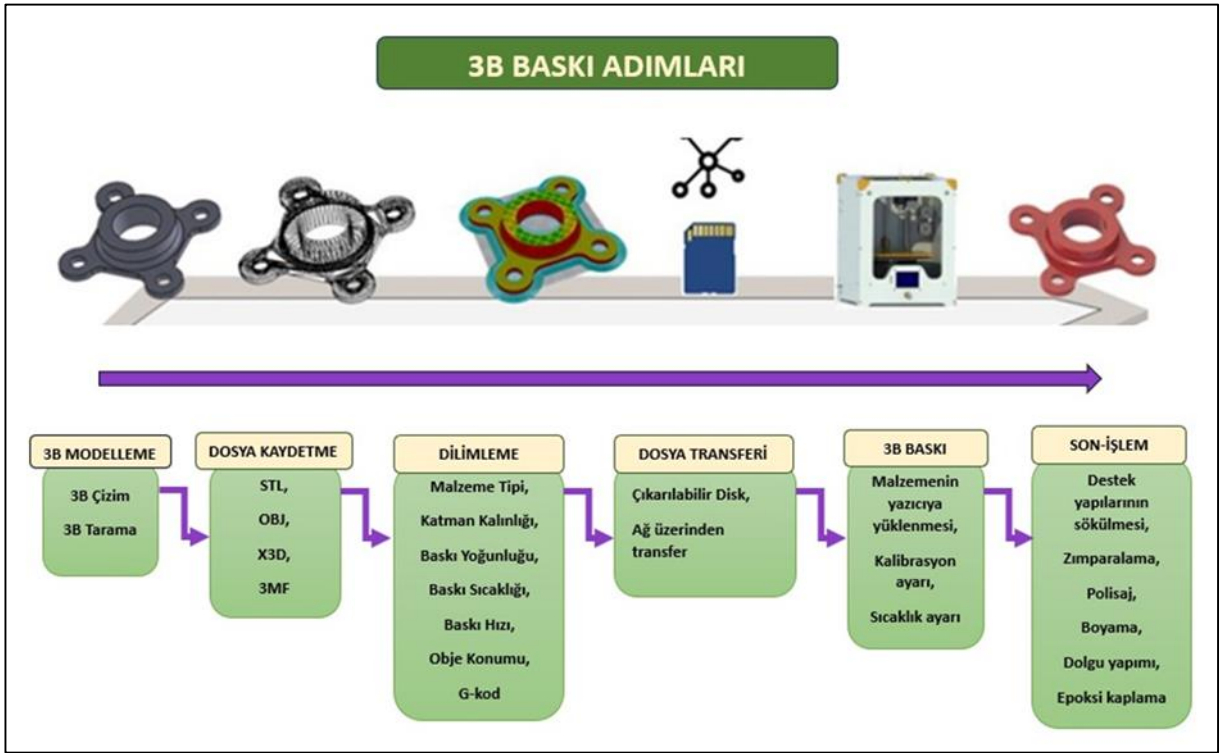
Eklemler İmalat Yöntemleri

Üretim yöntemleri, talaşlı imalat, talaşsız imalat, döküm, kaynak ve eklemeli imalat gibi gruplara ayrılır. Kullanılacak malzemeye, üretilecek ürünün geometrisine ve uygulanacak alana göre bu yöntemler tercih edilir. Son zamanlarda geleneksel yöntemlerin yanı sıra eklemeli imalat yöntemlerine de ilgi artmıştır.

Talaşlı imalat, malzeme üzerinden, ismindeki gibi, talaş kaldırarak gerçekleşir. Yüzey işleme gerektiren parçalar için de kullanılabilir. Talaşlı imalata tornalama, frezeleme, delik delme ve taşlama örnek verilebilir. Talaşsız imalat ise, istenilen ürünü malzemeden talaş kaldırmadan şekli ve hacminde değişiklik yaparak üretir. Talaşsız imalat yöntemlerine dövme, haddeleme, çekme ve ekstrüzyon gibi örnekler verilebilir. İmalat yöntemleri arasında döküm yöntemi, ergimiş metal veya alaşımların kalıplara dökülerek katılaşmasıyla biçimlendirilmesiyle yapılan bir üretim yöntemidir. Döküm yöntemlerine kum döküm, basınçlı döküm, hassas döküm ve sürekli döküm örnek verilebilir.

Eklemeli imalat yöntemi ise, çeşitli malzemeler kullanılarak objelerin istenilen geometrik verilere göre oluşturulan katman katman eklenmesi prensibine dayanan bir imalat yöntemidir. Bu yöntemde kompleks parçaların imalatını kolaylaştırmanın yanı sıra imalat sürecinin iyileştirilmesi, üretimde zamanın daha verimli hale getirilmesi ve sürecin kısaltılması gibi önemli avantajlar sunar. Ayrıca parçanın mukavemetinin artırılması gibi faydalar da sağlar. Eklemeli imalat yönteminin birçok tekniği vardır. Bu teknikler, kullanılan malzemeye ve çalışma prensibine göre birbirinden ayrılır. Yöntemde kullanılacak malzemenin özelliği, elde edilecek parçanın özelliklerini etkilemektedir.

Kalıp ve takım tezgahı kullanmadan üretim yapan eklemeli imalat yöntemi, altı temel aşamadan oluşur ve bu aşamalar Şekil 1’ de görselleştirilmiştir.



Şekil 1. Eklemeli imalat prosesinin adımları (Yılmaz 2019)

Geleneksel üretim yöntemlerinde malzemeden parçalar keserek atarak şekillendirilerek imal edilirken eklemeli üretim yönteminde katmanlı üretim sayesinde talep doğrultusunda ihtiyaç kadar malzeme kullanılır malzeme israfını minimuma indirir. Geleneksel imalat yönteminde aşamalı üretim yöntemleri ya da ek montaj süreçleri gerekirken eklemeli üretimde direk baskıya geçilir. Kompleks geometrilerde bile tek işlemle üretim gerçekleşir. Eklemeli imalat yönteminde birçok üretim yöntemi vardır ve her bir yöntemin kendine ait avantajları ve kullanım yerleri vardır.

Eklemeli imalat teknikleri:

- SLA (Stereolitografi Aparatı)
- FDM (Erime Yolu Modelleme)
- EBM (Elektron Işını Eritme)
- SLM (Seçici Lazer Erimesi)
- SLS (Seçici Lazer Sinterleme)

Her bir sınıflandırma kategorisi, üretim tanımına uygun olarak farklı eklemeli imalat metotlarını kapsamaktadır. Eklemeli imalat teknolojisinin kullanımı yaygınlaşmıştır ve pratikliği sayesinde büyük ölçekli endüstriyel uygulamalarda tercih edilmektedir. Bugün, eklemeli imalat teknolojisi havacılık ve otomotiv sektörü, savunma sanayi, sağlık sektörü, elektronik ve inşaat gibi farklı sanayi dallarında geniş bir kullanım alanına sahiptir (Kawalkar *et al.* 2021).

Seçici lazer ergitme (SLM) yöntemi

Seçici lazer ergitme (SLM) süreci, toz halindeki materyallerden katmanlı üretim yapılmasını mümkün kılan bir tekniktir. Bu yöntemde, başlangıçta toz formundaki hammadde ile bir tabaka meydana getirilir. Bu katman, ince ve düzgün şekilde yayılır. Ardından, belirli bölgelere lazer ışını yönlendirilir. Lazerin temas ettiği alanlar yüksek sıcaklıklara maruz kalır. Bu sıcaklık etkisiyle malzeme kısmen ergir veya sinterlenerek birleşir. Bir araya gelen toz partikülleri, katmanın temel yapı taşıını oluşturur. Her bir katmanda aynı işlem tekrarlandıktan sonra platform aşağıya doğru hareket ettirilir ve üstüne yeni bir toz katmanı serilir. İstenen üç boyutlu model oluşana kadar bu işlem katman katman sürdürülür. Seçici lazer ergitme yöntemiyle, yoğunluğu daha yüksek olan parçalar elde edilmektedir (Gu *et al.* 2012; Herzog *et al.* 2016).

Bu yöntemin uygulanabilmesi için öncelikle bir CAD (Bilgisayar Destekli Tasarım) programında üç boyutlu bir katı model tasarlanır ve ardından model STL formatına dönüştürülür. Bu formata vrildikten sonra, ihtiyaçlara bağlı olarak parçaya destek yapıları ilave edilebilir. Ayrıca, üretilen parçanın son işlemleri kapsamında yüzey düzeltme ve temizlik işlemleri, gerekiyorsa talaş kaldırma yöntemleriyle gerçekleştirilebilir (Frazier, 2014). SLM tekniğinde krom, kobalt, nikel, titanyum, alüminyum ve demir gibi biyomalzemeler ile bu elementlerin alaşımları işlenebilmektedir. Özellikle paslanmaz elik, titanyum ve kobalt-krom alaşımları en sık tercih edilen malzemeler arasında yer almaktadır. Kullanılacak tüm malzemeler, işlem esnasında toz formunda bulunmalıdır (Kruth *et al.* 2005).

Seçici lazer ergitme sürecinde dikkat edilmesi gereken başlıca parametreler; toz partikül boyutu ve dağılımı, tozun akışkanlık özellikleri, lazer gücü, lazerin çalışma modu ve odak genişliği, tarama hızı ve stratejisi, katman kalınlığı, üretim atmosferi, tavlama sıcaklığı ve soğutma prosedürleri (Yadroitsev & Smurov, 2010). Toz boyutu çok küçültüldüğünde, partiküller arasındaki boşluk oranı artar. Bu durum, son ürünün yoğunluğunu olumsuz etkileyerek implant gibi uygulamalarda istenmeyen gözenekli bir yapı meydana getirebilir. Bu tür problemlerin önüne geçebilmek için farklı boyutlardaki tozların karıştırılması tavsiye edilmektedir. Lazer gücü de kritik bir diğer parametredir; seçilecek g değeri, tozları ergitecek ancak buharlaşmalarına neden olmayacak seviyede olmalıdır. Lazerin sadece dalga boyu değil, aynı zamanda odak genişliği de malzemeye aktarılan enerji miktarını etkiler. Lazer ışını daha dar bir alana odaklandığında, yzeje iletilen enerji yoğunluğu artar ve böylelikle daha verimli bir ergime sağlanabilir (Gibson *et al.* 2015).

Triboloji

Aşınma ve sürtünme gibi yüzey etkileşimlerinin gözlemlendiği yapılar, literatürde tribolojik sistemler olarak tanımlanmaktadır (Stachowiak *et al.* 2013). Mühendislik uygulamalarında, bu tür yüzey etkileşimlerinin neden olduğu malzeme kayıplarını anlamak ve kontrol altına alabilmek için tribolojik davranışların sistem bütünlüğü içinde ele alınması büyük önem taşır. Aşınma ve sürtünme süreçleri, yalnızca izole olaylar olarak değerlendirilmemeli, sistematik bir yaklaşımla tüm etkileyen parametreler birlikte incelenmelidir (Bhushan, 2013). Tribolojik sistemler; ana malzeme (aşınmaya uğrayan yüzey), karşı malzeme (temas eden yüzey), ara faz (örneğin yağlayıcı), uygulanan yük, hareket türü ve çevresel koşullar olmak üzere çeşitli bileşenlerden oluşur. Tipik bir tribolojik sistemde bu unsurların çoğu bir arada bulunur (Hutchings *et al.* 2017). Ana malzeme ile karşı malzeme, tribolojik çift olarak adlandırılır. Bu iki malzeme arasında bir ara faz mevcutken, belirli bir yük altında göreceli hareket başlatıldığında aşınma süreci meydana gelir.

Ana malzeme çoğunlukla metal, seramik, polimer, elastomer (kauçuk), ahşap veya deri gibi katı maddelerden oluşmaktadır. Karşı malzeme de benzer biçimde katı olabilir ancak sıvı veya gaz ortamlarda da yer alarak sistemde karmaşık etkileşimler doğurabilir. Ara faz genellikle yağlayıcılar, aşınma ürünleri ya da parçacıklar gibi maddeleri içerir de bazı sistemlerde bu faz yer almayabilir. Ayrıca, çevresel faktörler (sıcaklık, nem, atmosferik koşullar) tribolojik olayların gelişimini ve sonucunu önemli ölçüde etkiler (Gwidon *et al.* 2005). Sisteme uygulanan yük sabit veya değişken, darbeli ya da darbesiz olabilir; bu yükleme türleri aynı anda da gerçekleşebilir. Hareket biçimi ise kayma, yuvarlanma, kaymalı yuvarlanma ya da darbe etkili olabilir. Bu parametreler, tribolojik etkileşimlerin doğasını ve şiddetini belirleyen temel etkenlerdir (Bhushan, 2013).

Tribolojik sistemlerde görülen aşınma mekanizmaları, sistemin yapısına ve çalışma koşullarına bağlı olarak değişiklik gösterir. En sık rastlanan aşınma türleri arasında adezif (yapışma kaynaklı), abrazif (çizilme veya kesilme kaynaklı), yorulma kaynaklı ve korozyonla birlikte görülen aşınma türleri yer alır. Uygulamalarda bu mekanizmalar çoğu zaman bir arada ve etkileşimli şekilde ortaya çıkar (Stachowiak *et al.* 2013). Gerçek mühendislik uygulamalarında, tribolojik olayların doğrudan gözlemlenmesi ve test edilmesi oldukça güçtür. Bunun nedeni, süreçlerin karmaşıklığı, uzun test süreleri ve maliyetlerdir. Bu sebeple, çalışmalar genellikle gerçek sistemleri temsil eden model tribolojik sistemler üzerinden yürütülmektedir. Araştırmacılar, incelenen yüzey çiftine ve etkileşim biçimine uygun aşınma test cihazları seçmekte veya özel olarak tasarlamaktadır. Her ne kadar bu test cihazlarının bir

kısmı standartlaştırılmış olsada, her sistemin özgünlüğünü eksiksiz şekilde yansıtan evrensel test cihazları henüz geliştirilememiştir (Hutchings *et al.* 2017).

Pürüzlülük

Yüzey pürüzlülüğü, bir yüzeyin ideal geometrik formundan sapmalarını temsil eden mikroskobik yükseklik farklılıkları olarak tanımlanır. Bu sapmalar; imalat süreci, kesici takım özellikleri, malzeme türü ve işleme parametreleri gibi birçok etmene bağlı olarak oluşur. Yüzeyin fonksiyonel performansı üzerinde önemli etkiler yaratan pürüzlülük, özellikle mekanik temas, aşınma, yağlama ve biyomedikal uyumluluk gibi alanlarda kritik bir tasarım kriteri olarak öne çıkmaktadır (Bhushan, 1999).

Yüzey pürüzlülüğü; genlik, aralık ve hibrit olmak üzere üç temel parametre grubu ile karakterize edilir. Genlik parametreleri, yüzey profilinin dikey düzlemdeki sapmalarını tanımlarken, aralık parametreleri bu sapmaların yatay düzlemdeki dağılım özelliklerini ortaya koyar. Hibrit parametreler ise, hem dikey hem de yatay bileşenleri içeren, daha karmaşık geometrik analizleri mümkün kılar.

En yaygın kullanılan genlik parametrelerinden biri olan R_a (aritmetik ortalama sapma), yüzey profilinin merkez hattına göre mutlak sapmaların ortalamasıdır. Bu parametre, yüzey pürüzlülüğünün genel bir ölçüsü olarak kabul edilmekte ve uluslararası standartlarda referans olarak kullanılmaktadır. Diğer önemli bir parametre ise R_q (rms – root mean square) değeridir. R_q , sapmaların karelerinin ortalamasının kareköküdür ve özellikle istatistiksel analizlerde tercih edilmektedir. R_a ve R_q değerleri, ANSI ve ISO gibi standart kuruluşlar tarafından resmi metotlarla tanımlanmıştır (Bhushan, 1996).

Aralık parametreleri arasında en sık karşılaşılanlardan biri tepe yoğunluğu olup, belirli bir uzunluk boyunca düşen tepe sayısını ifade eder. Bu tür parametreler, yüzeyin dokusal yapısını ve yönlülüğünü değerlendirmek için kullanılır. Hibrit parametreler ise, örneğin eğim ve eğrilik yarıçapı gibi, yüzeyin hem form hem de doku yapısını birlikte analiz etmeyi mümkün kılar. Bu sayede yüzeyin tribolojik davranışları daha kapsamlı biçimde değerlendirilebilir.

Gelişmiş karakterizasyon teknikleri, yüzey pürüzlülüğünü yalnızca klasik profilometre ölçümleriyle değil, aynı zamanda 3 boyutlu yüzey haritalamaları, atomik kuvvet mikroskobu (AFM), taramalı elektron mikroskobu (SEM) ve beyaz ışık interferometrisi gibi yöntemlerle detaylı olarak incelemeyi mümkün kılmaktadır. Böylece yüzeyin fonksiyonel performansı daha doğru şekilde tahmin edilebilmekte ve malzeme-tasarım süreci optimize edilebilmektedir.

Sürtünme

Sürtünme, birbirleriyle temas halinde olan ve göreceli hareket gösteren yüzeyler arasında oluşan harekete karşı direnç kuvveti olarak tanımlanmaktadır (Bhushan, 2013). Bu etkileşim; yüzeyler arasında meydana gelen kayma ya da yuvarlanma hareketleriyle ortaya çıkabilir. Sürtünme olgusu, sistemde yağlayıcı bir maddenin bulunup bulunmamasına bağlı olarak üç temel kategoriye ayrılmaktadır: kuru sürtünme, sınır sürtünme ve sıvı sürtünme. Bu sınıflandırma, temas rejiminin özelliklerine göre sürtünme davranışını belirlemede önemli rol oynamaktadır (Stachowiak *et al.* 2013).

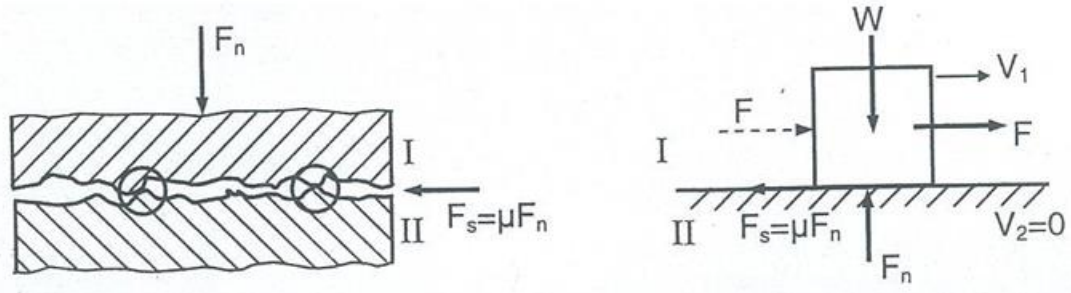
Kuru sürtünme

Kuru sürtünme, göreceli harekete sahip iki kuru (yağlayıcı içermeyen) katı yüzeyin temas bölgelerinde meydana gelen sürtünme olayıdır. Bu durumda, yüzeyler üzerindeki mikroskobik pürüzler doğrudan temas eder ve arada herhangi bir üçüncü faz (örneğin yağlayıcı) bulunmaz (Hutchings *et al.* 2017).

Coulomb sürtünme yasasına göre, birbirine temas eden ve normal yönde F_n kuvvetine maruz kalan iki katı arasında, harekete zıt yönde etki eden sürtünme kuvveti (F_s) oluşur ve bu kuvvet şu şekilde tanımlanır (Moore, 2005).

$$F_s = \mu \cdot F_n$$

Burada μ , yüzeyler arasındaki sürtünme katsayısını ifade eder.



Şekil 2. Kuru sürtünme olayı (Brushan 2013)

Şekil 2’de görüldüğü gibi katı cisimlerin birine F kuvveti uygulanırsa (çekme vb.) iki durumla karşılaşma ihtimali vardır. Eğer bu iki katıdan birine harici bir F kuvveti uygulanırsa (örneğin çekme kuvveti gibi), iki farklı durum ortaya çıkabilir. (Bhushan, 2013)

1. Uygulanan kuvvet, temas yüzeylerinde herhangi bir kaymaya neden olmayacak kadar düşükse, cisimler yerinde kalır ve bu durumda sürtünme kuvveti, uygulanan kuvveti dengeleyen büyüklüktedir. Bu durum için $F_s = F$ eşitliği geçerlidir. Bu, statik sürtünme olarak da adlandırılır (Moore, 2005).

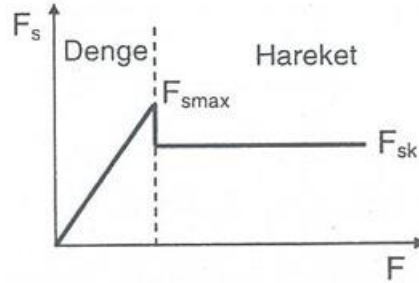
2. Uygulanan kuvvet, yüzeyler arasındaki statik sürtünme sınırını aşarsa, yüzeyler birbirine göre hareket etmeye başlar. Bu durumda, oluşan sürtünme kuvveti harekete karşı yönelmiştir ve uygulanan kuvvetten daha küçük bir değere sahiptir. Bu tür sürtünme, kinetik sürtünme (ya da dinamik sürtünme) olarak tanımlanır (Stachowiak and Batchelor, 2013).

Coulomb–Amontons Yasası temel alınarak düzenlenen ilk eşitlik, sürtünme katsayısının şu şekilde ifade edildiğini göstermektedir (Stachowiak and Batchelor, 2013):

$$\mu = F_s / F_N$$

Bu ifadeye göre, uygulanan F kuvvetinin artmasıyla birlikte F_s sürtünme kuvveti de artış gösterir ve belirli bir maksimum sürtünme kuvveti ($F_{s\max}$) değerine ulaşılır. Eğer uygulanan kuvvet $F > F_{s\max}$ olursa, blok yüzey üzerinde kaymaya başlar. Kayma hareketi başladığı anda sürtünme kuvveti, ani bir şekilde $F_{s\max}$ değerinden daha düşük bir değere, yani kinetik sürtünme kuvveti (F_{sk}) seviyesine düşer. Bu noktadan itibaren, blok belirli bir ivmeyle hareketine devam eder ve F_{sk} , yaklaşık olarak sabit bir değer olarak kalır (Bhushan, 2013; Moore, 2005).

Söz konusu bu davranış Şekil 3’te şematik olarak sunulmuştur.



Şekil 3. Sürtünme kuvveti-hareket kuvveti ilişkisi (Shigley and Mischke 2001)

Kinetik (dinamik) sürtünme katsayısı, aşağıdaki denklemlerle tanımlanmaktadır:

$$\mu = F_{sk} / F_N$$

Bu analizden elde edilen sonuçlar şu şekilde özetlenebilir:

Sürtünme kuvveti ve buna bağlı olarak sürtünme katsayısı, temas yüzeyinin alanına bağlı olarak değişmemektedir. Kayma hızı, sürtünme kuvveti üzerinde herhangi bir etki yaratmamaktadır.

Kinetik sürtünme katsayısı ($\mu_{kinetik}$), statik sürtünme katsayısından (μ_{statik}) daha küçük değerler almaktadır. Buna ek olarak, sürtünme katsayılarının deneysel yöntemlerle belirlenmesinin gerektiği vurgulanmalıdır.

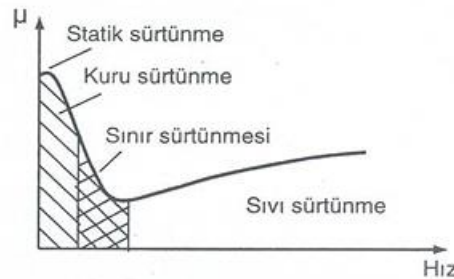
Sınır sürtünmesi (Yarı sıvı sürtünme)

Tam sıvı film tabakasının oluşmadığı koşullarda, temas halindeki yüzeyler arasında sadece kısmi bir sıvı ayrımı gerçekleşmektedir. Bu durum, literatürde sınır sürtünme (ya da yarı sıvı sürtünme) olarak tanımlanır. Bu tür sürtünmede, yüzeyler arasında yer alan sıvı tabakası, mikroskobik pürüzlülüklerin neden olduğu temas noktalarını yeterince izole edemez ve bu nedenle yüzeyler doğrudan temas etmeye devam eder. Bu temas, belirli noktalarda yüksek basınç ve aşınma etkisine yol açabilir. Sınır sürtünme rejimi, özellikle düşük hızlarda ve yüksek yüzey yüklerinde çalışan sistemlerde yaygın olarak gözlemlenir. Ayrıca, yağlayıcı sıvının viskozitesi, sıcaklık ve yüzey özellikleri gibi parametreler, bu rejimin gelişimini doğrudan etkileyen faktörler arasında yer almaktadır (Bhushan, 2013).

Sıvı sürtünme

Birbirine karşı izafi hareket eden cisimler arasında ince bir yağ filmi oluştuğunda, bu sürtünme türü meydana gelir. Sıvı sürtünmesinde, sürtünme kuvveti doğrudan yağlayıcı sıvının tabakalarındaki etkileşimlerden kaynaklanır. Yüzeylerin birbirinden tam olarak ayrılması, madeni yüzeyler arasında bulunan yağ tabakasındaki basıncın, dışarıdan uygulanan kuvveti dengeleyecek bir seviyeye ulaşmasıyla gerçekleşir. Bu tür sürtünme olgusundaki yağ filminin oluşum şekli, oldukça önemli bir rol oynamaktadır.

