

T.C.
SAKARYA ÜNİVERSİTESİ
FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

İMLANT MALZEMELERİNİN MEKANİK ÖZELLİKLERİNİN
GELİŞTİRİLMESİ

YÜKSEK LİSANS

Fatma Zehra KÖSE

Biyomedikal Mühendisliği

HAZİRAN 2024

T.C.
SAKARYA ÜNİVERSİTESİ
FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

İMLANT MALZEMELERİNİN MEKANİK ÖZELLİKLERİNİN
GELİŞTİRİLMESİ

YÜKSEK LİSANS

Fatma Zehra KÖSE

Biyomedikal Mühendisliği

Tez Danışmanı: Dr. Öğr. Üyesi Mehmet İskender ÖZSOY

HAZİRAN 2024

Fatma Zehra KÖSE tarafından hazırlanan “İMLANT MALZEMELERİNİN MEKANİK ÖZELLİKLERİNİN GELİŞTİRİLMESİ ” adlı tez çalışması 12.06.2024 tarihinde aşağıdaki jüri tarafından oy birliği/oy çokluğu ile Sakarya Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü Biyomedikal Mühendisliği Anabilim Dalı’nda Yüksek Lisans tezi olarak kabul edilmiştir

Tez Jürisi

Jüri Başkanı : **Doç. Dr. Ahmet Çağatay ÇİLİNGİR**
Sakarya Üniversitesi

Jüri Üyesi : **Dr. Öğr. Üyesi M. İskender ÖZSOY**(Danışman).....
Sakarya Üniversitesi

Jüri Üyesi : **Dr. Öğr. Üyesi Şakir ALTINSOY**
İstanbul Yeni Yüzyıl Üniversitesi

ETİK İLKE VE KURALLARA UYGUNLUK BEYANNAMESİ

Sakarya Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü Lisansüstü Eğitim-Öğretim Yönetmeliğine ve Yükseköğretim Kurumları Bilimsel Araştırma ve Yayın Etiği Yönergesine uygun olarak hazırlamış olduğum “İMLANT MALZEMELERİNİN MEKANİK ÖZELLİKLERİNİN GELİŞTİRİLMESİ ” başlıklı tezin bana ait, özgün bir çalışma olduğunu; çalışmamın tüm aşamalarında yukarıda belirtilen yönetmelik ve yönergeye uygun davrandığımı, tezin içerdiği yenilik ve sonuçları başka bir yerden almadığımı, tezde kullandığım eserleri usulüne göre kaynak olarak gösterdiğimi, bu tezi başka bir bilim kuruluna akademik amaç ve unvan almak amacıyla vermediğimi ve 20.04.2016 tarihli Resmi Gazete’de yayımlanan Lisansüstü Eğitim ve Öğretim Yönetmeliğinin 9/2 ve 22/2 maddeleri gereğince Sakarya Üniversitesinin aboneli olduğu intihal yazılım programı kullanılarak Enstitü tarafından belirlenmiş ölçütlere uygun rapor alındığımı, çalışmamla ilgili yaptığım bu beyana aykırı bir durumun ortaya çıkması halinde doğabilecek her türlü hukuki sorumluluğu kabul ettiğimi beyan ederim.

(12/06/2024)

Fatma Zehra KÖSE

Sevgili Aileme...

TEŞEKKÜR

Yüksek Lisans eğitimim boyunca bana birçok şey öğreten ve aynı zamanda bu tez çalışmasının yürütülmesi esnasında tüm birikimi ile bana destek olan değerli danışman hocam Dr. Öğr. Üy. Mehmet İskender ÖZSOY'a emekleri için teşekkür ederim. Çalışmalarım boyunca bana yardımcı olan, bilgi birikimini ve desteğini üzerimde hissettiğim değerli hocam Prof. Dr. Mahmut ÖZACAR'a teşekkür ederim.