Sıvı sürtünmesinde, hidrodinamik ve hidrostatik yağlama olmak üzere iki farklı durum söz konusudur. Yağ filmi, cisimlerin hareketinden doğuyorsa, bu durum hidrodinamik yağlama olarak adlandırılır; ancak yağlama, harici bir pompa sistemi aracılığıyla sağlanıyorsa, hidrostatik yağlama söz konusu olur. Bu iki farklı yağlama tipi ve sürtünme koşullarına ilişkin durumlar Şekil 4'te Stribeck eğrisinde gösterilmektedir. Bu eğri, sıvı sürtünmesinin farklı şartlarda nasıl değiştiğini ve yağlamanın etkinliğini görsel olarak açıklamaktadır.



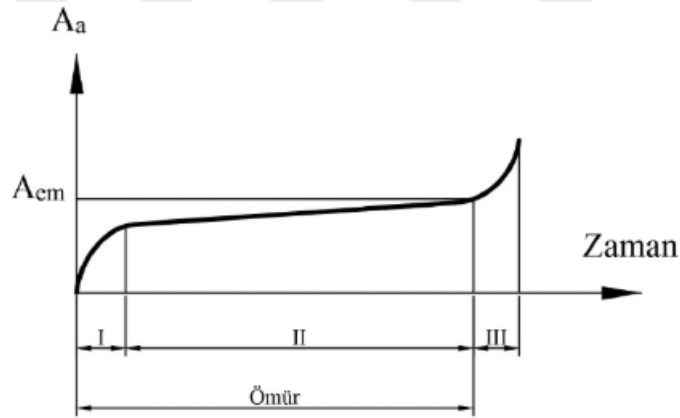
Şekil 4. Stribeck sürtünme eğrisi (Shigley and Mischke 2001)

Aşınma

Aşınma, cisimlerin uzun süreli ve yoğun bir şekilde kullanılması sonucunda meydana gelen, malzeme kaybı ile tanımlanabilir. Aşınmaya uğrayan cisimlerin geometrik yapıları

zamanla bozulur ve bu bozulma, cisimlerin başlangıçta sahip olması gereken mekanik özelliklerini yerine getiremeyecek seviyelere düşmelerine neden olabilir. Aşınmanın oluşumu, iki ana kategoride incelenebilir: zamanla meydana gelen aşınma ve ani aşınma. (Hutchings, 1992)

Zamanla meydana gelen aşınma, belirli bir süre zarfında kademeli bir şekilde gerçekleşir ve bu tür aşınma için Şekil 5'de verilen grafik örnek alınabilir. Bu grafikte, aşınmanın zamana bağlı değişimi gösterilmektedir ve bu süreçte üç farklı aşama gözlemlenir. İlk olarak, cisimde aşınmanın başlangıç aşamasında düşük hızda bir malzeme kaybı gözlemlenir. Ardından, aşınma hızı artarak belirli bir denge seviyesine ulaşır. Son olarak, cisim yüzeyindeki aşınma seviyesi, malzeme özelliklerinin zayıflamasına bağlı olarak hızlanabilir ve aşınmanın son aşamasına geçiş sağlanabilir. Bu tür bir aşınma süreci, özellikle uzun süreli kullanımda önemli bir rol oynar ve cisimlerin dayanıklılıklarının zayıflamasına yol açar. (Bhushan, 2013).



Şekil 5. Aşınma-Zaman ilişkisi (Suresh, 1998)

İlk bölge, cisimlerin çalışma sürecine başladığı ve birbirlerine alıştığı, rodaj aşamasında aşınmanın en yüksek olduğu bölgeyi temsil eder. Bu bölge, cisimlerin birbirleriyle ilk etkileşime girdiği ve yüzeylerin birbirine adapte olduğu, dolayısıyla aşınma hızının arttığı bir dönemi ifade eder. İkinci bölge ise, normal çalışma koşullarında gerçekleşen aşınmayı yansıtır. Bu aşamada, aşınma hızı daha dengeli bir seviyeye ulaşır ve cisimler belirli bir süre boyunca optimum performans gösterir. Üçüncü ve son bölge ise, aşınmanın en yüksek seviyeye ulaştığı, şiddetli aşınma bölgesidir. Bu aşamada, yüzeylerde ciddi deformasyonlar meydana gelir ve malzeme kaybı maksimum düzeye çıkar. Bu grafiğe dayanarak, cismin kullanım ömrü tahmin edilir ve gerekli müdahaleler belirlenir. Müdahale, cismi revize etme ya da tamamen yenisi ile değiştirme şeklinde olabilir.

Aniden oluşan aşınmada ise, cisimlerin yüzeyleri aniden bozulur ve bu bozulma bazen cisimlerin çalışamaz hale gelmesine yol açar. Ani aşınma, genellikle ani yük değişiklikleri, darbe etkileri veya malzeme hataları gibi faktörler nedeniyle hızla meydana gelir.

Ayrıca, malzemelerde meydana gelen deformasyonların aşınma olarak kabul edilebilmesi için bazı belirli şartların sağlanması gerekir. Bu şartlar şu şekilde özetlenebilir:

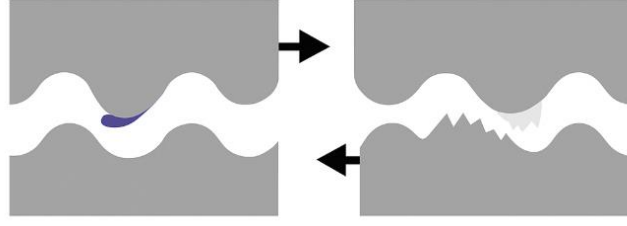
- Mekanik etki: Aşınmanın meydana gelebilmesi için dış bir mekanik etki, yani kuvvet veya baskı uygulanmış olmalıdır.
- İzafe hareket (sürtünme): Aşınma, yüzeyler arasında izafe bir hareket (sürtünme) ile tetiklenmelidir.
- Yavaş ve uzun süreli olma: Aşınma genellikle zamanla biriken ve uzun süreli etkileşimlerle gerçekleşen bir süreçtir.
- Malzeme formunun değişime uğraması: Aşınma, malzemenin şekil veya yapısal değişikliğe uğramasına neden olur.
- İstemsizce olma: Aşınma, dış etmenlerin etkisiyle istemsiz olarak gerçekleşir, yani kontrolsüz ve doğal bir süreçtir.

Adhezyon aşınması

Adhezyon aşınması, birbirine temas eden yüzeylerdeki mikroskobik düzensizliklerin (asperitelerin) sürtünme etkisiyle birbirine tutunarak mikro ölçekte birleşmesiyle gelişen bir aşınma türüdür. Bu temas bölgelerinde uygulanan yüksek yerel gerilmeler, yüzeylerde plastik deformasyon oluşturarak geçici mikro kaynaklanmaların meydana gelmesine sebep olur (Stachowiak & Batchelor, 2013). Yüzeyler arasında gerçekleşen göreceli hareket, bu mikro birleşimlerin kopmasına yol açar. Kopma işlemi çoğunlukla deformasyona maruz kalmamış (soğuk işlenmemiş) kısımlarda meydana gelir ve sonuç olarak bir miktar malzeme karşı yüzeye taşınır. Bu olgu, literatürde "scuffing" veya "galling" terimleriyle tanımlanmaktadır (Williams, 2005).

Eğer sürtünme etkisi daha geniş alanlarda devam ederse, yüzeyler arasında ciddi bir yapışma meydana gelir ve bu durum, "kilitleme" olarak bilinen, yüzeylerin birbirine kaynarak hareketin tamamen engellendiği bir aşamaya ilerleyebilir. Bu mekanizma, özellikle yüksek basınç altında çalışan ve düşük hızda hareket eden sistemlerde performansın ciddi şekilde düşmesine yol açar. Şekil 6'da bu mekanizmanın şematik resmi gösterilmiştir.

Adhezyon Aşınması



Şekil 6. Adezyon aşınması (Stachowiak & Batchelor,2013)

Adhezyon Aşınmasını Azaltan Faktörler:

- Uygulanan yükün azaltılması, asperiteler arasındaki yapışma kuvvetlerini düşürerek adhezyon aşınmasını azaltabilir.
- Sert malzemeler, genellikle daha düşük yapışma ve daha az plastik deformasyon sağlar, bu da aşınmayı azaltır.
- Kirli yüzeyler, sürtünme sırasında mikro-jointlerin oluşumunu engelleyebilir veya azaltabilir.
- Katı yağlayıcılar, yüzeyler arasındaki doğrudan teması engelleyerek aşınmayı azaltabilir.
- Yağlayıcı yağlar, sürtünme yüzeyleri arasındaki kayma direncini düşürür, bu da aşınmayı azaltır.
- Bu katkılar, yağlama performansını iyileştirerek adhezyon aşınmasını engellemeye yardımcı olabilir.

Yorulma aşınması

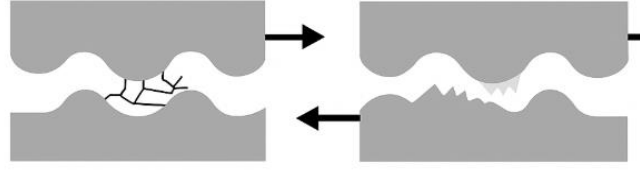
Yorgunluk aşınması, malzemenin sürekli döngüsel yüklenmeye maruz kaldığı sürtünme koşulları sonucunda ortaya çıkar. Bu tür aşınma, uygulanan yükün malzemenin yorgunluk dayanımı sınırını aşması durumunda başlar. Yüzeyde oluşan mikroskobik çatlaklar zamanla derinleşerek alt yüzeylere kadar yayılır ve bu çatlaklar birbiriyle birleşerek malzemenin ayrılmasına ve tabakaların kalkmasına neden olabilir (Stachowiak & Batchelor, 2013). Şekil 7’de yorulma aşınmasına ait şematik resim gösterilmektedir.

Yorgunluk aşınmasının spesifik bir türü olan fretleme aşınması, iki yüzeyin birbirine karşı küçük genlikli osilasyon hareketiyle kayması sonucu meydana gelir. Bu hareket, sürtünme kuvvetinin etkisiyle yüzeyde sürekli olarak sıkışma ve gerilme bölgeleri oluşturur; bu da mikro çatlakların oluşmasına ve yorgunluk aşınmasının tetiklenmesine yol açar (Bhushan, 2013). Fretleme aşınması, genellikle rulmanlar, türbin bileşenleri ve uçak yapılarında görülür ve malzemenin yorgunluk dayanımını önemli ölçüde azaltabilir (Lipson & Colwell, 1961).

Yorulma Aşınması

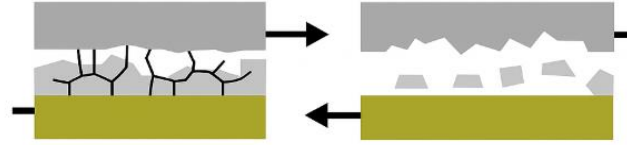
Sürtünme Kaynaklı Yorulma aşınması

Teğetsel döngüsel yük



Kaplama yüzeyinde yorulma aşınması

Normal döngüsel yük



Şekil 7. Yorulma aşınması (Stachowiak & Batchelor, 2013)

Motor yatakları gibi kaplamalı yüzeylerde, yorgunluk, çatlakların ara tabakaya kadar ilerlemesine ve nihayetinde kaplamanın tamamen kaldırılmasına yol açabilir. Bu tür hasar, motorun verimliliğini ve ömrünü olumsuz etkileyebilir.

Yorgunluk Aşınmasını Azaltan Faktörler:

- Yükün sınırlanması veya azaltılması.
- Yüzey sertliğinin artırılması.
- Yüzeydeki yağlama koşullarının iyileştirilmesi.
- Yüzey işleme ve kaplama teknikleriyle iyileştirilmiş direnç.

Korozif aşınma ve yüzey oksitlenmesinin etkisi

Aşınma, sürtünen yüzeylerde meydana gelen korozyon (oksitlenme) etkisiyle hızlanabilir. Yüksek sıcaklıkların ve sürtünme sırasında yüzeydeki koruyucu oksit tabakalarının uzaklaştırılmasının, oksitlenme sürecini hızlandıran önemli faktörler olduğu bilinmektedir. Bu süreçte, sürtünme kuvveti, oksit tabakasının sürekli olarak uzaklaştırılmasını sağlar ve bunun ardından yeni oksit tabakaları sürekli olarak yeniden oluşur. Oksitlenmiş sert parçacıklar, yüzeyden koparak sürtünen ya da yuvarlanan yüzeyler arasında sıkışır. Bu da üç vücut aşındırma mekanizması aracılığıyla aşınma oranını daha da artırır.

Sürtünme sırasında bu oksit tabakalarının sürekli olarak tahrip edilmesi ve yeni tabakaların oluşması, yüzeydeki aşınma oranını önemli ölçüde yükseltir. Ayrıca, sert oksit parçacıklarının sıkışması, yüzeyler arasında daha fazla mekanik etkileşim yaratır ve bu da aşınma hızını artırır.

Korozif Aşınmayı Azaltan Faktörler:

- Uygulanan yükün kontrol edilmesi ve sınırlandırılması.
- Sürtünme yüzeylerinde uygun kaplama tekniklerinin kullanılması.
- Yüzeylerde etkili yağlama sistemlerinin sağlanması.
- Çevresel koşulların kontrol edilmesi, özellikle yüksek sıcaklıkların sınırlandırılması.

Erozyon aşınması ve kavitasyon etkisi

Erozyon aşınması, yüzeye çarpan partiküllerin (katı, sıvı veya gaz halinde) etkisiyle malzeme parçalarının yüzeyden koparak uzaklaştırılması sonucu meydana gelir. Bu aşınma tipi, partiküllerin kinetik enerjilerinin yüzeye etkileşime girmesi ve malzeme üzerindeki momentum etkisi ile gerçekleşir.

Motor yataklarının erozyon aşınması, yağlama sırasında kavitasyonun etkisiyle gelişebilir. Kavitasyon, yağın yatak ile mil yüzeyleri arasındaki daralan boşluktan çıkarken basıncın aniden düşmesi sonucu oluşan boşluklar (baloncuklar) şeklinde başlar. Bu düşük basınç, boşlukların oluşmasına neden olur çünkü bu basınç, yağın buharlaşma basıncından daha düşüktür. Sonrasında, bu baloncuklar çökerek şok dalgaları üretir ve bu dalgalar, yatak malzemesinden parçacıkların kopmasına sebep olur. Bu süreç, motor yataklarının aşınmasına yol açabilir ve motor verimliliğini olumsuz etkileyebilir.

Erozyon Aşınmasını Azaltan Faktörler:

- Yağlama sistemlerinde doğru viskoziteyi kullanmak.
- Yağlama sıvılarının düzenli olarak değiştirilmesi.
- Kavitasyonun önlenmesi için tasarimsal iyileştirmeler yapılması.
- Yatak malzemelerinin kavitasyona karşı dayanıklı özelliklere sahip olması.

Sertlik

Sertlik, bir malzemenin dış kuvvetlere karşı şekil değiştirmeye gösterdiği direnç olarak tanımlanmakta olup, tribolojik sistemlerin değerlendirilmesinde temel mekanik özelliklerden biri olarak öne çıkmaktadır. Literatürde sertlik, özellikle yüzey temaslarında oluşan kalıcı deformasyonlara karşı malzemenin gösterdiği dayanıklılıkla ilişkilendirilir. Bhushan (2013), bu özelliği bir yüzeye uygulanan yüke karşı malzemenin yüzey formunu koruma kabiliyeti olarak nitelendirmektedir. Bu nedenle sertlik, bir malzemenin aşınmaya karşı göstereceği mukavemetin belirlenmesinde önemli bir ölçüttür.

Sertlik, uygulanan kuvvet altında malzeme yüzeyinde oluşan izlerin boyutları üzerinden çeşitli yöntemlerle ölçülebilmektedir. Vickers, Brinell ve Rockwell gibi yaygın test teknikleri,

belirli yük ve batıcı uç parametreleri ile malzeme yüzeyinde iz oluşturarak sertlik derecesini sayısal olarak ifade etmeye olanak tanımaktadır. Bu ölçümler, yüzey mühendisliğinde aşınma direnci yüksek yapıların seçimi ve değerlendirilmesi açısından önem arz etmektedir.

Genel olarak, yüksek sertlik seviyesine sahip yüzeyler, karşı yüzeylerle olan sürtünme temasında daha az kalıcı deformasyona uğrayarak daha düşük hacimsel malzeme kaybı göstermektedir. Bu durum, özellikle yapışma (adezif) ve aşındırıcı (abrazyon) türdeki aşınmalarda daha belirgin şekilde ortaya çıkmaktadır. Sert yüzeyler, çoğu durumda yüzey hasarını geciktirerek kullanım ömrünü uzatabilir.

Ancak Bhushan (2013), sertliğin tek başına aşınma direncini belirleyen bir faktör olmadığını, bu direncin mikroyapısal özellikler, tokluk, elastiklik modülü ve özellikle yüzey pürüzlülüğü gibi diğer fiziksel ve yüzeysel parametrelerle birlikte değerlendirilmesi gerektiğini ifade etmektedir. Örneğin, oldukça sert fakat gevrek yapıya sahip bir yüzey, mikroçatlak oluşumuna yatkınlık gösterebilir ve bu da zamanla yüzeyin bozulmasına yol açabilir. Bu nedenle aşınmaya karşı direnç, sadece yüksek sertlikle değil, aynı zamanda mekanik uyum ve yüzey bütünlüğü ile de doğrudan ilişkilidir.

Sertliği iyileştirme amacıyla uygulanan ısı işlemleri (nitrürleme, sementasyon, indüksiyonla sertleştirme vb.) ve kaplama teknolojileri (örneğin titanyum nitrür (TiN), krom nitrür (CrN) kaplamalar) gibi yöntemler sayesinde, yüzeyde yüksek sertliğe sahip koruyucu katmanlar oluşturularak aşınma oranı önemli ölçüde azaltılabilmektedir. Bu tür yüzey modifikasyonları, özellikle temas yükünün fazla olduğu sistemlerde aşınmayı kontrol altına almak için etkili stratejiler sunmaktadır.

Yüzey pürüzlülüğü ve aşınma üzerindeki etkileri

Yüzey pürüzlülüğü, bir yüzeyin ideal düzlemden sapmalarını, yani yüzeydeki mikroskobik çıkıntılar ve çukurları ifade eder. Bu özellik, yüzeydeki düzensizliklerin büyüklüğünü ve dağılımını tanımlar ve genellikle mikro düzensizlikler olarak tanımlanır. Bhushan (2013), yüzey pürüzlülüğünü, üretim süreçlerinden kaynaklanan, genellikle mikroskobik düzeydeki yüzey düzensizlikleri olarak açıklar. Yüzey pürüzlülüğü, tribolojik performans üzerinde kritik bir rol oynar çünkü pürüzlülük, doğrudan sürtünme, aşınma ve yapışma gibi mekanizmaları etkiler.

Yüzey pürüzlülüğü, genellikle Ra (ortalama aritmetik pürüzlülük yüksekliği), Rq (kare ortalama pürüzlülük yüksekliği) ve Rt (maksimum pürüzlülük yüksekliği) gibi parametrelerle ölçülür. Bu parametreler, yüzeyin düzlüğüne ne kadar uzak olduğunu ve mikroskobik

çıkıntıların yoğunluğunu belirler. Yüzey pürüzlülüğü genellikle nanometre (nm) düzeyine kadar hassasiyetle ölçülür, bu da onu tribolojik analizlerde önemli bir ölçüt haline getirir.

Yüksek pürüzlülüğe sahip yüzeyler, genellikle daha fazla sürtünme kuvvetine neden olurlar. Bhushan (2013), pürüzlü yüzeylerin, karşı yüzeylerle etkileşime girerken, daha fazla temas noktası yaratarak sürtünme katsayısını artırabileceğini belirtir. Bu durum, özellikle aşındırıcı aşınma türlerinde, daha fazla malzeme kaybına yol açabilir. Pürüzlü yüzeylerde, her bir mikroskobik çıkıntı, karşı yüzeyle daha sık ve daha yoğun temas eder, bu da aşındırıcı partiküllerin daha etkili bir şekilde malzemeyi aşındırmasına neden olur.

Pürüzlü yüzeyler ayrıca, yapışma aşınması gibi istenmeyen etkileri artırabilir. Yüksek pürüzlülük, yüzeyler arasında daha fazla mikro temas noktasının oluşmasına yol açarak, malzemelerin birbirine yapışma olasılığını artırır. Yapışma aşınması, malzeme kaybının yanı sıra, yüzeylerde daha fazla deformasyona yol açar ve bu da sistemin verimliliğini düşürebilir.

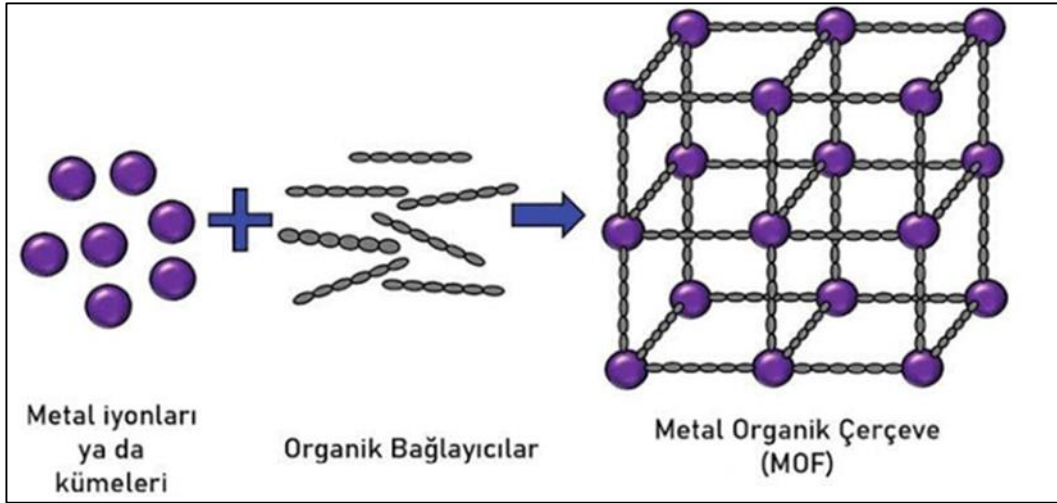
Düşük pürüzlülüğe sahip yüzeyler ise genellikle daha az sürtünme ve aşınma yaratır. Bu, özellikle sliding (kayma) gibi hareketlerin hakim olduğu sistemlerde avantajlıdır. Düzgün yüzeyler, temas noktalarını daha az sayıda tutarak, sürtünme kuvvetlerini ve dolayısıyla aşınmayı azaltır. Bununla birlikte, Bhushan (2013), çok düşük pürüzlülüğe sahip yüzeylerin de yapışma aşınması riskini artırabileceğini vurgular. Yüzeyler arasındaki düşük pürüzlülük, kayma hareketi sırasında malzemelerin birbirine yapışma eğilimini artırabilir, bu da tribolojik sistemde yapışma ve malzeme kaybına yol açabilir.

Yüzey pürüzlülüğü, her uygulamanın özel gereksinimlerine göre optimize edilmelidir. Bhushan (2013), pürüzlülüğün, aşınmayı minimize etmek için belirli bir düzeyde tutulması gerektiğini belirtir. Örneğin, motor yatakları veya dişliler gibi yüksek yük taşıyan yüzeylerde, daha düşük pürüzlülük seviyeleri tercih edilebilir, çünkü bu, sürtünmeyi ve aşınmayı azaltır. Ancak, bazı sistemlerde, örneğin zımparalama işlemleri veya kesme uygulamaları, yüzeyin belirli bir pürüzlülük seviyesine sahip olması gerekebilir, çünkü çok düzgün yüzeyler aşındırıcı partiküllerin etkisini sınırlayabilir.

Metal Organik Çerçevesler (MOF)

Metal-organik kafes yapıları 1990'larda keşfedilmiş olup, geçiş metalleri ve organik ligandların kopolimerizasyonu ile oluşan MOF'lar, en yeni hibrid gözenekli nanomalzeme sınıfındadır. MOF'ların birçok metal ve organik bağ eşleşmesi mevcuttur. MOF'ların sentezi sırasında kombinasyonların değişimiyle fiziksel ve kimyasal özellikleri ayarlanabilmektedir. Deneysel çalışmalarda bu ayarın yapılabilmesi önemli bir avantajdır.

Şekil 8’ de, metal iyonları ve organik bağlayıcıların bir araya gelmesiyle oluşan metal-organik kafes yapısının şematik gösterimi sunulmuştur.



Şekil 8. MOF'un temel yapısı (Varella 2018)

Metal-organik kafes yapılarına süperparamanyetik metal iyonlarının eklenmesi ile MR gibi manyetik rezonans görüntüleme için kontrast maddeleri olarak kullanılabilirler. Ayrıca ışıkla aktive edilen ligantlardan yapılandırılan MOF'lar, güçlü fotodinamik tedavi ajanları olarak da dikkat çekmektedir. (Luo *et al.*2018).

Metal-organik kafes (MOF) yapıları, düşük yoğunluk, yüksek gözenek hacmi ve geniş yüzey alanı gibi belirgin yapısal avantajlara sahiptir. Özelleştirilebilir adsorpsiyon afinitesi ile dikkat çeken bu yapılar, güçlü C–C, C–H, C–O ve M–O bağlarının varlığı sayesinde yüksek ısı kararlılık göstermektedir (Fukuda *et al.* 2011).

Biyomedikal uygulamalarda MOF yapılarının kullanımı genel olarak üç ana başlık altında değerlendirilmektedir:

- İlaç taşıma ve kontrollü salım sistemleri
- Biyogörüntüleme uygulamaları
- Fotodinamik tedavi ajanları olarak kullanımı

MOF'ların ayarlanabilir fonksiyonel gruplar içermesi, geniş yüzey alanına sahip olmaları ve fizikokimyasal kararlılıkları; onları biyomedikal alanda son derece cazip kılmaktadır. Bu malzemeler farklı morfolojiler, kimyasal bileşimler ve boyutlarda tasarlanabilmekte; bu sayede hedef dokuya özgü taşıyıcı sistemler geliştirilebilmektedir. Talebe göre özelleştirilebilen fizikokimyasal özellikler sayesinde, kararlı bir yapı içinde ilaçların kontrollü ve etkili şekilde salımı mümkün hale gelmektedir.

MOF yapılarının süperparamanyetik metal iyonları ile fonksiyonlandırılması durumunda, bu sistemler manyetik rezonans görüntülemede (MR) kontrast ajanı olarak da

görev yapabilmektedir. Ayrıca, ışığa duyarlı ligantlar içeren MOF yapıları, fotodinamik tedavi alanında etkili ajanlar olarak potansiyel göstermektedir (Luo *et al.* 2018).

MOF üretim yöntemleri

Metal organik kafes yapılarının sentezinde kullanılacak olan malzemenin türüne hedef yapıya ve uygulamaya bağlı olarak farklılıklar göstermektedir. Metal organik kafes yapılarının sentezlenmesinde;

- Oda koşullarında sentezleme
- Solvothermal sentezlenme
- Elektrokimyasal sentezleme
- Hidrotermal sentezleme
- Mekanokimyasal sentezleme
- İyonothermal sentezleme
- Sonokimyasal sentezleme

Olmak üzere çeşitli teknikler kullanılmaktadır.

Oda koşullarında sentez yöntemi

Oda sıcaklığı yönteminde organik ligandlar ve metal iyonları oda sıcaklığında belirli miktardaki çözücü ile karıştırılarak metal organik kafes yapısı oluşturulur. Oda sıcaklığında başlayan bu reaksiyon genellikle birkaç saat sürmektedir. Reaksiyonda kullanılan çözücü genellikle saf su metanol veya etonal kullanılır. Bu yöntemde enerji tüketimin düşük basit ve hızlı olması avantajları arasındayken, kristalin boyutu ve kalitesinin sınırlı olması dezavantajlarının arasındadır. Şekil 9’ de oda koşullarında MOF üretim şekli gösterilmektedir.



Şekil 9. Oda şartlarında sentez yöntemi (Öztürk 2015)

Solvothermal sentez yöntemi

Solvothermal yönteminde yüksek sıcaklık ve basınç altında karıştırılmalı ya da karıştırmasız olarak oda koşullarında sentez yönteminden ayrılmıştır. Bu yöntemde karışım otoklavda basınca dayanıklı bir kaptan 80-250°C arasında bir sıcaklığa kadar ısıtılır. Reaksiyon birkaç güne kadar sürebilir. Kristal yapıların iyi kalitede olması ve çeşitli mof yapılarının sentezlenmesine olanak sağlaması avantajları arasındayken yüksek enerji tüketimi ve ısıtma işlemlerine haracanan zaman dezavantajları arasındadır. Şekil 10’ da Solvothermal yönteminin şematik gösterimi verilmiştir.



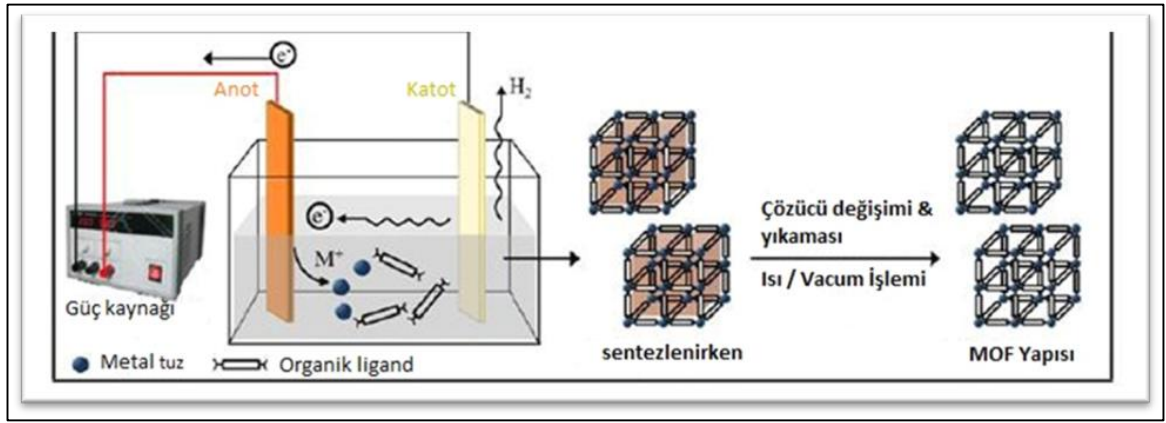
Şekil 10. Solvothermal yönteminin şematik gösterimi (Öztürk 2015)

Hidrotermal sentez yöntemi

Hidrotermal yöntemi servothermal yönteminden ayıran özelliği çözücü olarak direkt su kullanılmasıdır. Eğer sudan farklı bir çözücü kullanılacaksa solvothermal yöntemi eğer çözücü olarak su kullanılacaksa hidrotermal yöntemi olarak adlandırılır.

Elektrokimyasal sentez yöntemi

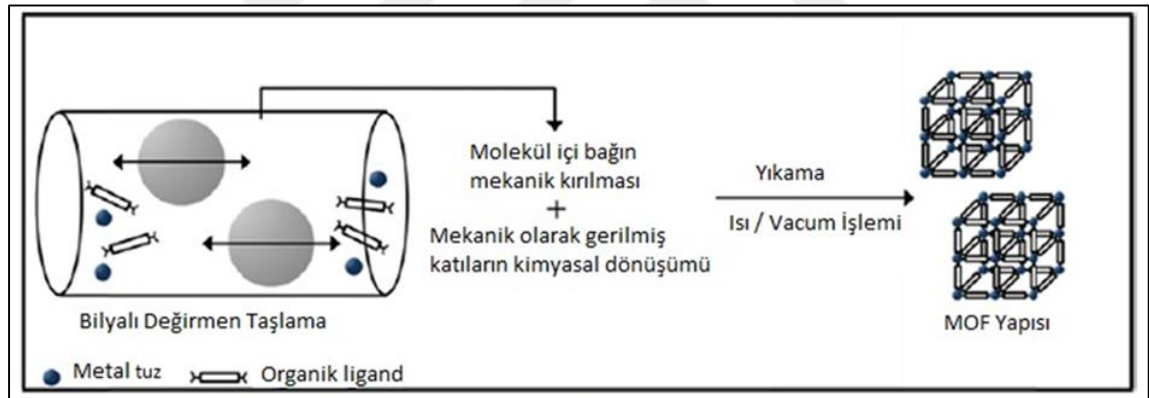
Elektro kimyasal yöntemde bir elektrot üzerinden metal iyonları çözeltiye daldırılarak organik ligantlarla reaksiyona girer. Elektrottan doğrudan metal kaynağı sağlanır. Kullanılan çözücüler genellikle tekrar kullanılabilir. Elektrokimyasal yöntemle büyük ölçekli üretimler için sınırlamalar gerektirir. Şekil 11’ te elektrokimyasal yöntemi ile MOF üretimi şematik olarak gösterilmiştir.



Şekil 11. Elektrokimyasal sentez yöntemi (Lee, 2016)

Mekanokimyasal sentez yöntemi

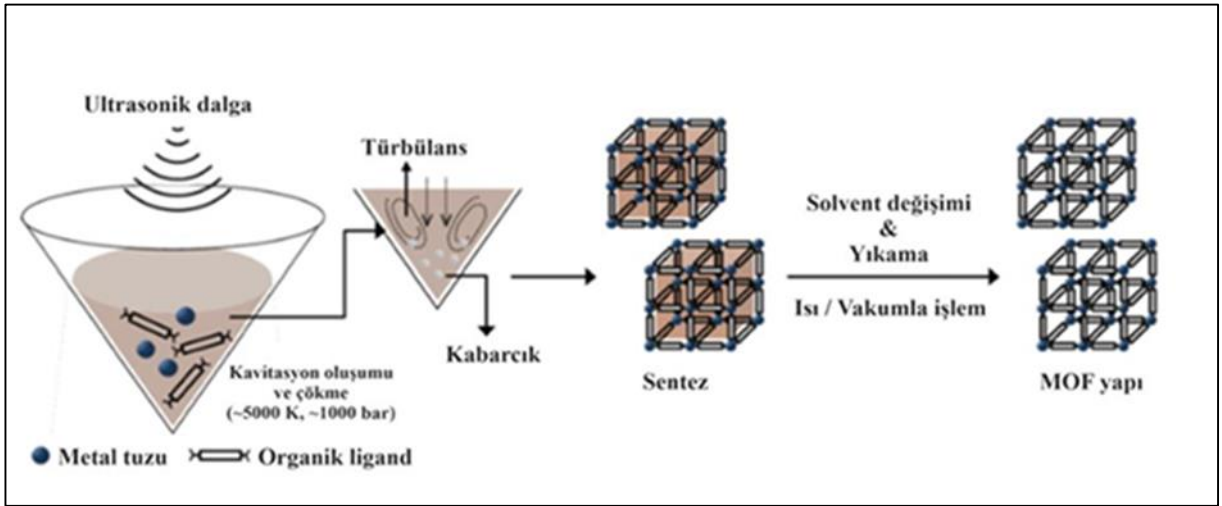
Kimyasal sentezde mekanik kuvvetin kullanıldığı için mekanokimyasal olarak adlandırılmıştır. Yöntemde genellikle bilyalı değirmenler tercih edilir. Solvothermal ya da hidrotermal yöntemlerde kullanılan çözücülere nazaran bu yöntemde çözücüye ihtiyaç duyulmaz. Bu yöntemde belirli MOF türlerinin üretilmesi bu yöntemin dezavantajları olarak gösterilebilir. Şekil 12’ de çözücü olmadan bilyalar ile MOF sentez yöntemi gösterilmiştir.



Şekil 12. Mekanokimyasal sentez yöntemi (Lee et al. 2016)

Sanokimyasal yöntem (Ultrasonik yöntem)

Çözelti içindeki metal iyonların ve organik ligandların reaksiyona girmesi ultrasonik dalgalar ile hızlandırılır. Ultrasonik dalgalar çözücü moleküllerini hızlıca hareket ettirerek reaksiyonun hızını arttırlar. Bu yöntem hızlı sentez yöntemi sağlar enerji verimlidir ancak kristal büyüklüğü ve homojenliği sınırlı olabilir. Şekil 13’de ultrasonik dalgalar ile reaksiyonun hızlandırılıp MOF yapısının oluşturulması gösterilmiştir.



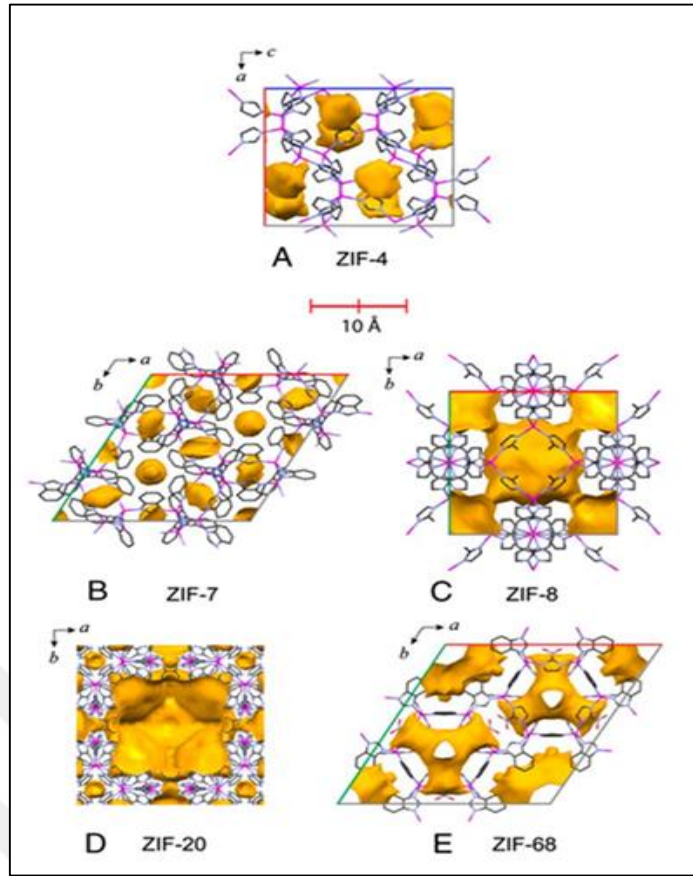
Şekil 13. Sonokimyasal sentez yöntemi (Lee *et al.* 2013)

İyonothermal sentez yöntemi

Metal organik yapıların sentezinde yüksek sıcaklık ve basınç altında kimyasal reaksiyonlarda çözücü yerine iyonik sıvıların kullanıldığı yöntemdir. Bu yöntemde organik ligandlar ve metal tuzları iyonik sıvıların içinde bir araya getirilir. Bu işlem ısı koşulları altında gerçekleşir. İyonik sıvıların moleküler çözücülerden daha pahalı olması bu yöntemin dezavantajları arasındadır.

Zeolitik imidazol kafes yapılar (ZIF)

Metal-organik kafeslerin (MOF) bir alt grubu olan zeolitik imidazolat kafes yapılar (ZIF'ler), geçiş metali iyonları (genellikle Zn veya Co) ile imidazol türevi organik bağlayıcıların koordinasyonu ile oluşmaktadır. ZIF'ler; yüksek yüzey alanı, üniform gözenek dağılımı, üstün termal ve kimyasal stabilite özellikleriyle öne çıkmaktadır. Bu özgün yapısal özellikleri sayesinde, gaz depolama, kataliz, adsorpsiyon ve moleküler ayırma gibi çeşitli uygulamalarda etkin bir şekilde kullanılmaktadırlar. ZIF yapılarının, genel MOF türevlerine kıyasla termal dayanıklılığı ve neme karşı dirençleri daha yüksektir. Şekil 14'de, farklı ZIF türlerinin gözenek morfolojileri görsel olarak sunulmaktadır.



Şekil 14. ZIF çeşitlerinin gözenek morfolojileri (Tan *et al.* 2010)

ZIF' ler adlandırılırken ZIF-n'deki "n" sayısı, ilk rapor eden yazarlar tarafından rastgele verilmiştir. Tüm ZIF' ler, Zn veya Co'nun inorganik kısmını ve imidazol-türevi köprüleyici bağlantıları içermesine ve neredeyse benzer kimyasal yapıya sahip olmasına rağmen, yüzey alanı, morfoloji, gözenek çapı ve kristal boyutu açısından oldukça farklılık gösterir. Bu farklılıklar, çok çeşitli uygulamalara olanak sağlar.

ZIF' lerin yapısal düzenleme şekli yani topolojisi üretim sırasında parametrelere bağlı olarak değişir. Bu parametreler şunlardır:

- Çözücü
- Kimyasal reaksiyonların gerçekleşme süresi
- Kullanılan metal iyonu (Zn veya Co)
- İmidazol halkasına bağlı gruplar

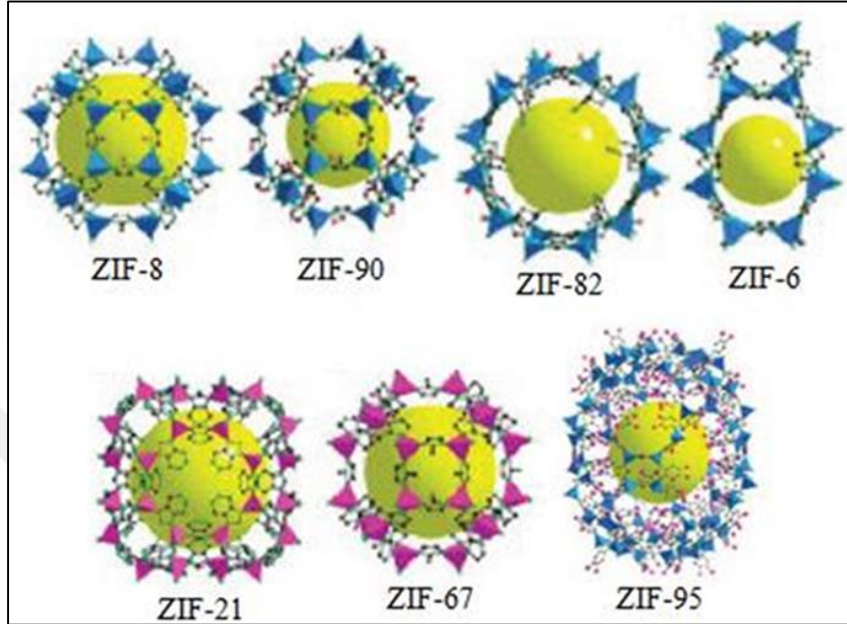
Beş üyeli halka şeklindeki organik moleküller imidazol diye aktarılır. İmidazollerin içerisinde iki azot atomu bulunmaktadır.

İmidazol halkasının belirli noktalarına grupları bağlanırsa;

- Pozisyona bir grup eklenirse sodalit SOD adı verilen topoloji oluşur

➤ 4 v 5. Pozisyona bir grup eklenirse rho adı verilen topoloji oluşur

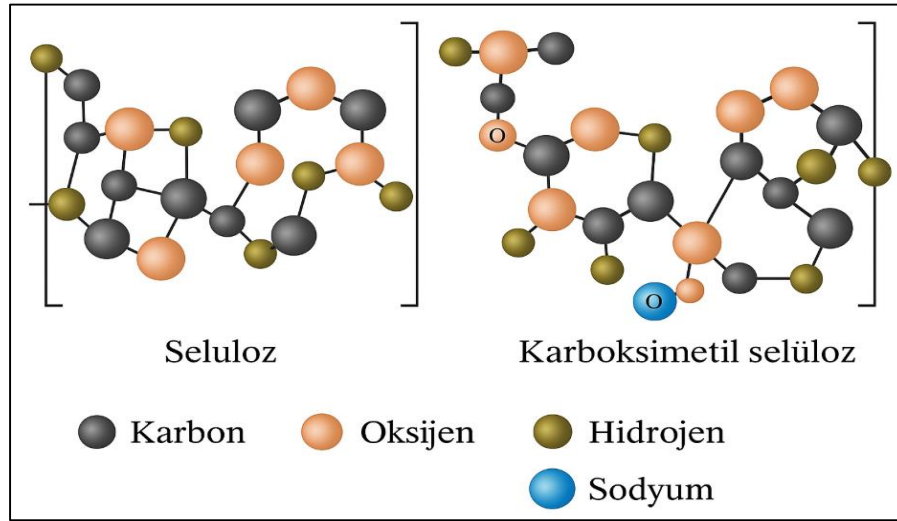
Yani imidazol halkasındaki bağlantı noktalarına eklenen gruplar zeolatik imidazol kafes yapıların nasıl bir yapısal düzen alacağını belirlemektedir bu durumda yapının gözenek yapısını yüzey alanını etkileyerek farklı uygulamalarda kullanılmasını sağlamaktadır. Şekil 15’ de topolojilerine göre sınıflandırılmış bazı ZIF’leri göstermektedir.



Şekil 15. ZIF’lerin topolojilerine göre sınıflandırılması (Schejn 2018)

Karboksimetil selüloz (CMC)

Karboksimetil selüloz (CMC), doğal bir biyopolimer olan selülozun suda çözünebilen, anyonik bir türevidir. Selüloz; anhidro-glukoz birimlerinden oluşan lineer bir polisakkarit yapısındadır ve bu birimler β -1,4-glikosidik bağları ile birbirine bağlanmıştır. CMC'nin moleküler düzeyde selülozdan temel farkı, selüloz zincirinde yer alan bazı hidroksil (-OH) gruplarındaki hidrojen atomlarının yerine karboksimetil (-CH₂ COOH) gruplarının geçmesidir. Bu modifikasyon, CMC'ye suda çözünürlük, iyonik karakter, jel oluşturabilme gibi ek fonksiyonel özellikler kazandırır (Heinze *et al.* 1999). Şekil 16’da Selüloz ile karboksimetil selüloz (CMC) arasındaki temel yapısal fark şematize edilmiştir.(Rahman *et al.*2021)



Şekil 16. Selüloz ile karboksimetil selüloz (CMC) arasındaki temel yapısal fark (Rahman *et al.* 2021)

CMC ilk kez 1918 yılında sentezlenmiş, ancak ticari üretimi 1920'li yılların başlarında Almanya'da başlamıştır. Geleneksel olarak, odunsu bitkiler gibi yüksek selüloz içeren materyaller CMC üretiminde kullanılsa da; günümüzde portakal ve ananas kabuğu, şeker kamışı posası (bagas), mısır sapı gibi çeşitli bitkisel atıklar ve geri dönüştürülmüş kağıt gibi atık temelli kaynaklar da sürdürülebilir ve ekonomik alternatifler olarak değerlendirilmektedir.

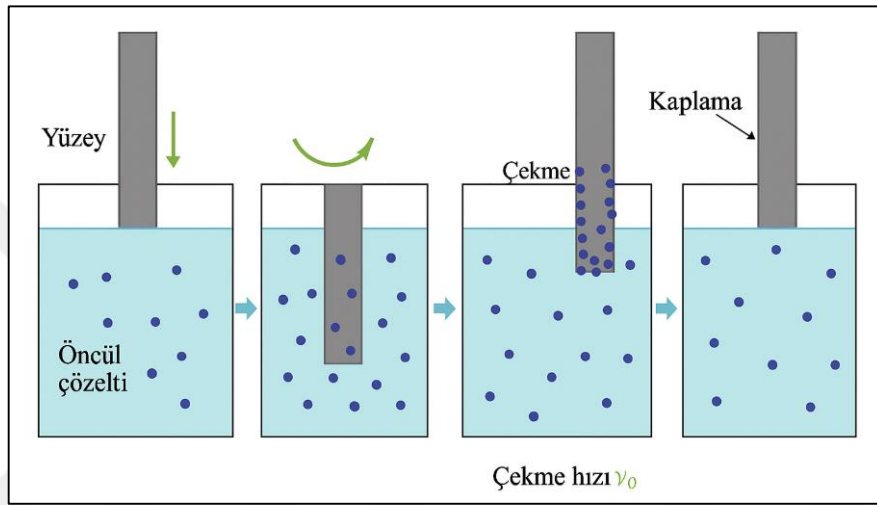
CMC, yoğunluk ve konsantrasyona bağlı olarak Newton ve Newton-dışı (non-Newtonian) akış davranışları gösterebilir. Özellikle %1'den düşük konsantrasyonlarda Newton tipi, %1'in üzerindeki oranlarda ise kayma incelmesi (shear thinning) davranışı sergiler. Bu durum, CMC'nin uygulamalardaki akışkanlık kontrolünü sağlama açısından önemlidir (Ghannam *et al.* 1997). CMC'nin reolojik karakteri; viskozite, gerilme-gerinim davranışı, psödoplastiklik, tiksotropi ve viskoelastiklik gibi parametrelerle tanımlanır. Bu özellikler; süspansiyon enjeksiyonu, film üretimi, gıda işleme, kozmetik formülasyonları ve boya teknolojisi gibi uygulamalarda performansı doğrudan etkiler.

CMC'nin viskozitesi, molekül zincirlerindeki karboksimetil grubu oranını ifade eden ikame derecesi (Degree of Substitution – DS) ile doğrudan ilişkilidir. DS arttıkça, CMC'nin su tutma kapasitesi, şişme davranışı ve jel oluşturma yeteneği de artar. Bu da onu hem kıvam artırıcı hem de film oluşturan ajan olarak ideal kılar (Mondal *et al.* 2015).

Daldırarak Kaplama

Endüstriyel alanda yaygın olarak kullanılan ve düşük maliyetli bir yöntem olup, metal, seramik, polimer filmleri ve lifli materyaller gibi çeşitli substratlara kaplama uygulaması yapar (Liu and Wang, 2010). Bu süreç, su bazlı sıvı faz kaplama çözümlerinin bir substratın yüzeyine uygulanması olarak tanımlanabilir. Hedef materyaller genellikle çözücüler içinde çözülür ve

doğrudan substratın yüzeyine kaplanarak, ardından ıslak kaplama tabakası buharlaşarak kuru bir film elde edilir (Wang, 2012). Bu yöntem, substratın kaplama çözeltisine tam olarak daldırılmasını ve ardından çözeltiden çıkartılmasını içerir. Ancak, bu basit görünümlü film oluşturma süreci, karmaşık kimyasal ve fiziksel çok değişkenli parametrelerin etkisi altında şekillenir (Parker *et al.* Brown, 2008). Kaplama sırasında, ince filmin kalınlık ve morfolojisi, daldırma süresi, çekme hızı, dip-coating döngüleri, çözeltinin yoğunluğu ve viskozitesi, yüzey gerilmesi, substrat yüzeyinin durumu ve kaplama çözeltisinin buharlaşma koşulları gibi birçok parametre ile belirlenir (Davis and Smith, 2015). Şekil 17’de daldırarak kaplama örneği gösterilmiştir.