Laboratuvar olanakları konusunda anlayış gösteren Biyomedikal, Manyetik, Yarıiletken Malzemeler Uygulama ve Araştırma Merkezi'ne (BİMAYAM) ve çalışanlarına teşekkür ederim. Yüksek lisans eğitimimde tez çalışmalarını maddi açıdan desteklenmesine olanak sağlayan Sakarya Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri Koordinatörlüğü'ne (BAPK) (Proje No: 2023-19-43-91) teşekkür ederim.

Tez çalışmalarımnda tribolojik testlerin gerçekleşmesinde ve SEM görüntü alımında yardımcı olup vakitlerini ayıran, bana bu süreçte destek olan değerli hocalarım Öğr. Gör. Ömer Faruk DENİZ'e ve Öğr. Gör. Hatice Yasemin İSKENDER'e çok teşekkür ederim.

Tez çalışmam boyunca bilgi birikimini, tecrübe ve desteklerini esirgemeyen değerli hocam Dr. Öğr. Üyesi Şakir ALTINSOY'a teşekkür ederim. Tüm bu süreçte beni destekleyen moral ve motivasyon olarak da yanımda olan, birlikte çalışmaktan mutlu olduğum Öğr. Gör. Gökçe KOÇ ve Arş. Gör. Rezzan YARDIMCI'ya çok teşekkür ederim. Biyoyumluluk testlerinin gerçekleşmesine olanak sağlayarak bilgi birikimleri ile destekleyen değerli hocam Doç. Dr. Sezen CANIM ATEŞ'e teşekkür ederim.

Beni eğitim hayatım boyunca destekleyen ve tez sürecimde nazımı çeken annem Meliha KÖSE, babam Rüştü KÖSE, kardeşlerim Muhammet Tayyip KÖSE ve Yusuf Musab KÖSE'ye, sahip olduğum için şanslı ve minnettar hissettiğim canım aileme teşekkür ederim.

Fatma Zehra KÖSE

İÇİNDEKİLER

Sayfa

ETİK İLKE VE KURALLARA UYGUNLUK BEYANNAMESİ	v
TEŞEKKÜR	ix
İÇİNDEKİLER	xi
KISALTMALAR	xiii
SİMGELER	xv
TABLO LİSTESİ	xvii
ŞEKİL LİSTESİ	xix
ÖZET	xxi
SUMMARY	xxiii
1. GİRİŞ	1
1.1. Tezin Amacı	2
1.2. Literatür Araştırması	3
2. GENEL BİLGİLER	9
2.1. Biyomalzemeler	9
2.2. Biyomalzemelerin Sınıflandırılması	11
2.2.1. Metalik biyomalzemeler	11
2.2.1.1. Paslanmaz çelik (316L).....	12
2.2.1.2. Ti alaşımları (Ti6Al4V)	13
2.2.1.3. Kobalt alaşımları (CoCr-)	13
2.2.2. Polimerik biyomalzemeler	14
2.2.3. Seramik biyomalzemeler.....	18
2.2.4. Kompozit biyomalzemeler	21
2.3. Biyomalzemelerin Özellikleri	22
2.3.1. Biyomalzemelerin ideal özellikleri	23
2.3.1.1. Aşınma direnci	23
2.3.1.2. Korozyon direnci.....	24
2.3.1.3. Biyouyumluluk.....	25
2.3.1.4. Mekanik dayanıklılık	25
2.3.1.5. İmplant optimizasyonu.....	26
2.3.1.6. Elde edilebilirlik.....	26
2.4. Ortopedik implantlar	26
2.4.1. Kalıcı ortopedik implantlar	29
2.4.1.1. Toplam kalça protezi	29
2.4.1.2. Toplam diz protezi	29
2.4.2. Geçici ortopedik implantlar	31
2.5. Aşınma ve Sürtünme	32
2.5.1. Aşınma	32
2.5.2. Sürtünme	34
2.5.3. Tribometre cihazı	34
3. MATERYAL VE METOTLAR	37
3.1. Sol-Jel Metodu	37