Şekil 17. Daldırarak kaplama (Liu ve Wang, 2010)

UV Polimerizasyonu

Ultraviyole (UV) polimerizasyonu, düşük enerji tüketimi ve çevresel sürdürülebilirlik açısından avantaj sunan, monomerlerin UV ışığı yardımıyla hızlı şekilde polimer zincirlerine dönüştüğü bir teknolojidir. Bu süreçte, fotoinisiyatörler UV ışınımı ile aktive edilerek serbest radikal veya katyonik türler oluşturur; bu aktif türler, monomerleri zincirleme reaksiyonlarla polimerleştirir. Geleneksel termal yöntemlerle karşılaştırıldığında, UV polimerizasyonu çok daha kısa sürede, düşük sıcaklıklarda ve solvent içermeyen sistemlerde gerçekleşir; bu da özellikle biyomedikal ve optoelektronik uygulamalarda tercih edilmesini sağlamaktadır (Pancera *et al.* 2021; Gandhi *et al.* 2022).

Sistemin temel işleyişi, fotoinisiyatörlerin UV ışığı tarafından aktive edilmesine dayanır. Bu aktivasyon sonucunda oluşan radikal türler, kısa sürede polimerleşmeyi başlatır ve yüksek verimle tamamlar. Reaksiyon süresi, UV ışığına maruz kalma süresiyle doğrudan ilişkilidir ve işlemin kontrollü olması sayesinde, hassas yüzeylerde dahi güvenli uygulama imkânı sunar (Bai *et al.* 2020).

UV polimerizasyon teknolojisinin öne çıkan avantajları arasında, saniyeler içinde tamamlanan kürleme süresi (Wang *et al.* 2019), düşük sıcaklık gereksinimiyle ısıya duyarlı substratlara uyumluluğu ve solventsiz sistem kullanımı sayesinde uçucu organik bileşiklerin salınımının minimize edilmesi yer almaktadır (Yang *et al.* 2018). Ayrıca, UV ışığı yalnızca maruz kalan bölgelerde polimerizasyonu başlattığından dolayı malzeme israfını azaltır ve hedefe yönelik işlemler için idealdir (Liu *et al.* 2021).

Bu yöntem, biyomedikal cihazlar ve dental uygulamalar gibi sağlık sektöründe geniş bir kullanım alanına sahiptir. Özellikle dental kompozit reçinelerde, UV ışığı ile hızlı kürlenen sistemler estetik ve uzun ömürlü çözümler sunmakta, aynı zamanda diş dokusuna zarar vermeden sertleşme sağlamaktadır (Akin *et al.* 2021). UV ile sertleştirilen biyopolimer kaplamalar, implant yüzeylerinde biyouyumluluğu ve doku entegrasyonunu artırmakta; bu da implantın başarısını doğrudan etkilemektedir (Chakraborty *et al.* 2020).

Antibakteriyel fonksiyonlar eklemek amacıyla, UV polimerizasyonu sırasında kaplamalara gümüş nanoparçacıkları, çinko oksit gibi biyosit ajanlar entegre edilebilmekte ve bu da enfeksiyon riskini azaltmaktadır (Singh *et al.* 2021). Ayrıca, ilaç salınım sistemlerinde de kullanılmakta olan bu yöntem, UV ışığı ile polimerize edilen monomerler aracılığıyla kontrollü salınım sağlayan sistemlerin oluşturulmasına olanak tanımaktadır (Zhao *et al.* 2019).

Son yıllarda gerçekleştirilen çalışmalar, bu yöntemin biyomedikal kaplamalarda etkinliğini kanıtlamıştır. Akin *et al.* (2021), UV ile kürlenen dental reçinelerin hem mekanik özelliklerinin hem de biyouyumluluğunun klinik başarıya katkı sunduğunu bildirmiştir. Benzer şekilde, Chakraborty *et al.* (2020) tarafından yürütülen çalışmada, implant yüzeylerinin UV polimerizasyonu ile fonksiyonel kaplamalarla işlenmesinin, doku entegrasyonunu artırarak enfeksiyon olasılığını azalttığı vurgulanmıştır.

Taramalı Elektron Mikroskobu (SEM) ile Yüzey Analizi

Taramalı Elektron Mikroskobu (SEM), modern malzeme karakterizasyonunda sıklıkla başvurulacak yüksek çözünürlüklü bir görüntüleme tekniğidir. Bu cihaz, yüzey morfolojisinin detaylı biçimde incelenmesini sağlar ve mikroyapısal düzeyde bilgi sunar. SEM sistemi, numune yüzeyine yönlendirilen yüksek enerjili elektron demetinin etkileşimi sonucunda ortaya çıkan ikincil elektronlar, geri saçılan elektronlar ve karakteristik X-ışınlarını algılar. Bu sinyaller, örneğin yüzey dokusu, şekil, boyut, bileşen dağılımı ve kristal yapısı gibi nitelikleri hakkında bilgi verir (Goldstein *et al.* 2018; Reimer, 1998).

SEM ile elde edilen görüntüler sayesinde, bir malzemenin topografik özellikleri (yani yüzeyin genel görünümü ve dokusu), morfolojik yapısı (şekil ve boyut gibi fiziksel özellikleri),

kimyasal kompozisyonu ve kristalografik düzeni analiz edilebilmektedir. Topografya, yüzeyin pürüzlülüğü, dalgalılığı veya düzgünlüğü gibi niteliklerini ortaya koyarken; morfoloji, yapı içerisindeki partiküllerin geometrik özelliklerini (örneğin, uzunluk, genişlik, sferiklik gibi) açıklar. Kompozisyonel analiz ile ise malzemeyi oluşturan elementler ve bunların oranları belirlenebilir. Bu bağlamda, SEM yalnızca görüntüleme değil, aynı zamanda malzeme kimyasının tespitinde de işlevseldir (Egerton, 2005). Bununla birlikte, SEM tekniği, numune yüzeyine dair oldukça net ve yüksek büyütmede görseller sağlayabilmektedir. Yaklaşık 1 nm düzeyinde mekansal çözünürlük ile çalışan sistemler, 300.000 kata kadar büyütme kapasitesi sunarak, nano-ölçekli detayların analizine olanak tanır (Zhou and Wang, 2007). Ancak, cihaz temel olarak yüzeyle sınırlı veri sağlar; malzemenin iç yapısına dair doğrudan bir bilgi sunmaz. Buna rağmen, yüzeyde gerçekleştirilen modifikasyonların (örneğin, kaplama, dağlama veya yüzey işleme) ardından meydana gelen morfolojik değişikliklerin tespitinde oldukça etkili bir yöntemdir.

X-Işını Difraksiyonu (XRD) ile Yüzey Analizi

Kristal yapılarının analiz edilmesinde oldukça önemli bir tekniktir. XRD, numunelerin iç yapısını atomik düzeyde inceleme imkânı sunar. Bu teknik, yüksek enerjili X-ışınlarının numune yüzeyine çarpması ve bu ışınların kristal yapıdaki atomlarla etkileşime girerek saçılmasına dayanmaktadır. Saçılan ışınlar, malzemenin iç yapısındaki düzeni ve simetrik özellikleri yansıtır, bu da materyalin kristal yapısını çözümlememizi sağlar (Goldstein *et al.* 2018). XRD analizinin ilk aşaması, yüksek enerjili X-ışınları üretmektir. Bu ışınlar, kristallerdeki atom düzeyindeki boşluklarla kıyaslanabilir dalga boylarına sahiptir, bu nedenle XRD, kristalin yapısını incelemeye son derece etkilidir (Kresse, 2002). X-ışınları numuneye çarptığında, kristal yapısındaki atomlarla etkileşime girerler ve belirli açılarda saçılırlar. Bu saçılma, kristalin simetrisi, birim hücre boyutları ve atom düzenine bağlı olarak değişir (Reimer, 1998).

Difraksiyon deseninden elde edilen bilgiler, numunenin kristal yapısı hakkında ayrıntılı bilgi sunar. Desendeki zirveler, kristalin belirli atom düzeylerine karşılık gelir ve yoğunlukları, bu düzeylerdeki atom sayısını yansıtır. Bu sayede, birim hücre boyutları, kristalin simetrisi ve yapısal parametreler hesaplanabilir (Egerton, 2005).

XRD, çok çeşitli alanlarda kullanılan yaygın bir tekniktir. XRD, jeoloji ve malzeme bilimi alanlarında minerallerin kristal yapılarının analizinde sıkça kullanılır. Bu teknik, mineral fazlarını tanımlamak ve kristal yapılarını belirlemek için idealdir (Reimer, 1998). Metal, alaşım ve polimerler gibi materyallerin analizinde de XRD yaygın olarak kullanılmaktadır. XRD, bu materyallerin faz kompozisyonunu, dokusunu ve kristalin yapısını inceleyerek mekanik ve

termal özelliklerin anlaşılmasına yardımcı olur (Goldstein *et al.* 2018). XRD, ilaç endüstrisinde de önemli bir rol oynar. İlaçların kristal formlarını analiz ederek, etkinlik, stabilite ve biyoyararlanım özelliklerini belirlemeye yardımcı olur (Egerton, 2005). İnce film ve kaplama analizinde XRD, yüzey özelliklerini incelemek, film kalınlığını, doku özelliklerini ve kristalin yönelimlerini belirlemek için kullanılır. Bu, özellikle elektronik ve nanoteknoloji alanlarında oldukça önemlidir (Zhou and Wang, 2007).

3D Profilometreler

Üç boyutlu (3D) profilometri cihazları, malzemelerin yüzey topografyasının ayrıntılı bir biçimde analiz edilmesini sağlayan ileri düzey ölçüm sistemleridir. Bu cihazlar, yüzeylerin pürüzlülük düzeyi, geometrik yapısı ve mikroyapısal özellikleri hakkında nitelikli veriler sunarak özellikle malzeme bilimi ve mühendislik alanlarında yaygın biçimde kullanılmaktadır. Profilometri sistemleri temel olarak üç ana gruba ayrılmaktadır: optik, kapasitif ve mekanik profilometreler.

Optik profilometreler, yüzeylerin üç boyutlu haritalarını oluşturmak amacıyla ışığın faz farklarını veya yansıma karakteristiklerini analiz etmektedir. Bu yöntem, yüzeye fiziksel temas olmaksızın yüksek çözünürlükte veri elde etme olanağı sunar. Bu avantaj, özellikle cam, polimer ve ince film kaplamalar gibi hassas ya da yumuşak malzemeler üzerinde deformasyonsuz ölçüm yapılmasını mümkün kılar. Bununla birlikte, optik profilometreler genellikle opak olmayan yüzeylerde sınırlı başarı göstermektedir (Thompson *et al.* 2015).

Kapasitif profilometreler ise, yüzeye yakın konumlandırılmış bir elektrot ile yüzey arasındaki kapasitans değişimlerini algılayarak ölçüm yapmaktadır. Bu cihazlar da yüzeye temas etmeksizin çalışır ve metalik yüzeylerde yüksek doğruluk sunarken, yalıtkan malzemelerde performans kaybı yaşanabilmektedir. Özellikle yüksek hassasiyet gerektiren proseslerde tercih edilmektedir. Buna karşın, mekanik profilometreler doğrudan temas yöntemi ile ölçüm yaparak yüzey şekillerinin belirlenmesinde son derece hassas sonuçlar verebilmektedir. Ancak, temaslı ölçüm doğası gereği, yüzey üzerinde mikroskobik düzeyde deformasyon riski taşır. Bu sebeple, hassas yüzeylerde kullanım esnasında dikkatli olunmalıdır (Yin *et al.* 2016).

Her üç profilometre sistemi, yüzey morfolojisinin detaylandırılması, kaplama sonrası yüzey değişimlerinin izlenmesi, mikroyapısal değerlendirmeler ve biyomalzeme uygulamalarında önemli katkılar sunmaktadır. Özellikle malzeme geliştirme süreçlerinde, performans analizi ve kalite kontrol açısından vazgeçilmez araçlar arasında yer almaktadırlar. Gelişmiş 3D profilometre teknikleri sayesinde, yüzey özelliklerinin çok boyutlu ve yüksek

doğrulukta değeriendirilmesi mümkün hale gelmekte ve bu durum, modern mühendislik uygulamalarında verimliliği artırmaktadır.



MATERYAL VE YÖNTEM

Materyal

CoCrW (Kobalt-Krom-Tungsten) alaşımları, yüksek mekanik mukavemet, mükemmel aşınma direnci ve iyi korozyon dayanımı gibi özellikleri sayesinde özellikle ortopedik ve dental implant uygulamalarında sıklıkla tercih edilmektedir (Wang *et al.* 2021). Ancak bu alaşımlar, uzun süreli biyomedikal uygulamalarda yalnızca mekanik açıdan yeterli olsalar da, yüzeysel özellikleri bakımından belirli sınırlılıklar taşımaktadır. Bu eksikliklerin giderilmesi amacıyla yüzey kaplama yöntemleri kritik bir strateji olarak değerlendirilmektedir.

CoCrW yüzeyleri doğal olarak pasif bir oksit tabakası ile kaplıdır. Ancak bu tabaka, biyolojik hücre adezyonu açısından yeterli değildir ve osteointegrasyon potansiyelini sınırlar. Yani implant ile kemik dokusu arasındaki biyolojik bütünleşme zayıf olabilir (Geetha *et al.* 2009). Kaplama uygulamaları, yüzeyin hücre dostu hale getirilmesi ve biyouyumluluğun artırılması açısından önemli avantajlar sunar. Bu alaşımlar, mikroaşınma veya iyon salımı gibi istenmeyen olaylara maruz kalabilir. Özellikle kobalt ve krom iyonlarının salınımı, doku toksisitesi, inflamasyon ve alerjik reaksiyon risklerini artırabilir (Hanawa, 2004). Yüzey kaplamaları, bu iyonların çevre dokulara geçişini engelleyerek biyolojik güvenliği artırmakta etkilidir. CoCrW yüzeyleri tribolojik anlamda da geliştirilme potansiyeline sahiptir. Metal-metal temaslı implantlarda, zamanla oluşan aşınma partikülleri protezin çevresindeki dokularda inflamasyona yol açarak implant ömrünü kısaltabilir. Aşınmaya dirençli kaplamalar, bu partikül oluşumunu azaltarak implantın uzun dönemli stabilitesine katkı sağlar (Wimmer and Fischer, 1998).

CoCrW yüzeyleri doğası gereği antibakteriyel, osteojenik veya ilaç salımı gibi fonksiyonel özellikler taşımaz. Bu eksiklik, ZİF-8 gibi metal-organik kafes (MOF) bazlı biyofonksiyonel kaplamalarla giderilebilir. Bu tür kaplamalar yüzeye hem biyolojik aktivite kazandırır hem de kontrollü ilaç salımı gibi gelişmiş işlevler sunar (Cui *et al.* 2020).

Çalışma kapsamında, taban malzemesi olarak CoCrW alaşımı kullanılmıştır. ZİF-8'in sentezi, seçici lazer eritme (SLM) yöntemiyle CoCrW örneklerinin üretimi ve ZİF-8 parçacıklarının CoCrW üzerine elektroforetik biriktirme yöntemiyle kaplanması işlemleri yapılmıştır.

Tablo 1’de taban malzemesi olarak kullanılan CoCrW alaşımının ağırlıkça yüzde cinsinden kimyasal kompozisyonu verilmiştir. Tablo 2’de ise CoCrW alaşımının fiziksel özellikleri verilmiştir.

Tablo 1. CoCrW Kimyasal Kompozisyonu (% ağırlık)

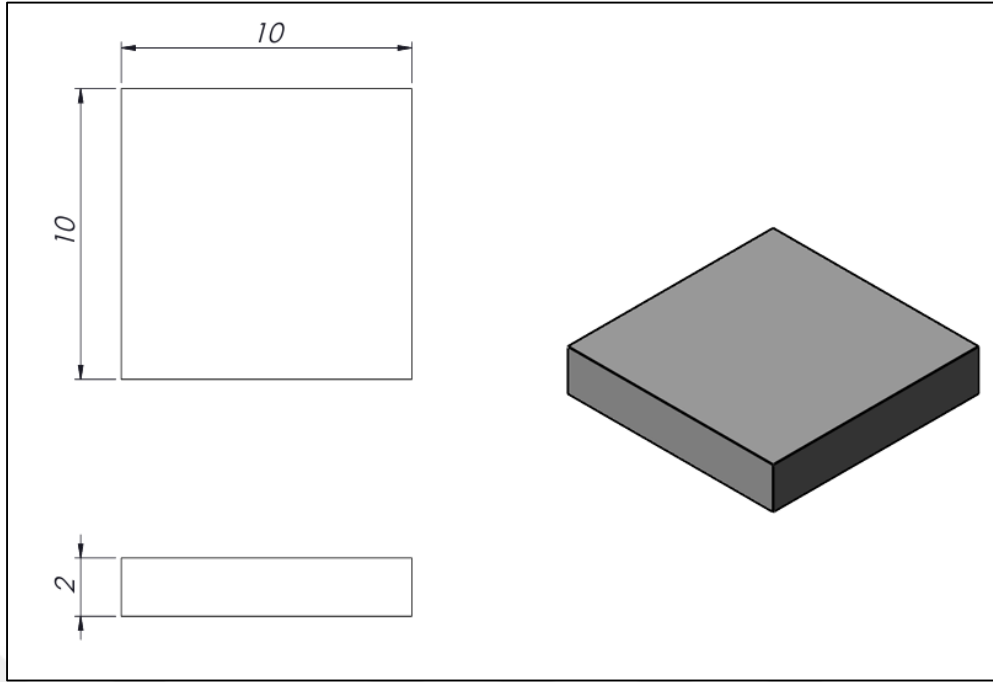
Kimyasal Bileşim	Değerler (% ağırlık)
Kobalt (Co)	59,0-69,0
Krom (Cr)	26,0-30,0
Molibden (Mo)	5,0- 7,0
Tungsten (W)	0,2- 5,0
Nikel (Ni)	Maks. 0,5
Demir (Fe)	Maks. 0,75
Manganez (Mn)	Maks. 1,0
Karbon (C)	Maks.0,35
Silisyum (Si)	Maks.1,0
Fosfor (P), Kükürt (S)	Maks 0,02

Tablo 2. CoCrW Alaşımının Fiziksel Özellikleri

Fiziksel Özellik	Değerler
Yoğunluk	8,3-9,2 g/cm ³
Erime noktası	1300-1455 °C
Isıl iletkenlik	14-20 W/m.K

Seçici Lazer Eritme (SLM) Yöntemiyle CoCrW Örneklerinin Üretimi

Seçici lazer eritme (SLM) yöntemiyle, ASTM F75 standardına uygun olarak CoCrW tozu kullanılarak 10 x 10 x 2 mm³ boyutlarında CoCrW örnekleri üretilmiştir. Üretim için Tablo 1’de belirtilen parametreler kullanılmıştır. şekil 18’ de ön hazırlık numunelerine ait teknik çizim yer almaktadır. Bu örnekler, deneysel koşulların belirlenmesinden sonra, şekil 19’da gösterilen Titanyum model CONCEPT LASER MLab Cusing cihazı ile CoCrW tozlarıyla üretilmiştir. CoCrW alaşımının bileşimi ise %58.85 kütle Co, %26.30 kütle Cr, %12.62 kütle W, %1.13 kütle Si ve %1.1 kütle C’den oluşmaktadır.



Şekil 18. Ön hazırlık numunelerine ait teknik resim



Şekil 19. Seçici lazer ergitme cihazı

Tablo 3’ de SLM yöntemiyle CoCrW numunelerinin üretim parametreleri ve değerleri verilmiştir.

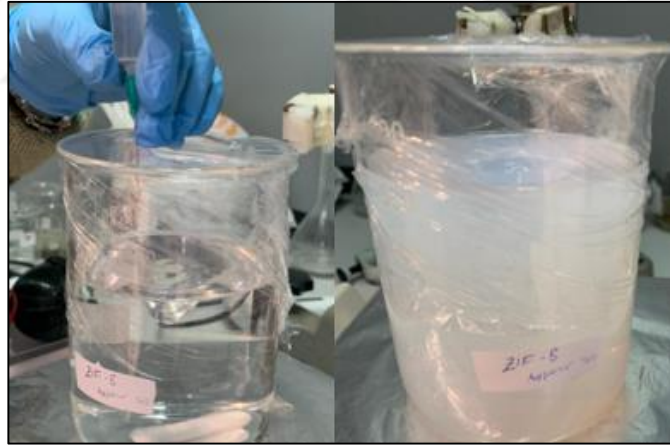
Tablo 3. SLM Yöntemiyle CoCrW Numunelerinin Üretim Parametreleri ve Değerleri

Paremetreler	Değerler
Lazer gücü	75W
Düzlem tarama hızı	1500 mm/s
Kontur tarama hızı	1500 mm/s
Katman kalınlığı	30 μ m

ZİF-8 Sentezi

ZİF-8 'in sentezi için kullanılan kimyasallar metanol, $Zn(NO_3)_2$, 2-metil imidazol ve kullanılan ekipmanlar manyetik karıştırıcı, santrifüj ve fırındır. İlk olarak, 2-metil imidazolün 3,5 g'ı, daha önce 50 °C'ye ısıtılan 100 ml metanola eklenmiş ve manyetik karıştırıcıda 400 rpm hızla sürekli karıştırılmıştır. Homojen bir çözelti elde edildikten sonra, 3 g $Zn(NO_3)_2$ 'nin 400 ml metanol içindeki çözeltisi damla damla bu çözeltiye eklenmiştir.

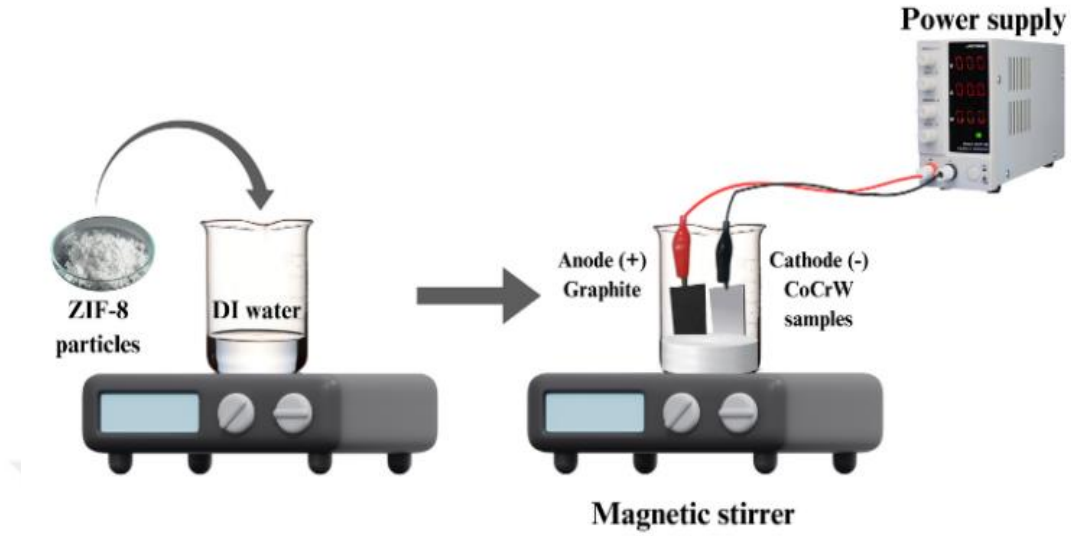
Bu ilave işlemi ince partiküllerin çökmesini sağlamak amacıyla çok yavaş, damla damla gerçekleştirildi ve toplam karıştırma süresi 2 gün boyunca devam etti. Elde edilen beyaz çözelti, uygun şekilde santrifüjlenerek çökelti ayrıldı ve daha sonra 60 °C sıcaklıkta, bir gece boyunca fırınlanarak kurutuldu. Şekil 20'de ZİF-8 sentezine ait resimler görülmektedir.