3.1.1. Metal oksitler.....	37
3.1.2. Alkoller.....	38
3.1.3. Katalizörler.....	38
3.1.4. Sol-Jel oluşumu.....	38
3.1.5. Hidroliz ve yoğunlanma mekanizması	39
3.1.6. Jelleşme reaksiyonu.....	40
3.2. Sol-Jel Yöntemi ile Kaplama Türleri	40
3.2.1. Daldırma yöntemi.....	42
3.2.2. Döndürme yöntemi.....	43
3.2.3. Püskürtme yöntemi.....	44
3.2.4. Elektroforez yöntemi.....	45
3.2.5. Termoforez yöntemi.....	45
3.2.6. Yerleştirme yöntemi.....	45
3.2.7. Karışık yöntem	45
3.3. Sol-Jel Yöntemi ile Polimer Matrisli Kaplamaların Uygulanması.....	45
3.4. Deneyde Kullanılan Malzemeler	46
3.4.1. 316L Paslanmaz Çelik.....	46
3.4.2. Ti6Al4V alaşımı.....	46
3.4.3. Kaplamada kullanılan malzemeler	46
3.5. Altlık Malzemelerinin Kaplanması	47
3.5.1. Kaplama için altlıkların hazırlanması	47
3.5.2. Kaplama için tozların hazırlanması.....	48
3.6. Karakterizasyon ve Testler	51
3.6.1. Tribolojik test	51
3.6.2. Biyokorozyon testi	53
3.6.3. FTIR analizi.....	54
3.6.4. Yüzey pürüzlülüğü ölçümü	55
3.6.5. SEM-EDS.....	56
3.6.6. Biyoyumluluk (MTT) testi	56
4. Sonuçlar.....	59
4.1. Tribolojik Test Sonuçları.....	59
4.2. Biyokorozyon Test Sonuçları	70
4.3. FTIR Sonuçları	74
4.4. Yüzey Pürüzlülüğü Ölçümü	75
4.5. SEM-EDS Sonuçları.....	79
4.6. Biyoyumluluk Test Sonuçları.....	87
5. GENEL SONUÇLAR	89
5.1. Öneriler.....	90
KAYNAKLAR.....	93
ÖZGEÇMİŞ.....	103

KISALTMALAR

Al₂O₃	: Alümina (Alüminyum Oksit)
Co	: Kobalt
Cr	: Krom
EDS	: Enerji Dispersif Spektrometresi
GSYİH	: Gayri Safı Yurt İçi Hasıla
HAp	: Hidroksi Apatit
Mo	: Molibden
MTT	: 3-(4,5-dimetiltiazol-2-il)-2,5-difeniltetrazolium bromid
PA	: Poliamid
PMMA	: Polimetilmetakrilat
PTFE	: Politetrafloretillen
PBS	: Potasyum Tamponlu Salın/ Phosphate buffered saline
SBF	: Simulated Body Fluid/ Simüle Edilmiş Vücut Sıvısı
SEM	: Taramalı Elektron Mikroskopu
THR	: Tam Kalça Replasmanı
TKA	: Tam Diz Artroplastisi
UHMWPE	: Ultra Yüksek Moleküler Ağırlıklı Polietilen
ZrO₂	: Zirkonya

SİMGELER

$^{\circ}\text{C}$: Ortam sıcaklığı
h	: Film kalınlığı
η	: Sol viskozitesi
ρ	: Solün yoğunluğu
u	: Sol içerisine daldırma hızı
k	: Kütle transfer katsayısı
p_e	: Denge halinde yüzeydeki basınç
p_i	: Birim mesafe uzakta oluşan basınç
m	: Uzunluk [Metre]
E	: Elastisite Modülü