**Şekil 20.** ZİF-8 sentezi

CoCrW'in Elektroforetik Biriktirme Yöntem ile ZİF-8 ile Kaplanması

Sentezlenen ZİF-8 parçacıkları, elektroforetik (EPD) yöntemiyle, üretilen numunelere kaplanmıştır; bu, elektro kimyasal bir kaplama yöntemidir. Kaplama işlemi için ilk olarak 1 g/L ZİF-8 koloidal süspansiyon hazırlanmıştır. Süspansiyon için, 99 ml deiyonize su ve 1 ml asetik asit elektrolit olarak kullanılmıştır. Süspansiyon 1 saat karıştırıldıktan sonra kaplama işlemine başlanmıştır. Kaplama işlemi, kaplama morfolojisi üzerindeki voltaj etkisini incelemek amacıyla 20V ve 40V gerilimler uygulanarak 15 dakika boyunca gerçekleştirilmiştir. Şekil 21'de EPD yönteminin şematik temsilini göstermektedir. 0,2 g/L ZİF-8 çözeltisi hazırlandı. Anot

materyali olarak saf magnezyum ve katot materyali olarak CoCrW alaşımı seçildi. Çözelti sürekli 20 rpm de karıştırıldı ve 150 v-1dk, 300 v-1 dk şartlarında elektroforetik kaplama işlemi gerçekleştirildi



Şekil 21. EPD yöntemi ile ZIF-8 kaplamanın şematik gösterimi (Liu and Wang, 2010)

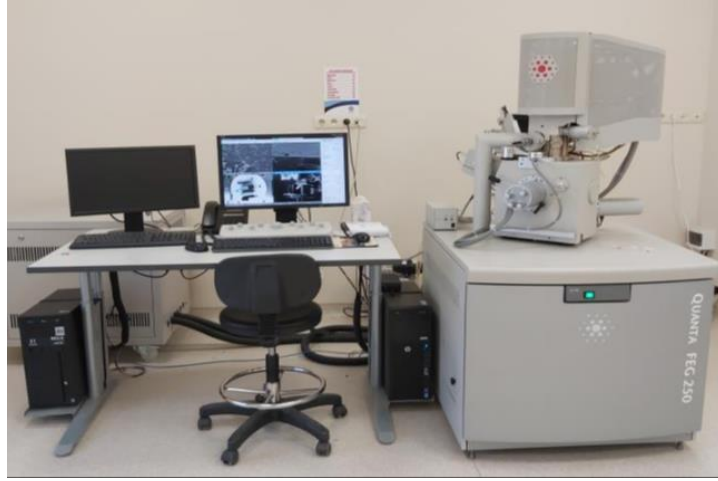
Tüm işlemlerden sonra yapısal ve morfolojik analizler gerçekleştirilmiştir.

UV Polimerizasyonu

Kaplama işleminin ardından tüm numuneler 1 saat boyunca desikatör içerisinde kurutuldu. 0.05 g/L karboksimetilselüloz (CMC) çözeltisi saf su kullanılarak hazırlandı. Daldırma kaplama yöntemiyle elektroforetik kaplanmış numunelerin yüzeyleri 10 s boyunca CMC çözeltisine daldırıldı ve UV Polimerizasyon işlemi ile yüzeyde polimerleştirme işlemi yapıldı. UV polimerizasyon işlemi, daldırma işleminin ardından numuneler 285 nm ultraviyole dalga boyunda 35 dk boyunca 90 derecede gerçekleştirilmiştir.

Taramalı Elektron Mikroskobu (SEM) ile Yüzey Analizi

Kaplama işleminden önce ve sonra gerçekleştirilen yüzey morfolojisi incelemeleri, kesit görüntüleme analizleri, aşınma testleri sonrasında oluşan yüzey değişimlerinin incelenmesi ile enerji dağılımlı X-ışını spektroskopisi (EDS) analizleri; Erzurum Teknik Üniversitesi Yüksek Teknoloji Uygulama ve Araştırma Merkezi (YUTAM) bünyesinde yer alan FEI marka Quanta FEG 250 model taramalı elektron mikroskobu (SEM) kullanılarak gerçekleştirilmiştir (Şekil 22). Bu cihaz, yüksek çözünürlüklü görüntüleme kapasitesi sayesinde, mikroyapısal düzeyde detaylı analiz imkânı sunmaktadır.



Şekil 22. SEM cihazı (Bozkurt,2021)

X-Işını Difraksiyonu (XRD) ile Yüzey Analizi

İşlem uygulanmamış ve kaplama işlemi gerçekleştirilmiş tüm numunelere ait faz analizleri, Atatürk Üniversitesi Doğu Anadolu Yüksek Teknoloji Uygulama ve Araştırma Merkezi (DAYTAM) bünyesinde bulunan Malvern PANalytical EMPYREAN marka X-ışını kırınım cihazı (XRD) ile gerçekleştirilmiştir (Şekil 23). Analizlerde, bakır (Cu) anoduna ait $K\alpha$ ışınımı kullanılmıştır. Bu yöntem, numunelerin kristal yapılarına ilişkin fazların belirlenmesinde yüksek hassasiyet sağlamaktadır.



Şekil 23. X ışını kırınım ölçer (Bozkurt,2021)

Test Çözeltilerinin Hazırlanması

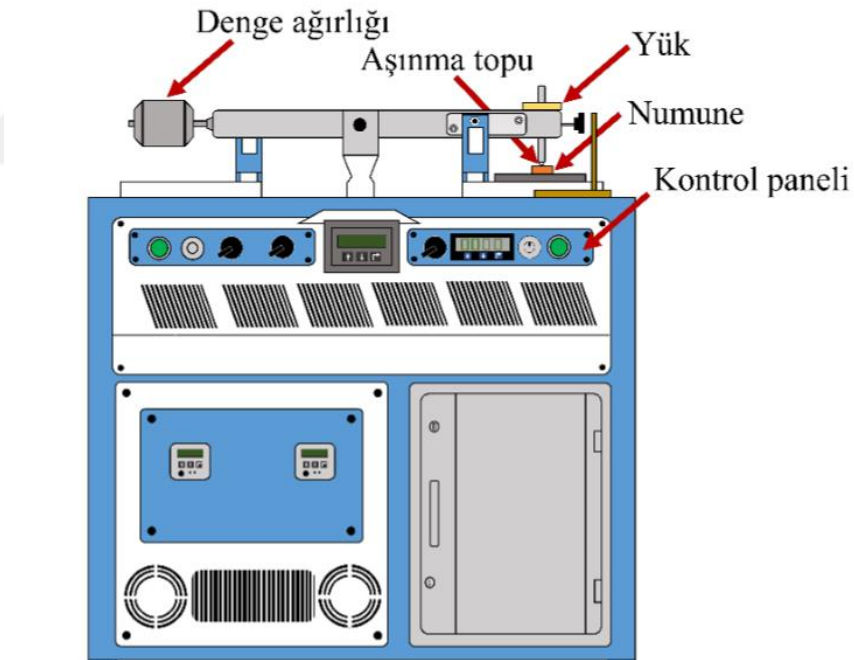
Aşınma testi için kullanılan LR sıvısı aşağıdaki Tablo 4'te verilen kimyasal kompozisyona göre hazırlanmıştır.

Tablo 4. LR (Lactated Ringer) Çözeltisi İyon/Bileşen Derişimleri (Hew-Butler ve ark., 2006)

İyon / Bileşen	Birim	LR
Na ⁺	mmol L ⁻¹	130
K ⁺	mmol L ⁻¹	4
Ca ²⁺	mmol L ⁻¹	1.5
Cl ⁻	mmol L ⁻¹	109
Laktat (CH ₃ CH(OH)COO ⁻)	mmol L ⁻¹	28

Tribolojik deneyler

Tüm numune gruplarının aşınma testleri, Turkeyus marka PODWT&RWT model aşınma test cihazı ile gerçekleştirilmiştir (Şekil 24). Deneylerde, doğrusal zıt yönlü düzlem-pim tipi aşınma yöntemi uygulanmıştır. Aşındırıcı olarak 6 mm çapında alümina (Al₂ O₃) küresi tercih edilmiştir. Sürtünme kuvvetleri, test süresince yük hücresi aracılığıyla ölçülmüş ve bilgisayar ortamında kaydedilmiştir. Aşınma oranlarının belirlenmesinde Archard eşitliği ($k = Q / W \cdot L$) esas alınmıştır. Uygulanan deneysel parametreler aşağıda ayrıntılı olarak sunulmaktadır.



Şekil 24. Aşınma test düzeneği (Bozkurt,2021)

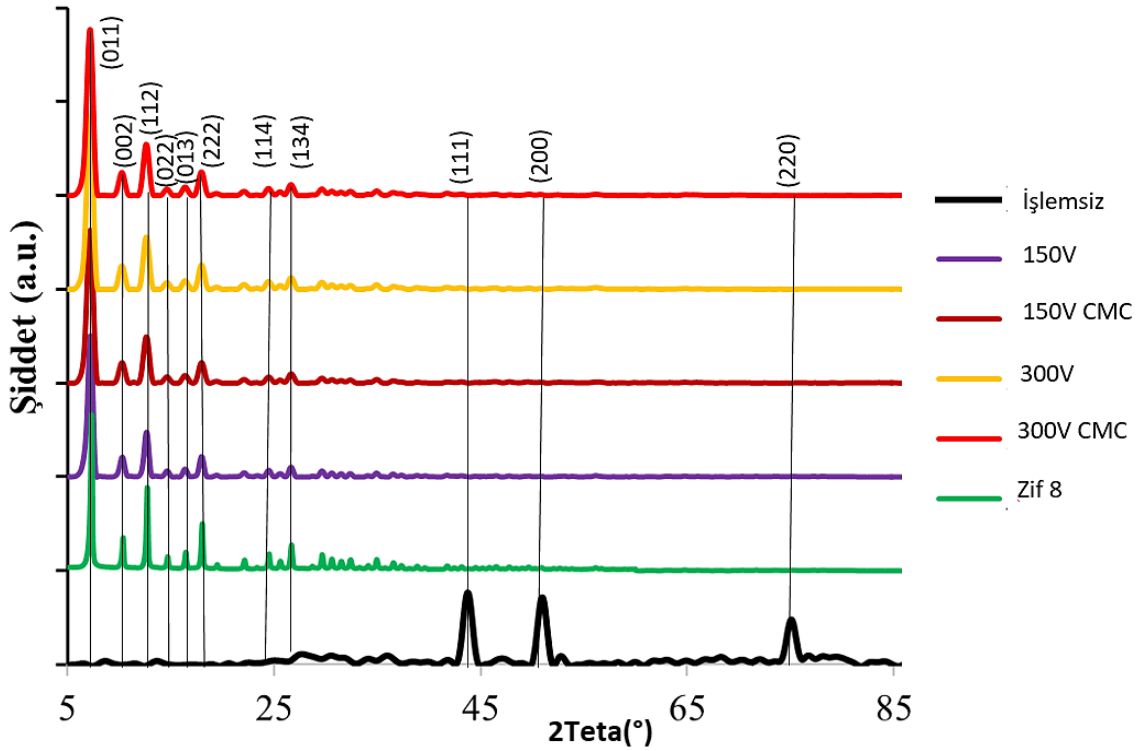
Triboloji Deneyi İçin Seçilen Parametreler; Normal Yük Miktar 1(N), Aşınma iz boyu 8 (mm), Çalışma Frekansı 1 (Hz), Toplam süre 900 (sn), Toplam mesafe 7,2 (m)V ve Sıcaklık 22 ± 2 (°C) .

ARAŞTIRMA BULGULARI VE TARTIŞMA

Yapısal ve Morfolojik Karakterizasyonlar

Sentezlenen ZİF-8 partiküllerinin yapısal ve morfolojik incelemeleri için sırasıyla X-ışını kırınımı (XRD) ve taramalı elektron mikroskobu (SEM)-enerji dağılımlı X-ışını spektroskopisi (EDX) analizleri gerçekleştirilmiştir. XRD analizi sonucunda elde edilen sayım-2 θ grafiği Şekil 25’ te verilmiştir. Elde edilen XRD grafiğine göre, belirgin pikleri literatür ile karşılaştırıldığında ZİF-8 sentezinin başarılı bir şekilde gerçekleştirildiğini doğrulamaktadır.

XRD Analizleri



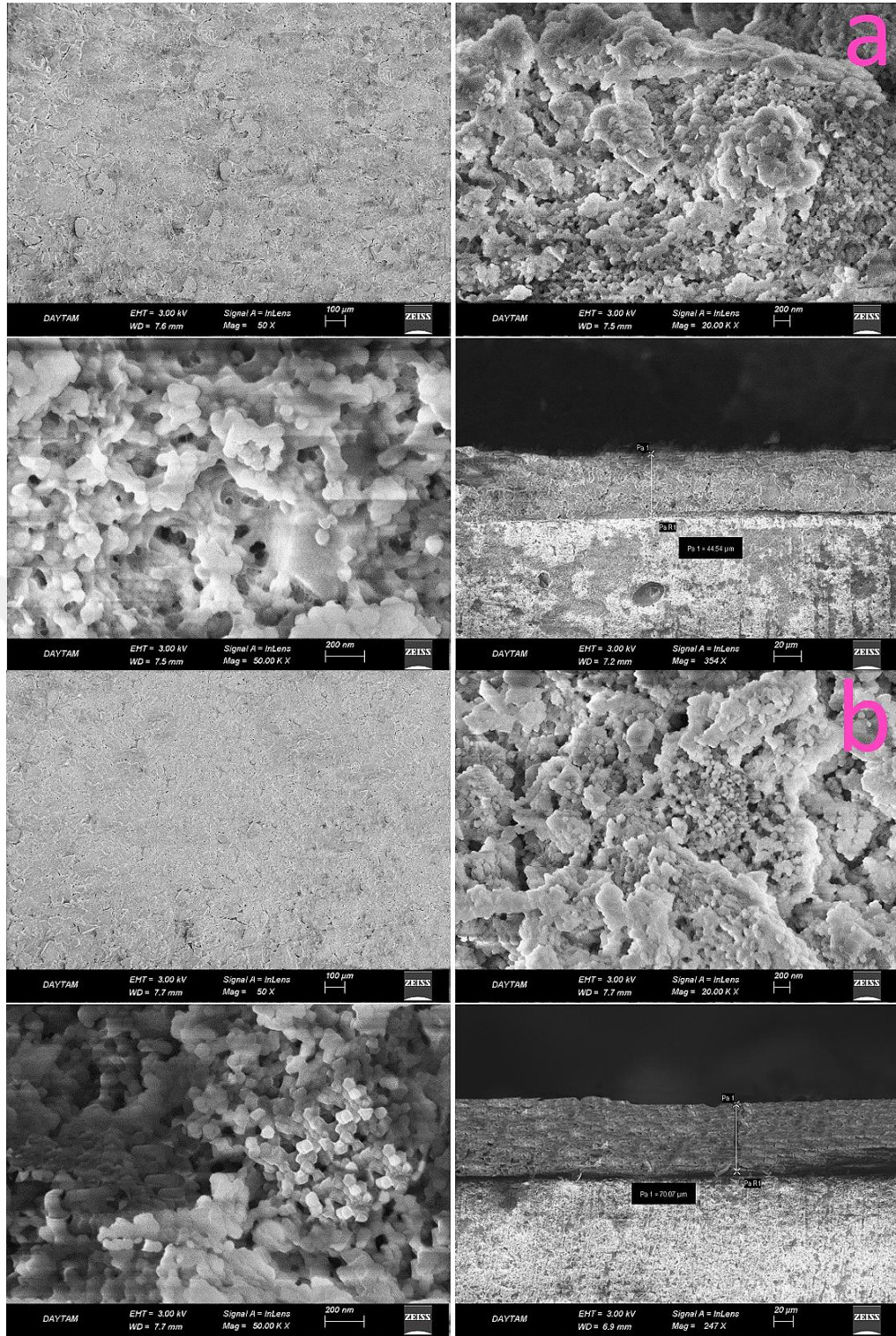
Şekil 25. Numunelerin XRD grafikleri

X-ışını kırınımı (XRD) ölçümleri, işlemsiz Co–Cr–W alaşımı ile Zn-imidazolat çerçevesi (ZİF-8) kaplı numunelerin faz karakterizasyonunu ortaya koymak amacıyla farklı şartlarda hazırlanmış numune örnekleriyle gerçekleştirilmiştir. Şekil 25’te sunulan difraksiyon desenleri, alaşım ve kaplama sistemlerinin kristalyapısı verilmiştir. İşlemsiz numuneye ait desende, farklı kafes parametrelerine sahip CoCr fazları farklı şiddetlerde izlenmiş ve böylece alaşımın çok-fazlı, çok-kafesli karakteri doğrulanmıştır. Buna karşılık, ZİF-8 ile kaplanan örneklerde $2\theta = 7,36^\circ$ açısında belirgin tek-kristal piki yüksek kristalliniteye işaret etmiş; XRD

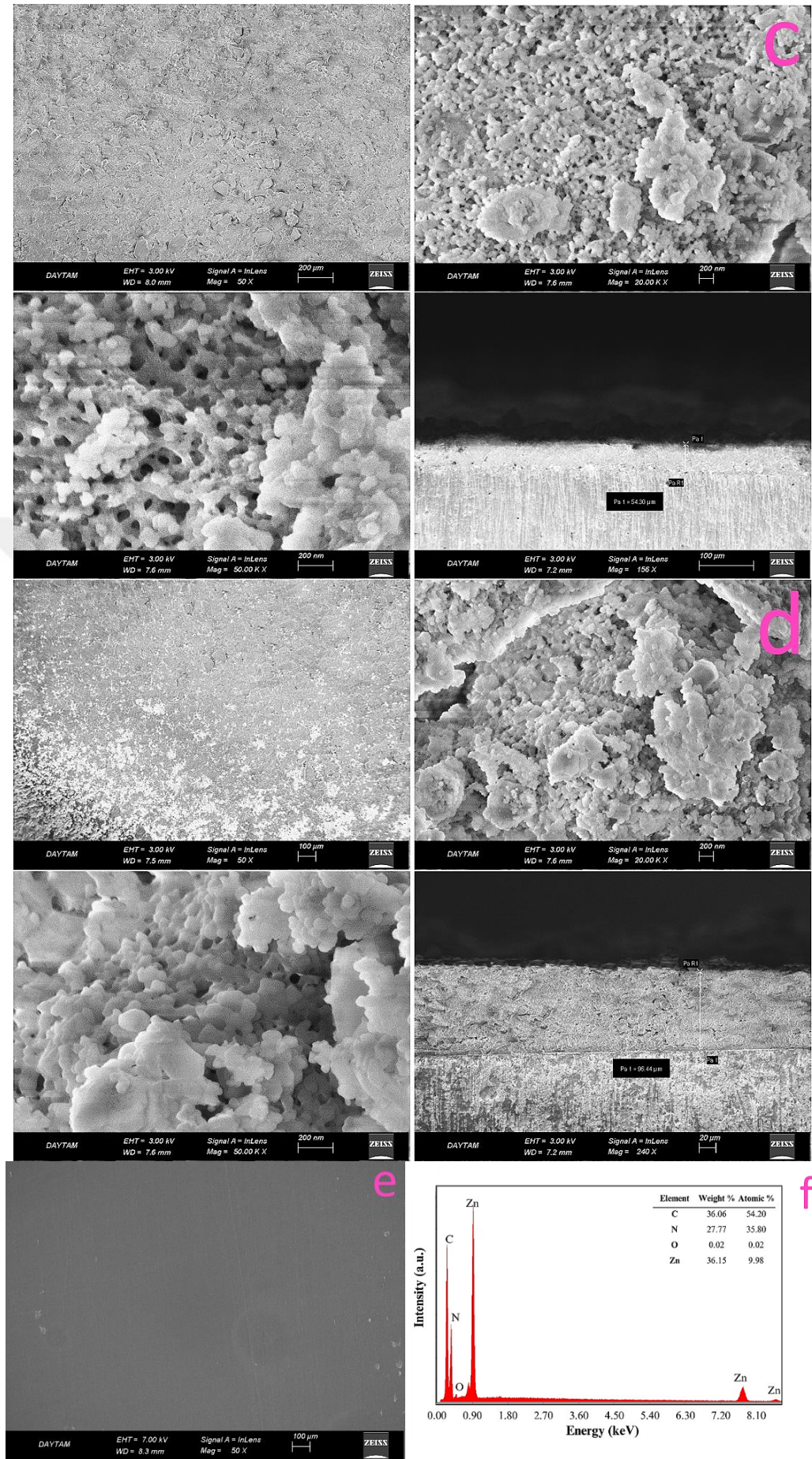
5,20°–30,41° aralığında yer alan keskin yansımalar (002), (011), (112), (022), (013), (222), (114) ve (134) düzlemlerini temsil ederek sodalit (SOD) tipli gövde-merkezli kübik kafes yapısının korunduğunu göstermiştir. Bu desenler, literatürde bildirilen verilerle (Yin *et al.* 2015; Qiu *et al.* 2022; Subhadarshini and Nanda, 2025). Tam uyum içindedir ve Zn katkılamaının, yapısal bozulma yaratmadığını teyit etmektedir.

Detaylı incelemede Zn elementine özgü ayrı bir difraksiyon pikine rastlanmamış, bu durum Zn nanopartiküllerinin kaplama matrisi içinde son derece küçük boyutlarda ve üniform dağıldığını göstermiştir. Aynı zamanda Co-Cr fazlarına ait yansımaların kaplamalı örneklerde büyük ölçüde bastırılması, taramalı elektron mikroskobu (SEM) görüntülerinin de doğruladığı üzere (Şekil 26.), ZİF-8 tabakasının yeterli kalınlığa erişerek alaşım yüzeyini tam olarak örtmesine bağlanmıştır. Böylece kaplamanın bütünlüğü hem morfolojik hem de difraksiyon verileriyle desteklenmiştir. Sem görüntülerinde kaplama kalınlığını 150V, 300V, 150V CMC ve 300V CMC için sırasıyla 44,54-70,07 -54,30 ve 96,44 µm olarak gerçekleşmiştir.

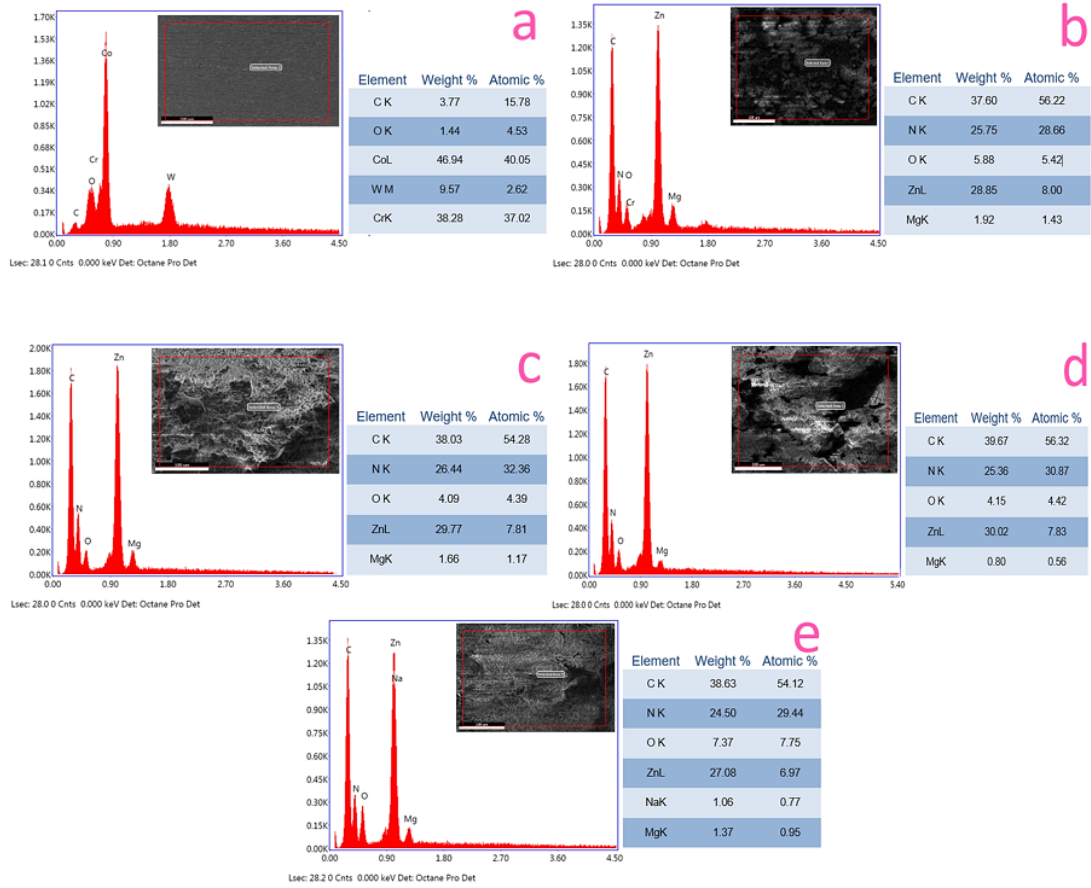
ZİF-8'in kristalinitesinin ve kimyasal kararlılığının sentezde kullanılan çözücüye yakından bağlı olduğu da yapılan çalışmalarla vurgulanmıştır. Zhang ve arkadaşları, su ortamında ZİF-8 kristallerinin parçalanarak Zn^{2+} ve imidazolat iyonları oluşturduğunu, dolayısıyla sulu çözeltilerde kararsız davrandığını bildirmiştir. Buna karşılık, metanol veya etanol ortamında sentezlenen kristaller önemli ölçüde daha yüksek kristallinite sergilemiştir. (Zhang, Zhao, and Lin, 2019). Tüm sonuçlar birlikte değerlendirildiğinde, ZİF-8 kaplamasının gövde-merkezli kübik SOD kafesini koruduğu, Co–Cr–W alaşım piklerini etkili biçimde maskelediği ve Zn nanopartiküllerinin matriste homojen dağılmasını sağladığı ortaya konmuştur; ayrıca kaplamanın yapısal kararlılığı ve fonksiyonel performansının sentez çözücü seçimine kritik derecede bağımlı olduğu anlaşılmıştır.



Şekil 26. Farklı şartlarda ZİF-8 kaplanmış numuneler ait sem görüntüleri a)150V, b) 300V c)150V CMC d)300V CMC e)İşlemsiz f) ZİF-8 EDS bulguları



Şekil 26. Farklı şartlarda ZİF-8 kaplanmış numuneler ait sem görüntüleri a)150V, b) 300V c)150V CMC d)300V CMC e)İşlemsiz f) ZİF-8 EDS bulguları (devamı)



Şekil 27. Numunelere ait EDS grafikleri a)İşlemsiz, b)150 V c) 300V d)150V CMC ve e)300V CMC

Şekil 28’de Numunelere ait aşınma izlerinin SEM ve 3 d profilometre görüntüleri verilmiştir. Şekil 29-43 ‘de numunelere ait aşınma grafikleri verilmiştir. Ayrıca Tablo 5 ‘de Bütün numuneler ait aşınma oranları ve ortalama sürtünme katsayısı değerleri verilmiştir.

Kuru ortamda 1 N’luk yük altında gerçekleştirilen farklı deney grubuna ait görüntüler ve grafikler sunulmaktadır. SEM temelli morfolojik inceleme, kaplanmış numunelerdeki iz genişliklerinin işlemsiz numuneye göre bazı örneklerde dar bazı örneklerde geniş olduğunu göstermiştir. Bunun nedeni aşınma sırasında oluşan ürünlerin bir kısmının iz kenarlarına doğru itilirken, bir kısmının da kayma yönünde top ile film arasında sıkışarak sürtünmenin azalmasına katkıda bulunduğu gözlemlenmiştir İşlemsiz numunede baskın aşınma mekanizması adezif aşınma olarak değerlendirilmiştir; zira hareket yönünde birbirine paralel kanalların varlığı, bu mekanizmanın tipik göstergesidir. Ayrıca aşınma süreci boyunca kopan mikropartiküllerin iz içerisinde ince çizikler oluşturduğu gözlemlenmiştir.

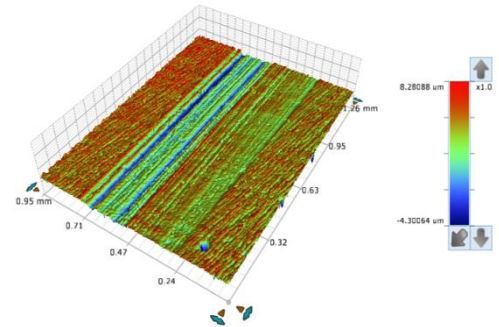
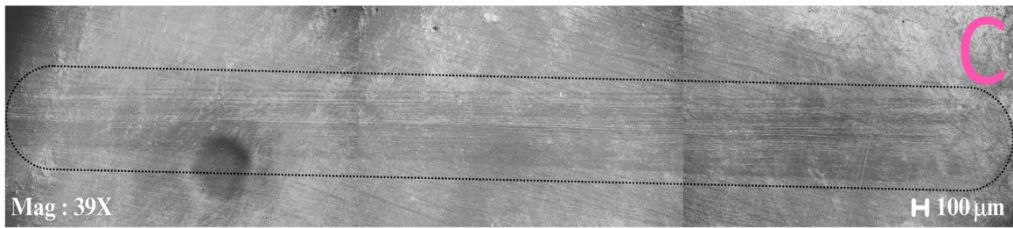
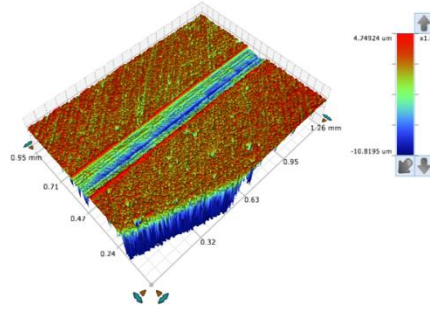
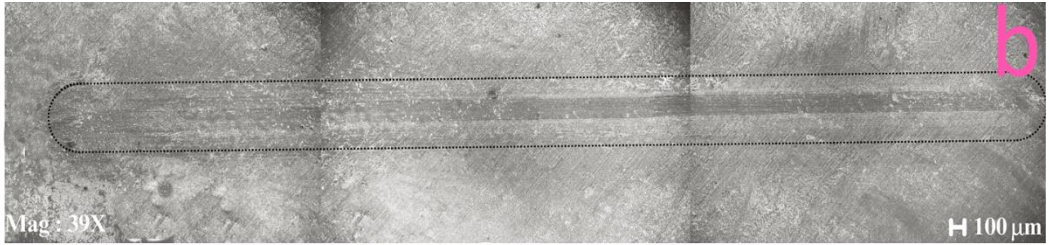
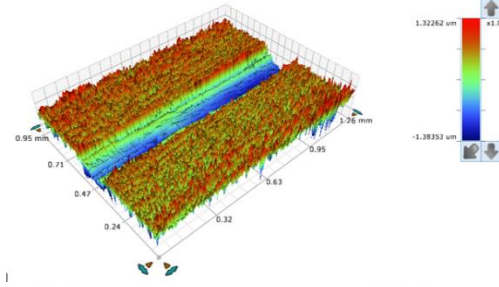
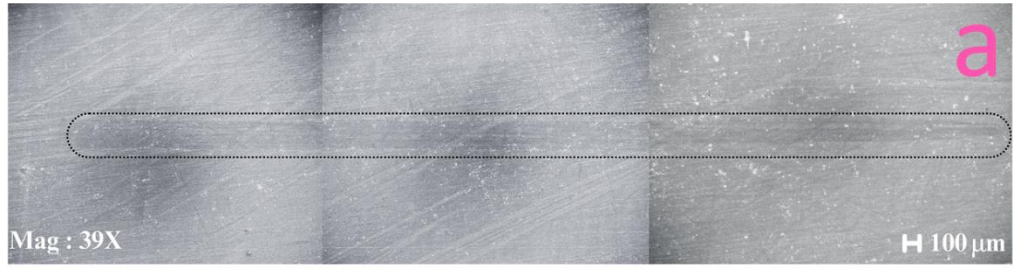
Zeolitik imidazolat iskelet-8 (ZİF-8), moleküllerin düşük dirençli taşınması için büyük gözenek (1,16 nm) ve moleküler dışlama için küçük nominal gözenek açıklığından (0,34 nm)

oluşan benzersiz bir mikro gözenek yapısına sahiptir. Bu yapı ZİF-8 'in sulu çözeltilerdeki kararlılığı hakkında tutarsız sonuçlar bildirilmesine neden olmuştur.

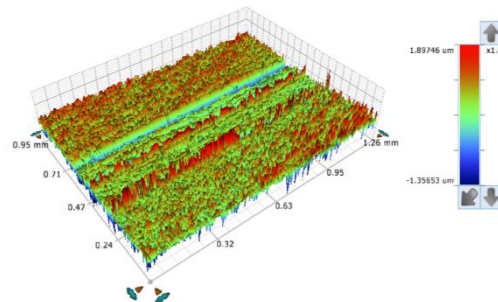
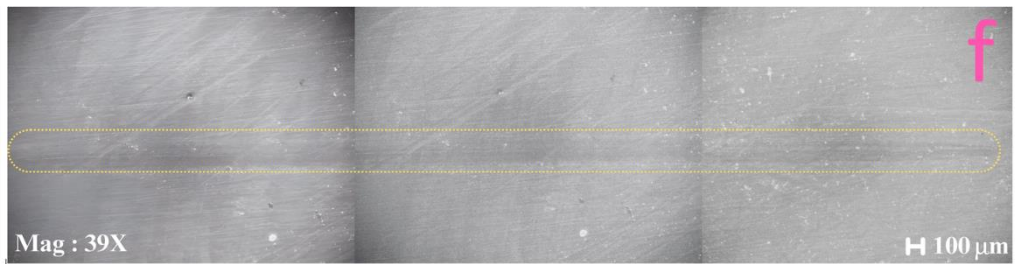
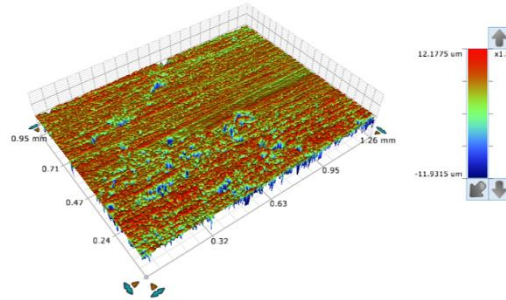
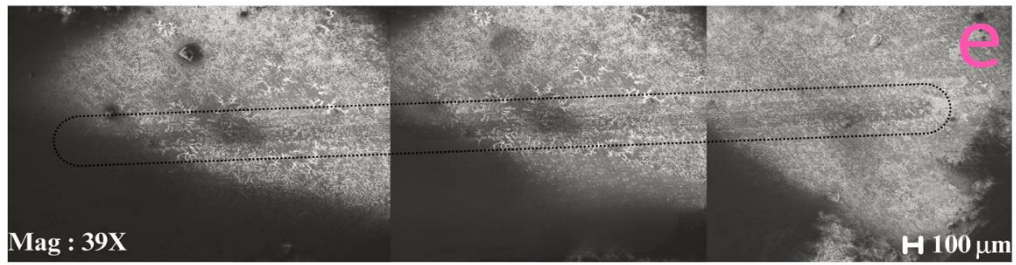
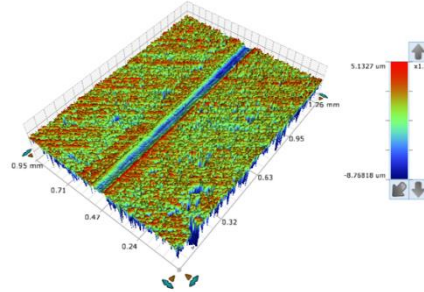
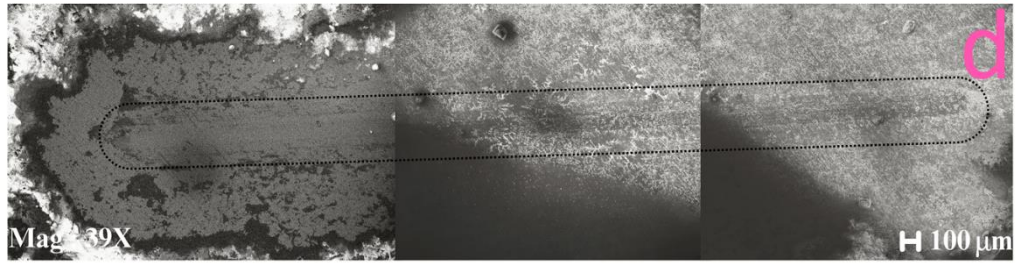
Litertürde yapılan bir çalışmada ZİF-8 'in kristal yapısını ve gözenekliliğini hem oda sıcaklığında hem de kaynar suda koruduğunu, bu kararlılığını, ZİF-8 'in hidrofobik yapısına ve imidazol bağlayıcılarındaki çinko ve azot arasındaki daha güçlü koordinasyon bağından kaynaklandığı bildirilmiştir. (Zhang *et al.* 2019). Ayrıca bir başka çalışma ZİF-8 membranının deniz suyunda 15 gün boyunca tutarlı kristal yapıda kaldığı bildirilmiştir (Zhu *et al.* 2016).

Bunun aksine, giderek artan sayıda çalışma ZİF-8 'in sulu çözeltide veya suda stabil olmadığını bildirmiştir. Zhang ve arkadaşları (2015), hem ZİF-8 kristalitlerinin hem de membranlarının oda sıcaklığında suda çözündüğünü bildirmiştir. Duke ve arkadaşları (2016), ZİF-8 tozlarından oda sıcaklığında deniz suyuna Zn^{2+} salındığını gözlemlemiştir. Ayrıca, ZİF-8 'in kristal yapısının buhar veya nemli gazda, inert veya kurutulmuş atmosfere göre daha az kararlı olduğu bildirilmiştir (Sheng vd 2017; Yin vd 2015).

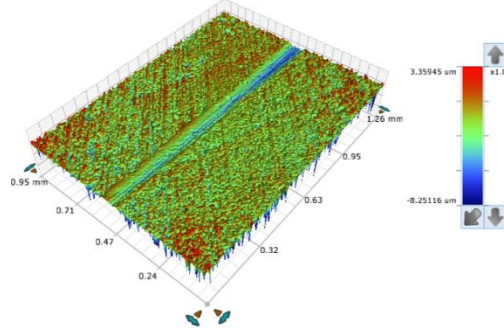
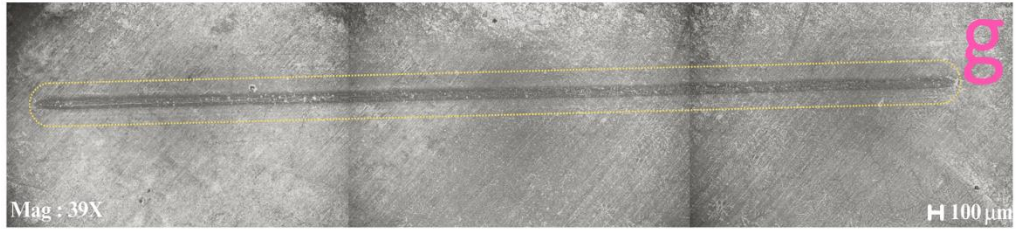
Bu tutarsız raporları açıklığa kavuşturmak için, farklı yöntemlerle numuneler hazırlanmış farklı şartlar kullanılarak ZİF-8 tribolojik testleri yürütülmüştür. Testlerden elde edilen bulgular incelendiğinde en iyi sonucun 300 V CMC kaplı numunenin Sıvı ortamda yapılan aşınma testinden elde edildiği görülmüştür. Bu sonuç litertürde yapılan çalışmalarda belirtilen sulu ortamda ZİF-8 kaplamanın sulu ortamda çözünmesinin CMC kaplama sayesinde çok daha azaldığını ortaya koymuştur. Yukarıda özetlendiği gibi literatürde bildirilen ZİF-8 kararlılık gözlemlerinin çoğu, uygulama performansına odaklanan bir çalışmadan elde edilmiştir. ZİF-8 'in su kararlılığını incelemek üzere tasarlanmış bu çalışmaların, ZİF-8 'in çözünme hızı ve nihai çözünme derecesinin, ZİF-8 kristal miktarı/su oranına ve sulu çözeltideki imidazolat konsantrasyonuna bağlı olduğu görülmektedir. (Zhang vd 2019; Duke vd 2016; Sui vd 2021).



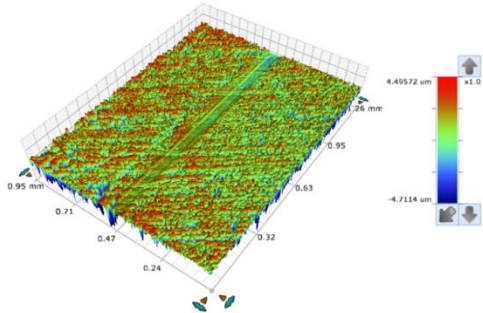
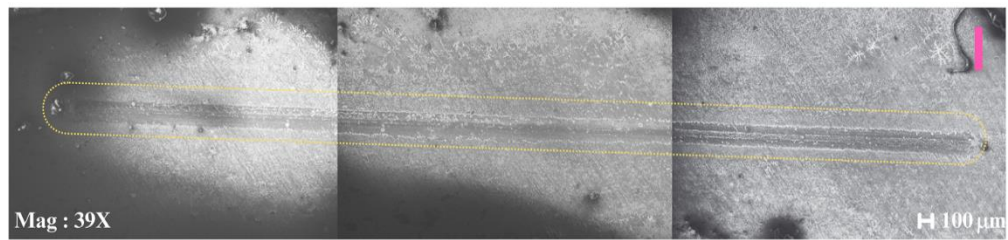
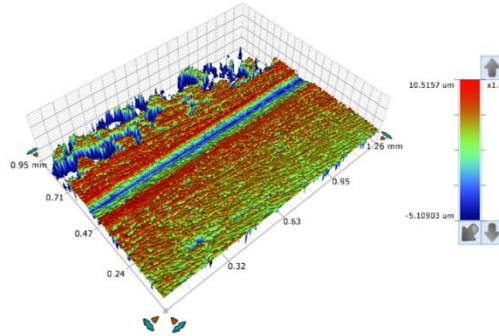
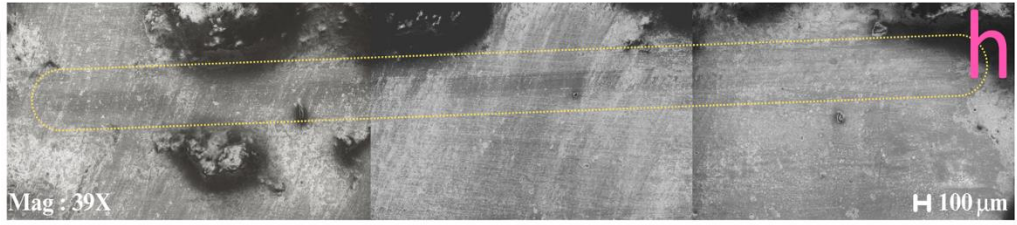
Şekil 28. Numunelere ait aşınma izlerinin SEM ve 3 d profilometre görüntüleri; a) işlemsiz K, b) 150V K, c) 300 V K, d) 150V CMC K, e) 300 V CMC, f) İşlemsiz S g) 150V S, h) 300V S, ı) 150V CMC S ve k) 300V CMC S



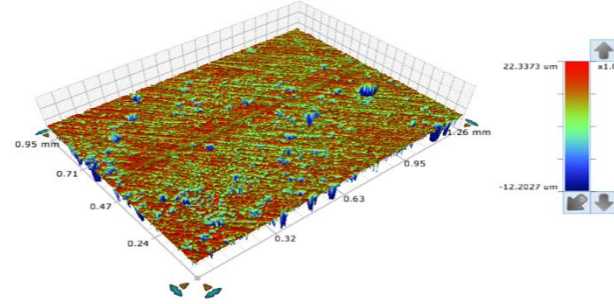
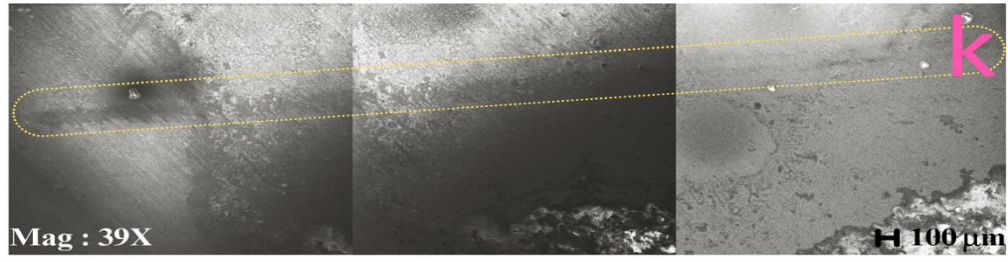
Şekil 28. Numunelere ait aşınma izlerinin SEM ve 3 d profilometre görüntüleri; a) işlemsiz K, b) 150V K, c)300 V K, d)150V CMC K, e) 300 V CMC, f) İşlemsiz S g)150V S, h) 300V S, ı) 150V CMC S ve k) 300V CMC S (devamı)



Windows'u Etkinleştir

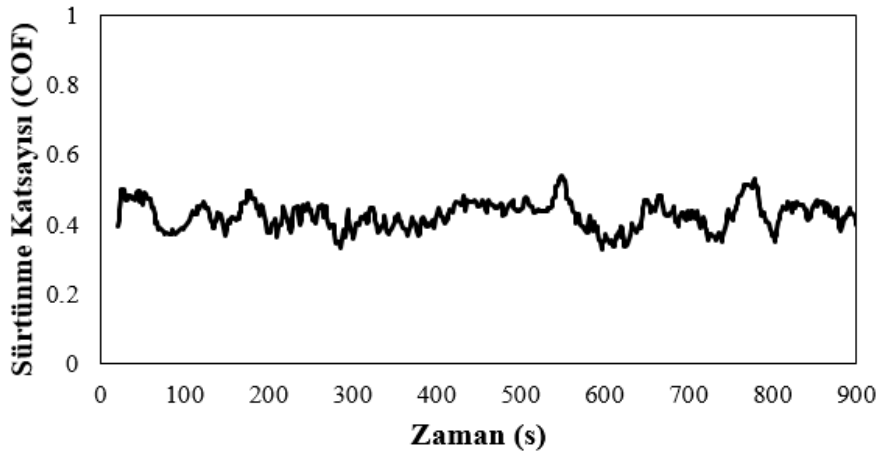


Şekil 28. Numunelere ait aşınma izlerinin SEM ve 3 d profilometre görüntüleri; a) işlemsiz K, b) 150V K, c) 300 V K, d) 150V CMC K, e) 300 V CMC, f) İşlemsiz S g) 150V S, h) 300V S, i) 150V CMC S ve k) 300V CMC S (devamı)



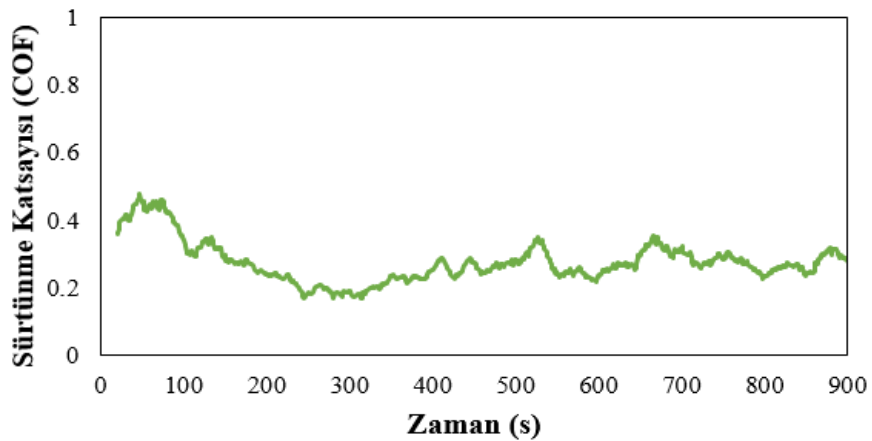
Şekil 28. Numunelere ait aşınma izlerinin SEM ve 3 d profilometre görüntüleri; a) işlemsiz K, b) 150V K, c)300 V K, d)150V CMC K, e) 300 V CMC, f) İşlemsiz S g)150V S, h) 300V S, i) 150V CMC S ve k) 300V CMC S (devamı)