TABLO LİSTESİ

	<u>Sayfa</u>
Tablo 2.1. Metalik biyomalzemelerin avantajları ve dezavantajları.....	12
Tablo 2.2. Metalik biyomalzemelerin özellikleri.....	14
Tablo 2.3. Polimerik biyomalzemelerin avantajları ve dezavantajları.....	15
Tablo 2.4. Seramik biyomalzemelerin avantajları ve dezavantajları.....	21
Tablo 3.1. 316 L Paslanmaz çeliğin kimyasal bileşimi.....	46
Tablo 3.2. Ti6Al4V alaşımının kimyasal bileşimi.....	46
Tablo 3.3. Kuru Aşınma Deney Parametreleri.....	52
Tablo 3.4. SBF içerisindeki iyon dağılımı.....	53
Tablo 3.5. Yüzey pürüzlülüğü test parametreleri.....	55
Tablo 3.1. 316 L Paslanmaz çeliğin kimyasal bileşimi.....	46
Tablo 3.2. Ti6Al4V alaşımının kimyasal bileşimi.....	46
Tablo 3.3. Kuru Aşınma Deney Parametreleri.....	52
Tablo 3.4. SBF içerisindeki iyon dağılımı.....	53
Tablo 3.5. Yüzey pürüzlülüğü test parametreleri.....	55
Tablo 4.1. Deneyde kullanılan oranlar.....	59
Tablo 4.2. 316L paslanmaz çelik altlığın yüzey pürüzlülük (Ra(μ m)) sonuçları.....	76
Tablo 4.3. Ti6Al4V alaşımı altlığın yüzey pürüzlülük (Ra(μ m)) sonuçları.....	77
Tablo 4.4. 316L altlığın U kodlu EDS sonucu elementel dağılımı.....	84
Tablo 4.5. 316L altlığın UA1 kodlu EDS sonucu elementel dağılımı.....	84
Tablo 4.6. 316L altlığın UA2 kodlu EDS sonucu elementel dağılımı.....	84
Tablo 4.7. Ti6Al4V altlığın U kodlu EDS sonucu elementel dağılımı.....	86
Tablo 4.8. Ti6Al4V altlığın UA1 kodlu EDS sonucu elementel dağılımı.....	86
Tablo 4.9. Ti6Al4V altlığın UA2 kodlu EDS sonucu elementel dağılımı.....	86

ŞEKİL LİSTESİ

Sayfa

Şekil 2.1. UHMWPE'nin morfolojik yapısı.	17
Şekil 2.2. Eklem protezleri.....	28
Şekil 2.3. Toplam kalça protezi.	29
Şekil 2.4. Toplam diz protezi.	30
Şekil 2.5. Geçici ortopedik implantlar.	32
Şekil 2.6. Aşınma mekanizması.	33
Şekil 2.7. Tribometre cihazı çalışma prensibi.	35
Şekil 3.1. Katalizörlerin sınıflandırılması.	38
Şekil 3.2. Sol-jel mekanizması.	39
Şekil 3.3. İnce film kaplama yöntemleri.	41
Şekil 3.4. Daldırma yöntemi.	42
Şekil 3.5. Döndürme yöntemi.	44
Şekil 3.6. Püskürtme Yöntemi.	44
Şekil 3.7. Kullanılan UHMWPE polimeri	47
Şekil 3.8. Kullanılan Alümina tozu.	47
Şekil 3.9. Altlık malzeme örnekleri.	48
Şekil 3.10. Kullanılan sonikatör cihazı ve hazırlanan karışım.	49
Şekil 3.11. Kurutma için kullanılan etüv.	49
Şekil 3.12. Kaplama çalışmaları.	50
Şekil 3.13. Kaplama çalışmaları.	51
Şekil 3.14. Tribometre cihazı.	52
Şekil 3.15. Altlıkların aşınma denemeleri sonrası görüntüsü.	53
Şekil 3.16. Elektrokimyasal test cihazı.	54
Şekil 3.17. FTIR spektrofotometre cihazı.	55
Şekil 4.1. 316L altlığın kaplamasız-U kodlu sürtünme katsayı grafiği.	60
Şekil 4.2. 316L altlığın kaplamasız-UA1 kodlu sürtünme katsayı grafiği.	60
Şekil 4.3. 316L altlığın kaplamasız-UA2 kodlu sürtünme katsayı grafiği.	61
Şekil 4.4. 316L paslanmaz çeliğin sürtünme katsayısı grafiği.	61
Şekil 4.5. 316L altlığın ortalama sürtünme katsayısının sütun grafiği.	62
Şekil 4.6. Ti6Al4V altlığın kaplamasız-U kodlu sürtünme katsayı grafiği.	63
Şekil 4.7. Ti6Al4V altlığın kaplamasız-UA1 kodlu sürtünme katsayı grafiği.	63
Şekil 4.8. Ti6Al4V altlığın kaplamasız-UA2 kodlu sürtünme katsayı grafiği.	64
Şekil 4.9. Ti6Al4V altlığın sürtünme katsayısı grafiği.	64
Şekil 4.10. Ti6Al4V altlığın ortalama sürtünme katsayısının sütun grafiği.	65
Şekil 4.11. 316L altlığın kaplamasız-U kodlu nüfuz derinliği grafiği.	66
Şekil 4.12. 316L altlığın kaplamasız-UA1 kodlu nüfuz derinliği grafiği.	66
Şekil 4.13. 316L altlığın kaplamasız-UA2 kodlu nüfuz derinliği grafiği.	67
Şekil 4.14. 316L altlıkların kaplama nüfuz derinlikleri.	67
Şekil 4.15. Ti6Al4V altlığın kaplamasız-U kodlu nüfuz derinliği grafiği.	68
Şekil 4.16. Ti6Al4V altlığın kaplamasız-UA1 kodlu nüfuz derinliği grafiği.	68
Şekil 4.17. Ti6Al4V altlığın kaplamasız-UA2 kodlu nüfuz derinliği grafiği.	69