İşlemsiz - Kuru

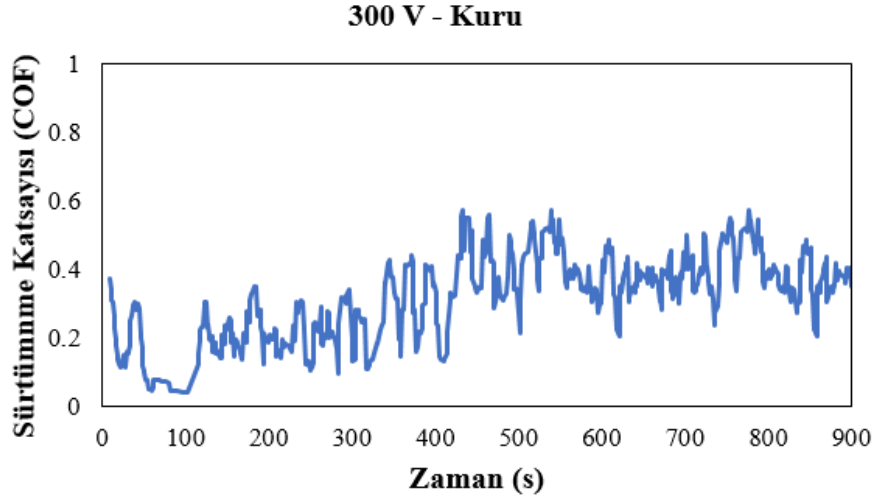


Şekil 29. İşlemsiz numune kuru aşınma

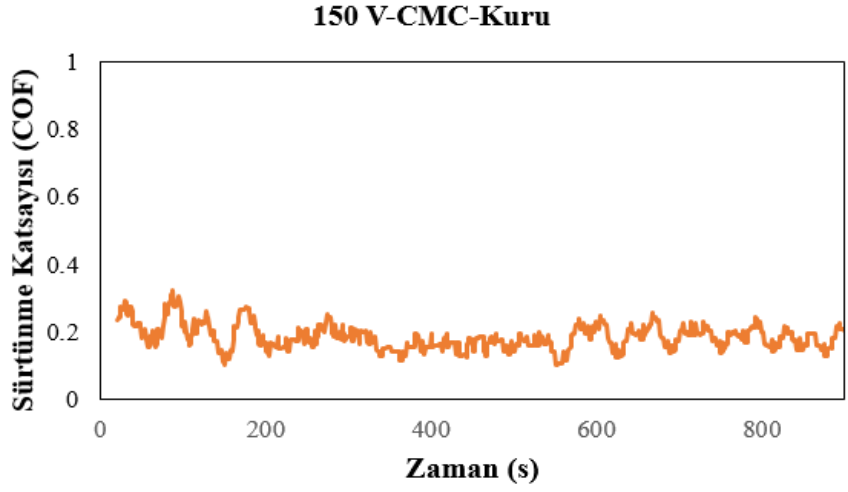
150 V - Kuru



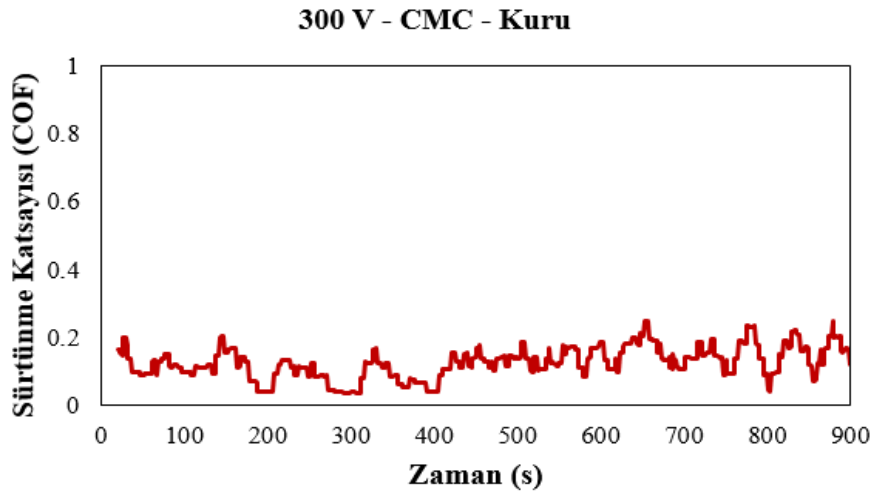
Şekil 30. 150 V-kuru aşınma grafiği



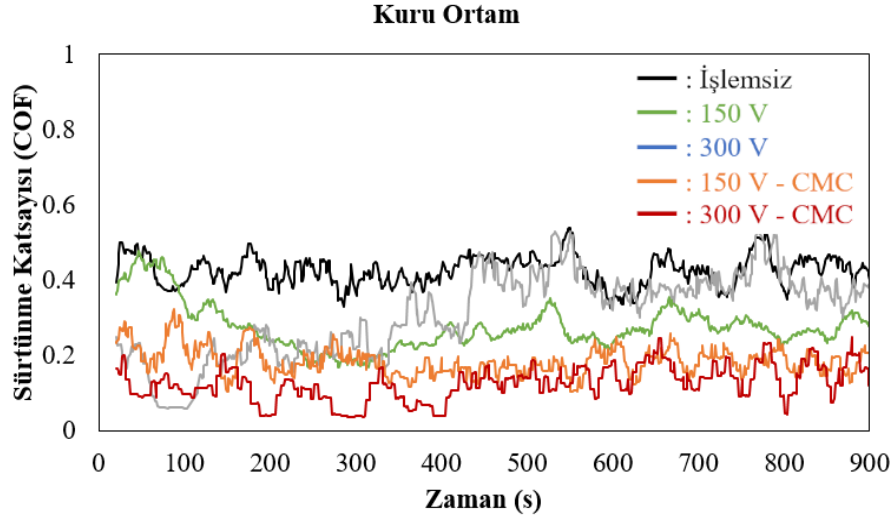
Şekil 31. 300 V-kuru aşınma grafiği



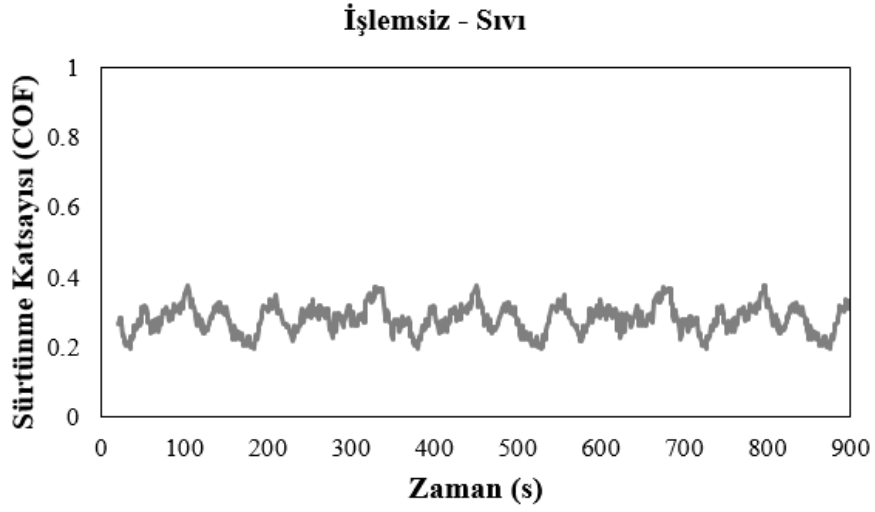
Şekil 32. 150 V-CMC kuru aşınma grafiği



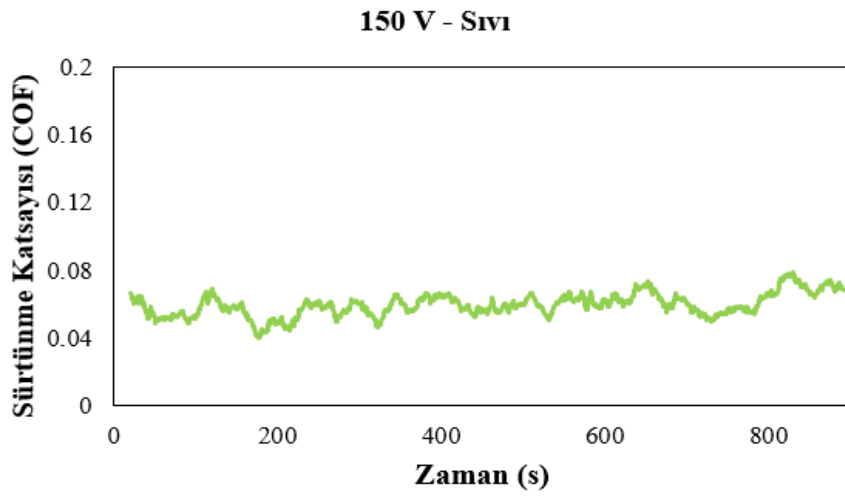
Şekil 33. 300 V-CMC kuru aşınma grafiği



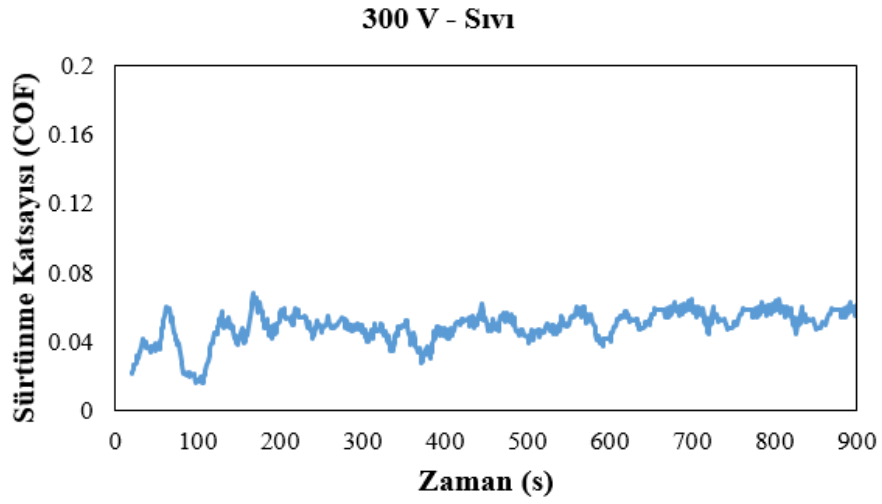
Şekil 34. Kuru şartlarda bütün numunelere ait aşınma grafiği



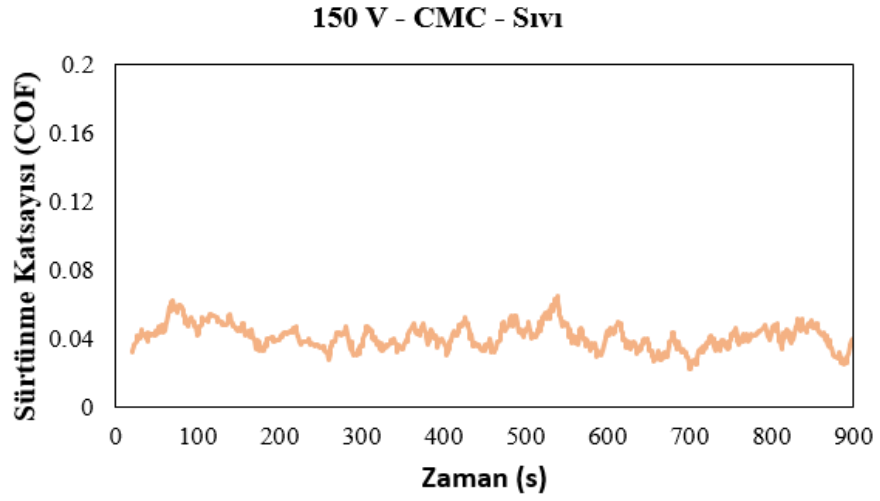
Şekil 35. İşlemsiz sıvı aşınma grafiği



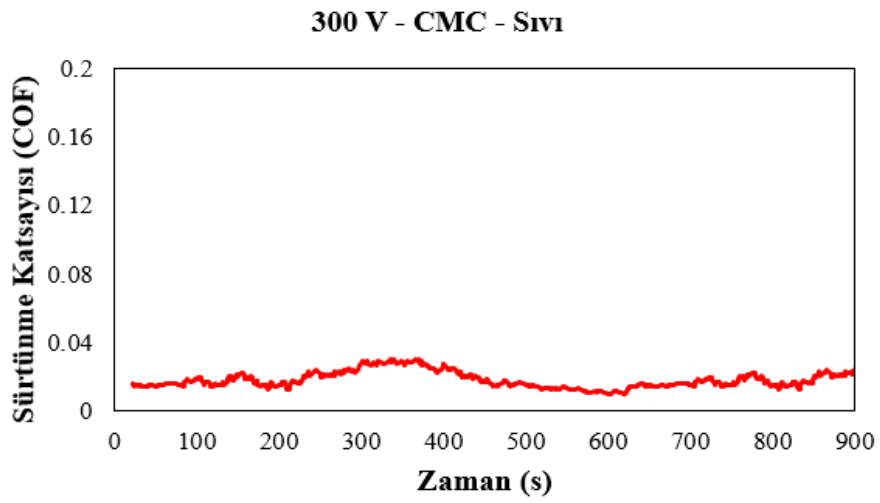
Şekil 36. 150V- sıvı aşınma grafiği



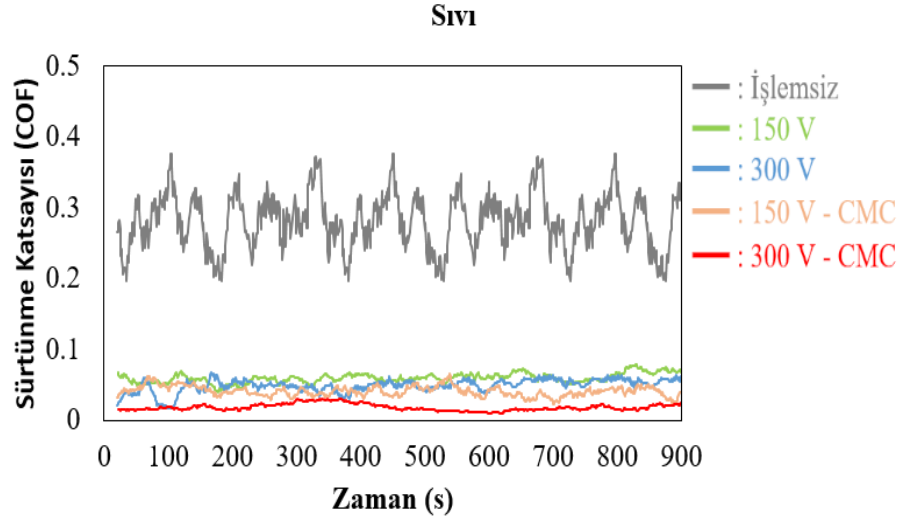
Şekil 37. 300V- sıvı aşınma grafiği



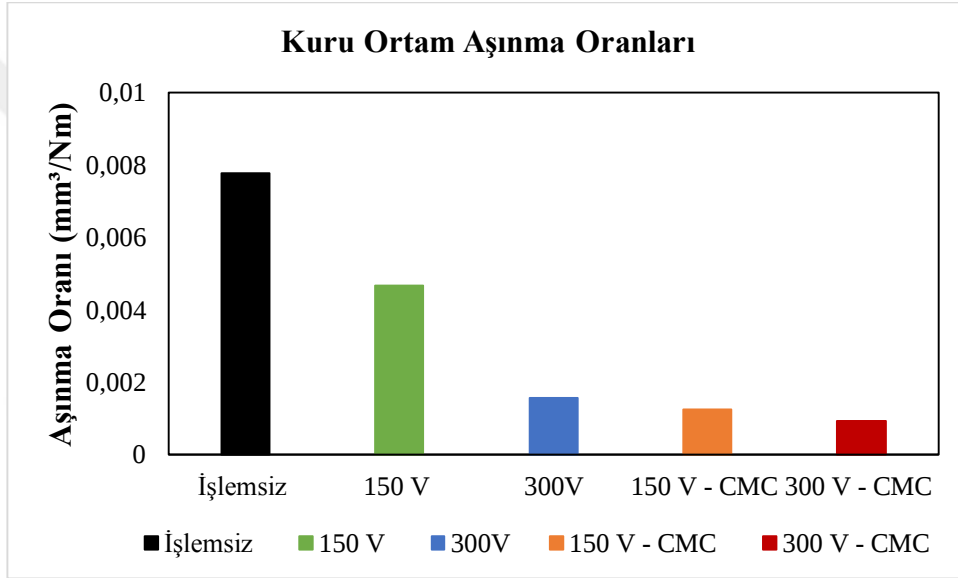
Şekil 38. 150V- CMC sıvı aşınma grafiği



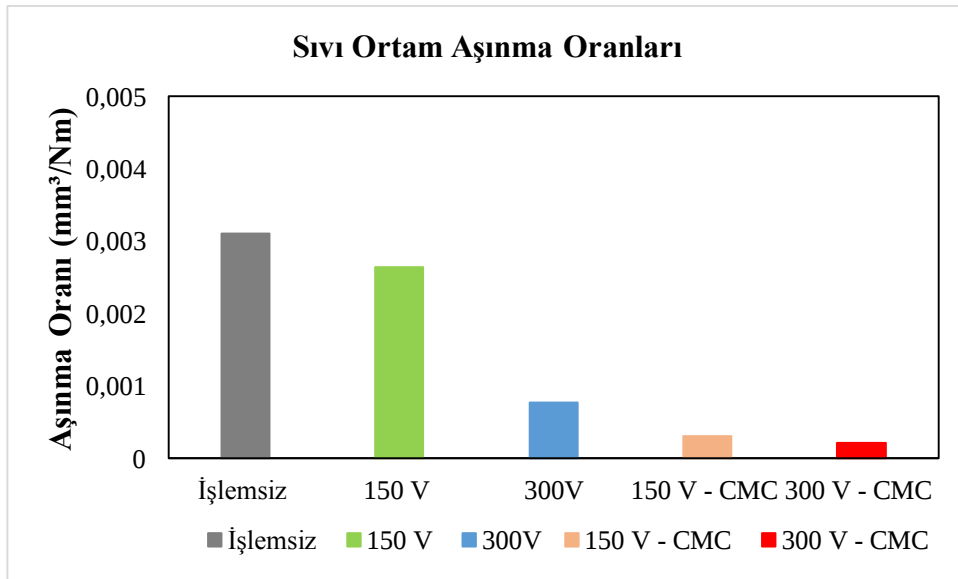
Şekil 39. 300V- CMC sıvı aşınma grafiği



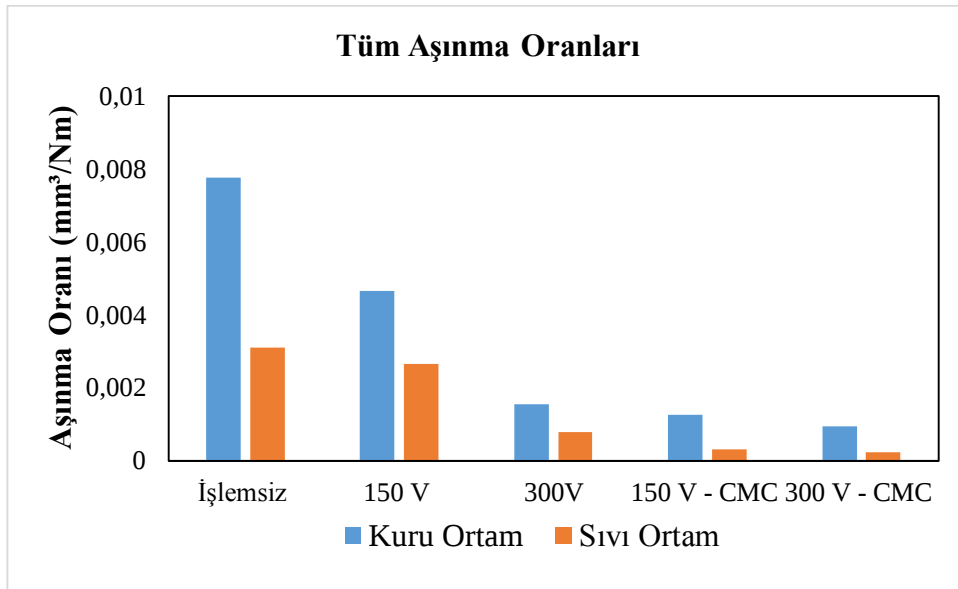
Şekil 40. Tüm numunelerin sıvı aşınma grafiği



Şekil 41. Kuru ortam aşınma oranları sütun grafiği



Şekil 42. Sıvı ortam aşınma oranları sütun grafiği



Şekil 43. Tüm numunelerin aşınma oranları sütun grafiği

Tablo 5. Bütün Numuneler Ait Aşınma Oranları ve Ortalama Sürtünme Katsayısı Değerleri

Aşınma Oranları (mm³/Nm)		
Numune	Kuru Ortam	Sıvı Ortam
İşlemsiz	0,007776534	0,003110613
150 V	0,00466592	0,002644021
300V	0,001555307	0,000777653
150 V - CMC	0,001244245	0,000311061
300 V - CMC	0,000933184	0,000217743

Ortalama Sürtünme Katsayısı Değerleri (COF)		
Numune	Kuru Ortam	Sıvı Ortam
İşlemsiz	0,424752	0,279576
150 V	0,268974	0,059293
300V	0,233503	0,047383
150 V - CMC	0,183280	0,040636
300 V - CMC	0,125843	0,015859

SEM görüntüleri, ZİF-8 parçacıklarının CoCrW yüzeyi üzerinde homojen yayıldığını, herhangi bir makro-kümelenme veya çıplak metal adası oluşmadığını göstermiştir (Şekil 28). CMC-ZİF-8 tabakası daha yoğun ve çatlak-gözenek içermeyen bir mikro-yapı sergilemiştir; partiküller arası organik ağ, hem mekanik bağ sağlamış hem de olası sıvı penetrasyon kanallarını sınırlandırmıştır.

Kuru Ortam Tribolojisi

Kaplanmamış numune yüzeyinde paralel kanallar ve sürtünme yönünde sürüklenmiş oksit-enkaz adacıkları, tipik adezif aşınma mekanizmasını doğrulamıştır. Kaplanmamış numunenin ortalama sürtünme katsayısı 0,42 olup test boyunca düzensiz salınım gözlenmiştir. EPD-ZİF-8 kaplaması (150 V) 0,27 'ye çekmiş, ancak iz genişliği yer yer artmıştır; bunun, girintilere itilen enkaz parçacıkları yerine bilya-film arayüzüne sıkışan ZİF-8 kümelerinin “mikro-rulman” etkisiyle daha düşük sürtünme yaratmasından kaynaklandığı düşünülmektedir. 300 V-CMC-ZİF-8 örneğinde iz hacmi hemen hemen kaybolmuştur. Partiküllerin düzenli dağılımı ve CMC ile destekli tribofilm, katı-kayma (shear) modunu etkinleştirerek adezif aşınmayı sınırlandırmıştır.

Sıvı Ortam Tribolojisi

Fizyolojik taklit sıvıda bütün numunelerde sürtünme katsayısı belirgin biçimde düşmüş; en göze çarpan azalma yine 300 V-CMC-ZİF-8 kaplamasında (0,016) kaydedilmiştir. Aşınma oranları Tablo 2’de büyükten küçüğe: İşlemsiz-Kuru > 150 V-Kuru > İşlemsiz-Sıvı > 150 V-Sıvı > 300 V-Kuru > 150 V-CMC-Kuru > 300 V-CMC-Kuru > 300 V-Sıvı > 150 V-CMC-Sıvı > 300 V-CMC-Sıvı biçiminde sıralanmıştır. EPD gerilimi ve CMC içeriği arttıkça kaplama kalınlığı ile ZİF-8 yüklemesi artmış, uygun dağılım koşulunda tribofilm oluşumu hızlanmıştır. Aşırı partikül yoğunluğu ise akışkan içinde kümeleşerek film kalınlığını dengesizleştirmiş, sınır yağlama rejiminde sürtünme direncini yükseltmiştir.

ZİF-8 'in Su Kararlılığına İlişkin Bulgular

Deneyler, yalın ZİF-8 tabakasının aşındırıcı bilye temasından sonra kısmi olarak mikro-çatlaklar oluşturduğunu, buna karşın CMC-arayerli tabakanın kristal bütünlüğünü koruduğunu göstermiştir. Bu durum, önceki çözünürlük raporlarıyla uyumlu olarak çözünme hızının, katı-sıvı oranı, imidazolat anyon derişimi ve bariyer tabaka varlığına güçlü biçimde bağlı olduğunu doğrulamaktadır. Dolayısıyla, CMC, su difüzyonunu sınırlandırmıştır.

Tribolojik Mekanizma Önerisi

ZİF-8 nanoparçacıkları, kontakt boşluklarına girerek mikro-rulman etkisi (rolling) ve yüzey onarımı (self-replenishing) sağlar. CMC +ZİF matrisi ise tabaka içi kolay kayma (interlayer shear) sayesinde sürtünmeyi düşüren lameller bir tribofilm oluşturur. Kombine sistem, hem yuvarlanma hem de kayma mekanizmalarını eşzamanlı devreye sokarak beklenmedik bir sinerjik yağlama etkisi üretmiştir. Aşırı partikül yüklemelerinde görülen

kümeleşme, akışkan film üzerinde “katı topaklar” yaratarak faydayı tersine çevirmiştir; bu nedenle optimum ZİF-8 /CMC oranı ve EPD gerilimi kritik tasarım parametreleridir.



SONUÇLAR VE ÖNERİLER

Tez çalışmasında, CoCrW alaşımı üzerine elektroforetik bitrictirme (EPD) yöntemiyle uygulanan ZİF-8 ve CMC-ZİF-8 kaplamalarının yapısal ve tribolojik performansları detaylı biçimde değerlendirilmiştir.

ZİF-8 nanoparçacıkları, CoCrW yüzeyine homojen biçimde, kümelenme veya gözeneklilik göstermeden başarılı şekilde tutunmuştur. CMC ara fazı, kaplamanın yoğunluğunu artırarak, su bazlı ortamlarda dahi mekanik bütünlüğünü korumasını sağlamıştır.

300 V ile kaplanmış CMC-ZİF-8 yapısı, kuru ortamda ortalama sürtünme katsayısını 0,13'e; fizyolojik ortamda ise 0,016'ya kadar düşürerek belirgin bir iyileşme sağlamıştır. Aynı kaplama, kaplamasız CoCrW yüzeyine kıyasla aşınma hacmini anlamlı düzeyde azaltmıştır.

CMC ara fazı, ZİF-8 'in bilinen sulu çözünürlük sorununu büyük ölçüde ortadan kaldırmış; böylece kaplamanın fizyolojik koşullar altında uzun süreli stabilitesini artırmıştır.

ZİF-8 nanoparçacıkları, sürtünme yüzeylerindeki mikro boşluklara yerleşerek hem sürtünme kuvvetini hem de aşınma oranını azaltan bir etki göstermiştir.

Gelecek çalışmalar için aşağıdaki öneriler sunulabilir:

- Uzun süreli döngüsel yüklemelerde oluşan tribofilm yapısının mekanik bütünlüğü incelenmelidir.
- CMC-ZİF-8 sisteminin hem in vitro hem de in vivo ortamlarda aşınma ve korozyon etkileşimleri araştırılmalıdır.
- Sitotoksosite ve inflamasyon gibi biyolojik yanıt parametreleri değerlendirilerek biyouyumluluk düzeyi netleştirilmelidir.

Bu bulgular, MOF tabanlı akıllı kaplamaların ortopedik ve dental implantlardaki potansiyelini ortaya koymakta ve klinik ticarileşme sürecini destekleyecek önemli bir temel oluşturmaktadır.