Şekil 4.18. Ti6Al4V altlıkların kaplama nüfuz derinlikleri.	69
Şekil 4.19. 316L altlık numunelerinin 1.Gün Nyquist diyagramı.....	70
Şekil 4.20. 316L altlık numunelerinin 7.Gün Nyquist diyagramı.....	70
Şekil 4.21. Ti6Al4V altlık numunelerinin 1.Gün Nyquist diyagramı.....	71
Şekil 4.22. 316L altlık numunelerinin 7.Gün Nyquist diyagramı.....	71
Şekil 4.23. 316L altlık numunelerinin 1. Gün Tafel eğrisi.	72
Şekil 4.24. 316L altlık numunelerinin 7.Gün Tafel eğrisi.	73
Şekil 4.25. Ti6Al4V altlık numunelerinin 1.Gün Tafel eğrisi.	73
Şekil 4.26. Ti6Al4V altlık numunelerinin 7.Gün Tafel eğrisi.	74
Şekil 4.28. FTIR Spektrumu.	75
Şekil 4.29. 316L paslanmaz çelik altlığın yüzey pürüzlülük grafiği.	76
Şekil 4.30. Ti6Al4V altlığın yüzey pürüzlülük grafiği.	78
Şekil 4.31. 316L paslanmaz çeliğin biyouyumluluk (MTT) sonuçları	87
Şekil 4.32. Ti6Al4V alaşımlarının biyouyumluluk (MTT) sonuçları	88
Şekil 4.33. Altlık numunelerinin A) U kodlu, B) UA1 kodlu, C) UA2 kodlu kaplamalarının x500 büyütme görüntüleri.	79
Şekil 4.34. Altlık numunelerinin A) U kodlu, B) UA1 kodlu, C) UA2 kodlu kaplamalarının x1000 büyütme görüntüleri.	80
Şekil 4.35. 316L altlık numunelerinin A) Kontrol, B) U, C) UA1 ve D) UA2 tribolojik test sonrası SEM görüntüleri	81
Şekil 4.36. Ti Kontrol numunelerinin A) Kontrol, B) U, C) UA1 ve D) UA2 tribolojik test sonrası SEM görüntüleri	82
Şekil 4.37. 316L altlık numunelerinin U kodlu EDS sonucu.....	83
Şekil 4.38. 316L altlık numunelerinin UA1 kodlu EDS sonucu elementel dağılımı. 83	
Şekil 4.39. 316L altlık numunelerinin UA2 kodlu EDS sonucu.....	83
Şekil 4.40. Ti6Al4V altlık numunelerinin U kodlu EDS sonucu.....	85
Şekil 4.41. Ti6Al4V altlık numunelerinin UA1 kodlu EDS sonucu.....	85
Şekil 4.42. Ti6Al4V altlık numunelerinin UA2 kodlu EDS sonucu.....	85

MPLANT MALZEMELERİNİN MEKANİK ÖZELLİKLERİNİN GELİŞTİRİLMESİ

ÖZET

Sağlıklı bir bireyin gün içerisinde yürüme, koşma, eğilme, merdiven inip-çıkma gibi rutin ve aktif hareketlerinde kullandığı uzuv eklemlerdir. Günümüzde hasara uğrayan bu uzuvlar için protez ve ortopedik implant uygulamaları yaş aralığı farketmeksizin sıklıkla gerçekleştirilmektedir. Eklemlerin birbirine girintili ve bağımlı (kompleks) yapısının yanında karşılıklı yüzleri temas halinde iki yüzeyi arasında aşınmayı azaltan yumuşak ve elastik yapıda kıkırdak mevcuttur. İmplantlar için bu doğal yapıya benzetilerek malzeme seçimi yapılmaktadır. İmplant ömrü ve sağlığı açısından kullanılan biyomalzemeler çok önemli rol oynamaktadır. Biyomalzemeler, canlının vücudunda görevini yerine getiremeyen, eksik olan uzuv ve parçalarının yenilenebilir şekilde doğal veya yapay hammaddelerle laboratuvar ortamında hazırlanan malzemelerdir. İmplantlarda karşılaşılan malzeme seçimi, aşınma, gevşeme gibi medikal problemlere karşı implant malzemelerinin özelliklerinin iyileştirilmesi ve geliştirilmesi amaçlanmıştır. Ortopedik implantlarda sıklıkla kullanılan metalik malzemelerinden Ti6Al4V alaşımı ve 316L Paslanmaz Çelik altlıklara biyopolimer olan Ultra Yüksek Moleküler Ağırlıklı Polietilen (UHMWPE) ve biyoseramik olan Al₂O₃ (Alümina) içeren polimer matrisli kaplamalar yapılmıştır. UHMWPE, UHMWPE-ağ.%0,2 Al₂O₃ ve UHMWPE-ağ.%2 Al₂O₃ polimer matrisli kaplamalar 316L paslanmaz çelik ve Ti6Al4V alaşım altlığa daldırma yöntemi ile gerçekleştirilmiştir. Elde edilen kompozit kaplamalar sonucu numuneler üzerine triboloji testi, biyokorozyon testi, biyoyumluluk testleri ve yüzey pürüzlülük ölçümü gerçekleştirilmiştir. Kaplamaların mikroyapı ve organik yapı incelemeleri için (Fourier Dönüşümlü Kızılötesi Spektroskopisi) FTIR, (Taramalı Elektron Mikroskop) SEM ve (Enerji Dağılım X-Spektroskopisi) EDS analizleri yapılmıştır. Polimer matrisli kaplamalar her iki altlık için de sürtünme katsayısını belirli oranlarda azaltırken UHMWPE-ağ.%2 Al₂O₃ kaplama ile daha düşük sürtünme katsayısı değeri elde edilmiştir. Ayrıca UHMWPE kaplama yüzey pürüzlülüğünü düşürürken alümina artışına bağlı olarak sırasıyla UHMWPE-ağ.%0,2 Al₂O₃ ve UHMWPE-ağ.%2 Al₂O₃ kaplamaları yüzey pürüzlülüğünde artış ölçülmüştür. Biyokorozyon testinde ise her iki altlık için UHMWPE kaplama ile en yüksek korozyon direnci elde edilmiştir. Biyoyumluluk incelemesinde L929 (fare fibroblast) hücreleri üzerinde gerçekleşen test sonucu her bir numune için oldukça iyi oranlarda hücre canlılığı vererek vücut içerisinde kullanılabilir olduğu gözlemlenmiştir. Bu çalışmada biyomedikal alanda sıklıkla kullanılan 316L paslanmaz çelik ve Ti6Al4V üzerine UHMWPE- Al₂O₃ kompozit kaplamaların verdiği sonuçlar incelenerek literatüre katkıda bulunulmuştur.