KAYNAKLAR

- Akin, S., *et al.* (2021). "Evaluation of mechanical properties and biocompatibility of UV-curing dental resins." *Journal of Dental Research*.
- Atzeni, E., Salmi A., "Study on unsupported overhangs of AlSi10Mg parts processed by Direct Metal Laser Sintering (DMLS)", *Journal of Material Processing*, Cilt 20, Sayı 3, Sayfa 500-506, 2015
- Aygül, E., Yalçınkaya, S., & Şahin, Y. (2022). Characterization of Co-24,7Cr-5,4W-5 Mo-Si alloy used in dental applications Produce by additive manufacturing method. *Gazi Üniversitesi Mühendislik-Mimarlık Fakültesi Dergisi*, 37(2), 571–580.
- Bai, S., *et al.* (2020). "UV-curable polymers for biomedical applications." *Materials Science & Engineering C*.
- Balkus, K. J., *et al.* (2010). Synthesis of ZIF-8 Crystals with DMF as Solvent and Their High BET Surface Area of 1300 m²/g. *Journal of Materials Science*.
- Bhushan, B. (1999). *Modern Tribology Handbook*. CRC Press.
- Bhushan, B., 1996. Contact mechanics of rough surfaces in tribology: single asperity contact., *Appl. Mech. Rev.*, 49 (5), 275- 298.
- Black, J., 1992. *Biological Performance of Materials*, 2nd ed. New York: M. Dekker, Inc., 1992.
- Browne, M., and Gregson, P.J., 1993. Surface Modification of Titanium Alloy Implants, *Biomaterials*, 15, 11, 894-898, 1993.
- Bozkurt, Y. B. (2021). Seramik kaplanmış AZ31 alaşımının tribolojik, korozyon, tribokorozyon performansı ve biyoyumluluk davranışının incelenmesi (Doktora tezi, Atatürk Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü). Erzurum.
- Bustamante, E. L., Fernández, J. L., & Zamaro, J. M. (2014). Influence of the solvent in the synthesis of zeolitic imidazolate framework-8 (ZIF-8) nanocrystals at room temperature. *Journal of Colloid and Interface Science*, 424, 37-43. doi:10.1016/j.jcis.2014.03.014
- Cameron, D. G. and Charette, G.M., 1981. Automation of Fourier Transform Infrared Studies of Temperature-Induced Phenomena. *Applied Spectroscopy*, 35(2), 224-225.
- Chakraborty, S., *et al.* (2020). "Biocompatibility of UV polymerized coatings on medical implants." *Journal of Biomedical Materials Research*.
- Chen, Q.Z., Knowles, D.M. (2003). *Mater. Sci. Eng. A* 356, 352–367.
- Cochran, W., *et al.* (2003). "X-ray Diffraction." Oxford University Press.
- Cravillon, J., Münzer, S., Lohmeier, S., Feldhoff, A., Huber, K., & Wiebcke, M. (2009). Rapid Room-Temperature Synthesis and Characterization of Nanocrystals of a Prototypical Zeolitic Imidazolate Framework. *Chemistry of Materials*, 21(8), 1410-1412. doi:10.1021/cm900166h
- Cui, Y., Zhang, J., He, H., & Jin, Y. (2020). ZIF-8 as a drug delivery vehicle and coating material for biomedical applications. *Journal of Materials Chemistry B*, 8(26), 5564–5577.

- D'Oliveira, A. S., Vilar, R., & Feder, C. (2002). High temperature behaviour of plasma transferred arc and laser Co-based alloy coatings. *Applied Surface Science*, 201(1–4), 154–160. [https://doi.org/10.1016/s0169-4332\(02\)00621-9](https://doi.org/10.1016/s0169-4332(02)00621-9).
- Davies, J. R., *Handbook of Materials for Medical Devices*, 1st ed., ASM International Materials Park, United States of America, 2003.
- Davis, J., & Smith, A. (2015). Dip-Coating Process Optimization for Thin Film Deposition. *Journal of Coating Technologies*, 33(4), 320-330
- Dobrzański L. A., Reimann L., Influence of Cr and Co on Hardness and Corrosion Resistance CoCrMo Alloys Used on Dentures, *Journal of Achievements in Materials and Manufacturing Engineering*, 2011, 49(2), 193-199.
- Duke, M. C., Zhu, B., Doherty, C. M., Hill, M. R., Hill, A. J., & Carreon, M. A. (2016). Structural effects on SAPO-34 and ZIF-8 materials exposed to seawater solutions, and their potential as desalination membranes. **Desalination*, 377*, 128–137. <https://doi.org/10.1016/j.desal.2015.09.004>
- Egerton, R. F. (2005). *Physical Principles of Electron Microscopy: An Introduction to TEM, SEM, and AEM*. Springer.
- Festas, A. J., Ramos, A., Davim, J.P., 2020. Medical devices biomaterials—A review. *Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers, Part L: Journal of Materials: Design and Applications*, 234(1), 218-228.
- Frazier, W. E. (2014). Metal additive manufacturing: review. *Journal of Materials Engineering and Performance*, 23(6), 1917-1928.
- Fukuda, A., Takemoto, M., Saito, T., Fujibayashi, S., Neo, M., Pattanayak, D. K., ... Nakamura, T. (2011). Osteoinduction of porous Ti implants with a channel structure fabricated by selective laser melting. *Acta Biomaterialia*, 7(5), 2327–2336.
- Gandhi, P., *et al.* (2022). "Advanced applications of UV polymerization in medical devices." *Journal of Applied Polymer Science*.
- 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.
- Ghannam, M.T.; Esmail, M.N. Rheological properties of carboxymethyl cellulose. *J. Appl. Polym. Sci.* 1997, 64, 289–301.
- Gibson, I., Rosen, D. W., & Stucker, B. (2015). *Additive manufacturing technologies: 3D printing, rapid prototyping, and direct digital manufacturing*. Springer.
- Goldstein, J. I., *et al.* (2018). *Scanning Electron Microscopy and X-ray Microanalysis*. Springer.
- Goldstein, J. I., Newbury, D. E., Joy, D. C., Lyman, C. E., Echlin, P., Lifshin, E., ... & Sawyer, L. (2018). *Scanning Electron Microscopy and X-Ray Microanalysis* (4th ed.). Springer.
- Gu, D., Meiners, W., Wissenbach, K., & Poprawe, R. (2012). Laser additive manufacturing of metallic components: materials, processes and mechanisms. *International Materials Reviews*, 57(3), 133-164.
- Gwidon, W. S., & Michael, N. (2005). *Tribology in Machine Design*. Elsevier.
- Hanawa, T. (2004). Metallic biomaterials. *Materials Science and Technology*, 20(2), 1–14.
- Heinze, T.; Pfeiffer, K. Studies on the synthesis and characterization of carboxymethylcellulose. *Angew. Makromol. Chem.* 1999, 266, 37–45.

- Hendra, H., Dadan, R., and R.P, D.J., “Metals for Biomedical Applications,” in Biomedical Engineering - From Theory to Applications, P. R. Fazel, Ed. InTech, 2011, pp. 411–431.
- Herzog, D., Seyda, V., Wycisk, E., & Emmelmann, C. (2016). Additive manufacturing of metals. *Acta Materialia*, 117, 371-392.
- Hew-Butler, T., Noakes, T. D., & Speedy, D. B. (2006). Exercise-associated hyponatremia: Evaluating the sodium content of intravenous fluids. *Clinical Journal of Sport Medicine*, 16*(4), 305–313. <https://doi.org/10.1097/01.jsm.0000230105.15001.9c>
- Hsieh, J.O., (2010). MIL-53 Frameworks in Mixed-Matrix Membranes and Cross-Linked ZIF-8 /Matrimid® Mixed-Matrix Membranes for Gas Separation, PhD. Dissertation, The University of Texas at Dallas School of Natural Sciences and Mathematics, Dallas.
- Huniler G. Oral İmplantolojide Primer Başarısızlık. Ege Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Bitirme Tezi, 2013.
- Hutchings, I. M. (1992). *Tribology: Friction and Wear of Engineering Materials*. Edward Arnold.
- Hutchings, I. M., & Shipway, P. (2017). *Tribology: Friction and Wear of Engineering Materials* (2nd ed.). Butterworth-Heinemann.
- Karakeçili, A., Topuz, B., Korpayev, S., Erdek, M. (2019). Metal-organic frameworks for on-demand pH controlled delivery of vancomycin from chitosan scaffolds. *Materials Science and Engineering C*, 105(August).
- Kawalkar R., Dubey H. K., Lokhande, S. P., “A review for advancements in standardization for additive manufacturing”, *Materials Today: Proceedings*, 50:1983-1990, (2021).
- Kennedy, D. (1995). Cobalt and its Role in Vitamin B12 Synthesis and Metabolism. *American Journal of Clinical Nutrition*, 61(1), 145-148.
- Kim, H. S. (2000). Metalik Biyomalzemeler ve Biyomedikal Uygulamaları. *Journal of Biomedical Materials Research*, 53(3), 185-198.
- King, D., Tansey, T., Rapid Tooling: Selective Laser Sintering Injection Tooling, *Journal of Materials Processing Technology*, 2003, 132(1-3), 42–48.
- Kresse, E. G. R. (2002). *X-ray Diffraction: A Practical Introduction*. Wiley.
- Kruth, J. P., Mercelis, P., Van Vaerenbergh, J., Froyen, L., & Rombouts, M. (2005). Binding mechanisms in selective laser sintering and selective laser melting. *Rapid Prototyping Journal*, 11(1), 26-36.
- Lee, J. M. and Yeong, W. Y., (2016). “Design and Printing Strategies in 3D Bioprinting of Cell-Hydrogels: A Review”, *Advanced Healthcare Materials*, 5:2856–2865.
- Lee, Y. R., Kim, J. and Ahn, W. S., “Synthesis of Metal-Organic Frameworks: A Mini Review”, *Korean J. Chem. Eng.*, 30 (9), 1667-1680, (2013).
- Leroy, G., *et al.* (2017). "Applications of 3D Surface Profilometry." *Journal of Materials Science*.
- Lipson, C., & Colwell, L. V. (1961). *Handbook of Mechanical Wear: Wear, Fretting, Pitting, Cavitation, Corrosion*. University of Michigan Press.
- Lison, D. (1997). The Role of Tungsten in Biomedical Applications and Its Toxicology. *Journal of Applied Toxicology*, 17(3), 137-144.
- Liu, H., & Wang, H. (2010). Application of Dip-Coating for Thin Film Deposition. *Journal of Applied Materials*, 15(2), 234-245.

- Liu, Y., *et al.* (2021). "Optical coatings and their role in UV polymerization processes for medical applications." *Materials Today*.
- Liu, Y., Li, Y., Wu, G., Wang, J., Zhang, Y., Zhang, L., & Zhang, X. (2023). Recent advances in ZIF-8 coatings: Synthesis strategies and biomedical applications. *Journal of the Less Common Metals*, 100189.
- Liu, Y., Li, Z., Zou, S., Lu, C., Xiao, Y., Bai, H., ... Duan, J. (2020). Hyaluronic acid-coated ZIF-8 for the treatment of pneumonia caused by methicillin-resistant *Staphylococcus aureus*. *International Journal of Biological Macromolecules*, 155, 103–109.
- Lonsdale, K. J., & Haddon, R. J. M. (1988). *Principles of X-ray Diffraction*. Cambridge University Press.
- Luo, Z., Fan, S., Gu, C., Liu, W., Li, B., Liu, J. (2018). "Metal – Organic Framework (MOF) -based Nanomaterials for Biomedical Applications", 1–29.
- McColl, I. M., & Bowden, F. P. (2012). *Friction and Wear: The Role of Lubrication* (2nd ed.). Springer.
- Stachowiak, G. W., & Batchelor, A. W. (2013). *Engineering Tribology* (4th ed.). Butterworth-Heinemann.
- Mettalic materials, J.R. Davies (Ed.), *Handbook of Materials for Medical Devices*, ASM International, Materials Park, Ohio, 2003, pp. 21–50.
- Mondal, M.I.H.; Yeasmin, M.S.; Rahman, M.S. Preparation of food grade carboxymethyl cellulose from corn husk agrowaste. *Int. J. Biol. Macromol.* 2015, 79, 144–150.
- Moore, D. F. (2005). *Friction and Wear in Machinery: Principles, Mechanisms and Materials*. CRC Press.
- Nayak, P. R. (1971). "Random Process Model of Rough Surfaces", *ASME Journal of Lubrication Technology*, 93(3), 398–407.
- Özmen, E., & Ertek, C. (2022). Ekllemeli İmalat Teknolojilerinde Kullanılan Biyomalzemeler ve Biyomedikal Uygulamaları. *Gazi Üniversitesi Fen Bilimleri Dergisi Part C: Tasarım Ve Teknoloji*, 10(4), 733-747.
- Öztürk, Z., "Metal-Organik Çerçevesel Hibrit Kompozit Malzeme Geliştirilmesi ve Hidrojen Depolama Karakteristiği", Doktora Tezi, Gazi Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü, Kimya Mühendisliği Anabilim Dalı, Ankara, (2015).
- Pan, W., Li, Z., & Zhang, T. (2011). Synthesis of ZIF-8 Nanocrystals Using DMF as a Solvent at Room Temperature. *Journal of Materials Chemistry*, 21(6), 2061–2066.
- Pancera, S., *et al.* (2021). "Sustainable UV-curing coatings for medical applications." *Environmental Science & Technology*.
- Park, J., Jiang, Q., Feng, D., Mao, L., Zhou, H. C. (2016). "Size-Controlled Synthesis of Porphyrinic Metal-Organic Framework and Functionalization for Targeted Photodynamic Therapy". *Journal of the American Chemical Society*, 138(10), 3518–3525.
- Park, J.B., Kim, Y.K., 2000. *Metallic Biomaterials, The Biomedical Engineering Handbook: Second Edition*. CRC Press LLC, 2000.
- Parker, J., & Brown, L. (2008). *Fundamentals of Thin Film Coating Techniques*. *Surface Engineering Journal*, 12(1), 45-58.
- Pinchuk, A., & Smith, D. (2006). *Tribology and Wear of Engineering Materials*. Springer.
- Pramanik, S., Agarwal, A.K., Rai, K.N. (2005). *Trends Biomater. Artif. Organs*, 19, 15–26.
- Qiu, K., Shu, Y., Zhang, J., Gao, L., & Xiao, G. (2022). Effective and stable zeolite imidazole

- framework-supported copper nanoparticles (Cu/ZIF-8) for glycerol to lactic acid. *Catalysis Letters*, 152*, 172–186. <https://doi.org/10.1007/s10562-021-03610-y>
- Rahman, M.S.; Hasan, M.S.; Nitai, A.S.; Nam, S.; Karmakar, A.K.; Ahsan, M.S.; Shiddiky, M.J.A.; Ahmed, M.B. Recent Developments of Carboxymethyl Cellulose. *Polymers* 2021, 13, 1345. <https://doi.org/10.3390/polym13081345>
- Reimer, L. (1998). *Scanning Electron Microscopy: Physics of Image Formation and Microanalysis*. Springer-Verlag.
- Reimer, L. (1998). *Scanning Electron Microscopy: Physics of Image Formation and Microanalysis*. Springer.
- Schall, M., & Becker, W. (2015). *Tribology of Materials: Principles and Practice* (3rd ed.). Springer.
- Schejn, A. M., (2018). Synthesis and catalytic activity of ZIF-8 and doped-ZIF 8 crystals: stability and cytotoxicity evaluation, PhD Thesis, Université de Lorraine.
- Shan, Z., Fan, H., Tian, Q., Jia, X., & Song, H. (2024). The strong mechanical anchoring of ZIF-8 nanoparticles on graphene oxide surface to enhance frictional energy dissipation. *Tribology International*, 192*, 109303. <https://doi.org/10.1016/j.triboint.2024.109303>
- Sheng, L., Yang, F., Wang, C., Yu, J., Zhang, L., & Pan, Y. (2017). Comparison of the hydrothermal stability of ZIF-8 nanocrystals and polycrystalline membranes derived from zinc salt variations. *Materials Letters*, 197*, 184–187. <https://doi.org/10.1016/j.matlet.2017.03.077>
- Shieh, F.-K., Wang, S.-C., Leo, S.-Y., & Wu, K.C.-W. (2013). “Water-Based Synthesis of Zeolitic Imidazolate Framework-90 (ZIF-90) with a Controllable Particle Size”, *Chem. Eur. J.*, 19: 11139-11142.
- Shigley, J. E., & Mischke, C. R. (2001). *Mechanical Engineering Design* (7th ed.). McGraw-Hill.
- Singh, A., *et al.* (2021). "Antimicrobial UV-cured coatings for implantable medical devices." *Journal of Microbiology and Biotechnology*.
- Stachowiak, G. W., & Batchelor, A. W. (2013). *Engineering Tribology* (4th ed.). Butterworth-Heinemann.
- Stachowiak, G. W., & Batchelor, A. W. (2013). *Engineering Tribology* (4th ed.). Butterworth-Heinemann.
- Subhadarshini, A., & Nanda, B. (2025). Zeolitic imidazolium framework (ZIF 8) and their derivative-based material for antibacterial study: A comprehensive review. *Discover Materials*, 5*, Article 50. <https://doi.org/10.1007/s43939-025-00229-3>
- Sui, T., Li, L., Lin, B., Zhang, Y., Zhang, B., & Yan, S. (2021). Study on lubrication and friction reduction properties of ZIF-8 nanoparticles as Si₃ N₄ ceramic water lubrication additives. *Frontiers in Chemistry*, 9*, Article 802375. <https://doi.org/10.3389/fchem.2021.802375>
- Suresh, S. (1998). *Fatigue of Materials* (2nd ed.). Cambridge University Press.
- Suryanarayana, C., & Ranganathan, S. (2018). "X-ray Diffraction: A Practical Approach." Springer.
- Tan, J.C., Bennett, T.D. ve Cheetham, A.K, (2010). “Chemical structure, network topology, and porosity effects on the mechanical properties of Zeolitic Imidazolate Frameworks”, *PNAS*, 107: 9938-9943.

- Taş A.C., 2000. Synthesis of Biomimetic Ca-Hydroxyapatite Powders at 37°C in Synthetic Body Fluids, *Biomaterials*, 21, 1429–1438.
- Thompson, C., *et al.* (2015). "Principles and Applications of Surface Profilometry." Springer.
- Van Noort, R. (1987). Corrosion of Metals in Biomedical Applications: Metal Prostheses and Implants. *Journal of Biomedical Materials Research*, 21(9), 1023-1032.
- Varela, A. S., Ju, W. and Strasser P., "Molecular Nitrogen-Carbon Catalysts, Solid Metal Organic Framework Catalysts, and Solid Metal/Nitrogen Doped Carbon (MNC) Catalysts for the Electrochemical CO₂ Reduction", *Adv. Energy Mat.*, 8 (1703614), 1-35, (2018).
- Venna, S. R., & Carreon, M. A. (2010). Highly Permeable Zeolite Imidazolate Framework-8 Membranes for CO₂/CH₄ Separation. *Journal of the American Chemical Society*, 132(1), 76-78. doi:10.1021/ja909263x
- Wang, H., *et al.* (2019). "Rapid UV-curing technologies for polymer-based medical devices." *Journal of Polymer Science Part A*.
- Wang, X. (2012). Film Formation and Control in Dip-Coating Processes. *Materials Science and Engineering Reports*, 50(3), 129-145.
- Wang, Y., Zhang, Y., & Cui, W. (2021). Recent advances in surface modification of Co–Cr–W alloy for biomedical applications: A review. *Surface & Coatings Technology*, 421, 127398.
- Williams, D.F., 1982. *Biocompatibility in Clinical Practice*, Boca Raton, F.L.: CRC Press., Wu, L., Zhu, H., Gai, X., & Wang, Y. (2014). Evaluation of the mechanical properties and porcelain bond strength of cobalt-chromium dental alloy fabricated by selective laser melting. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 111(1), 51–55. <https://doi.org/10.1016/j.prosdent.2013.09.011>
- Wimmer, M. A., & Fischer, A. (1998). Wear of CoCrMo alloys used in metal-on-metal hip joints. *Wear*, 225–229, 724–729.
- Wintermantel, E., & Leong, K. (1996). Biocompatibility of Biomaterials: Structural and Surface Compatibility. *Biomaterials*, 17(18), 1677-1684.
- Wu, M., Yang, Y. (2017). "Metal – Organic Framework (MOF) -Based Drug / Cargo Delivery and Cancer Therapy", 1–20.
- Xin, X., Xiang, N., Chen, J., & Wei, B. (2012). In vitro biocompatibility of Co–Cr alloy fabricated by selective laser melting or traditional casting techniques. *Materials Letters*, 88, 101–103. 1982.
- Xz, X., Chen, J., Xiang, N., Gong, Y., & Bian, W. (2014). Surface characteristics and corrosion properties of selective laser melted Co–Cr dental alloy after porcelain firing. *Dental Materials*, 30(3), 263–270. <https://doi.org/10.1016/j.dental.2013.11.013>
- Yadroitsev, I., & Smurov, I. (2010). Selective laser melting technology: From the single laser melted track stability to 3D parts of complex shape. *Physics Procedia*, 5, 551-560.
- Yamamoto, R., Honma, M., Sumita, J. *Biomed. Mater. Res.* 39 (1998) 331–340.
- Yan, Y., Neville, A. and Dowson, D. (2007). Tribo-corrosion properties of cobalt-based medical implant alloys in simulated biological environments. *Wear*, 263 (7-12). pp. 1417-1422. ISSN 0043-1648 <https://doi.org/10.1016/j.wear.2007.01.114>
- Yang, C., *et al.* (2018). "Environmental benefits of UV curing in medical device manufacturing." *Journal of Environmental Management*.

- Yılmaz Y., Avcı B., Demirören H., “Biyomalzeme sektöründe kullanılan titanyum ve alaşımları”, Fourth International Symposium on Innovative Approaches in Engineering and Natural Sciences, 4: 357-362, (2019).
- Yin, H., Kim, H., Choi, J., & Yip, A. C. K. (2015). Thermal stability of ZIF-8 under oxidative and inert environments: A practical perspective on using ZIF-8 as a catalyst support. *Chemical Engineering Journal, 278*, 293–300. <https://doi.org/10.1016/j.cej.2014.08.075>
- Yin, H., Kim, H., Choi, J., & Yip, A. C. K. (2015). Thermal stability of ZIF-8 under oxidative and inert environments: A practical perspective on using ZIF-8 as a catalyst support. *Chemical Engineering Journal, 278*, 293–300. <https://doi.org/10.1016/j.cej.2014.08.075>
- Yin, X., *et al.* (2016). "Characterization of Implant Surface Roughness: A Review of 3D Profilometry Techniques." *Journal of Biomaterials*.
- Zeng, L., Xiang, N., & Wei, B. (2014). A comparison of corrosion resistance of cobalt-chromium-molybdenum metal ceramic alloy fabricated with selective laser melting and traditional processing. *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 112(5), 1217–1224. <https://doi.org/10.1016/j.prosdent.2014.03.018>
- Zhang, H., Liu, D., Yao, Y., Zhang, B., & Lin, Y. S. (2015). Stability of ZIF-8 membranes and crystalline powders in water at room temperature. *Journal of Membrane Science, 485*, 103–111. <https://doi.org/10.1016/j.memsci.2015.03.023>
- Zhang, H., Zhao, M., & Lin, Y. S. (2019). Stability of ZIF-8 in water under ambient conditions. *Microporous and Mesoporous Materials, 279*, 201–210. <https://doi.org/10.1016/j.micromeso.2018.12.035>
- Zhao, J., *et al.* (2019). "Controlled drug delivery systems using UV-cured polymers." *Journal of Controlled Release*.
- Zhou, W., & Wang, Z. L. (2007). *Scanning Microscopy for Nanotechnology: Techniques and Applications*. Springer.
- Zhou, X., & Wang, Y. (2007). *Applications of X-ray Diffraction in Thin Film and Nanomaterials Characterization*. Springer.
- Zhu, Y., Gupta, K. M., Liu, Q., Jiang, J., Caro, J., & Huang, A. (2016). Synthesis and seawater desalination of molecular sieving zeolitic imidazolate framework membranes. *Desalination, 385*, 75–82. <https://doi.org/10.1016/j.desal.2016.02.005>

ÖZGEÇMİŞ

Kişisel Bilgiler	
Adı Soyadı:	Ayşenur ALPTEKİN
Doğum tarihi:	-
Adres:	-
Tel:	-
E-mail:	-
Eğitim	
Lise:	Erzurum Nenehatun Kız Anadolu Lisesi (2017)
Lisans:	Atatürk Üniversitesi, Mühendislik Fakültesi (2021)
Yüksek lisans:	Atatürk Üniversitesi, Fen Bilimleri Enstitüsü, Makine Mühendisliği Anabilim Dalı, Konstrüksiyon ve İmalat Bilim Dalı
Yabancı Dil Bilgisi	
İngilizce:	İyi
Üye Olunan Mesleki Kuruluşlar	
- TMMMOB Makine Mühendisleri Odası	
Tezden Üretilmiş Yayınlar	
1. Uzun, Y., Alptekin, A., Tüzemen, Ş. M., Atik, B. Bozkurt, Y. B., Çelik, A., 2024. Synthesis and Coating with Electrophoretic Deposition of ZİF-8 for the Improvement of Surface Properties of CoCrW Alloy. International Trend of Tech Symposium, İstanbul. 2. Uzun, Y., Alptekin, A., Tüzemen, Ş. M., Atik, B. Bozkurt, Y. B., Çelik, A., 2024. Synthesis and Coating with Electrophoretic Deposition of ZİF-8 for the Improvement of Surface Properties of CoCrW Alloy. International Journal of Multidisciplinary Studies and Innovative Technologies, 8 (2), 138-143.	