IMPROVEMENT OF MECHANICAL PROPERTIES OF IMPLANT MATERIALS

SUMMARY

Today, with technological developments in the field of health, positive results such as the prolongation of life span for people and an increase in artificial materials that can replace organs and limbs that have lost their functions have been achieved. The contribution of biomaterials in biomedical applications is also significant in these results. The limbs of a healthy individual that can provide various directions and axes to their movements during their daily activities are joints.

When the surgery rates are examined, joint prosthesis/implant operations are at a considerable rate. In the selection of the implant to be applied, the age range of the patients was taken into consideration and the patients had knee joint problems from young to old. In addition to being resistant to wear due to the indented structure of the knee joint, it is also desired to be mechanically durable since it has to carry the body's load.

Biomaterials are materials prepared in a laboratory environment with natural or artificial raw materials to replace missing limbs and parts that cannot fulfill their function in the body of a living being. Their functions vary according to their areas of use. Biomaterials are placed invasively and non-invasively according to the area where they are intended to be used in the body. Accordingly, it can interact with the biological environment over time according to its structure and its structure can deteriorate in a way that can harm living tissue.

To prevent such undesirable events, various studies are being carried out to ensure that the body responds positively to foreign substances placed from outside. The biomaterials used are metals, ceramics, polymers, and composites. Metals generally used in orthopedics are stainless steel, Ti alloys, and Cobalt alloys. Ceramic biomaterials are calcium phosphate, aluminum oxide, and zirconium dioxide. Polymers are silicone, poly (ethylene), poly (vinyl chloride), and polyurethane. Silk, elastin, collagen, gelatin, and polysaccharides are examples of natural polymers.

Although the properties of materials vary according to the human body and the area where they are intended to be used for medical applications, the ideal qualities of biomaterials (Hasırcı and Hasırcı, 2022): biocompatibility, resistance to abrasion, non-corrosion, anti-carcinogenicity, physical-mechanical properties in terms of strength, easy to shape for the desired design, resistance to deterioration, non-toxicity, easy to obtain / easy to transport, low cost. The implant must adapt to the tissue in which it will be located best and maintain its structure over time.

As the days go by, orthopedic implant applications cover a wide range of people from young to old, regardless of age. The deformation of the joints that provide direction and axis to movements results in difficulty or inability to perform activities such as standing up, squatting, climbing up and down stairs, standing, walking, and running. Problems encountered in knee joints or orthopedic implants can also cause implant

complications such as material selection, faulty design, wear residues, and loosening. While quite successful operations are carried out today to restore patients' health, secondary operations are also needed.

Inspired by the natural structure of the knee, a biocompatible, bone-like bioceramic material was selected as a polymeric material to resemble the cartilage in the outermost layer of the joint. It was aimed to improve and develop implant properties (friction coefficient-wear, corrosion resistance, compatibility) with polymer and alumina coating on 316L Stainless Steel and Ti6Al4V alloy substrates, which are frequently used in orthopedic implants.

UHMWPE is a polymer with a density of ultra-high molecular weight polyethylene between 0.930–0.935 g/cm³ and molecular weights around (2-2.5) millions. Their molecular weights are due to the tightly packed structure or alignment of the polymer chains. This type of polymer is very hard and the best shock absorber among thermoplastics (Chilukoti and Periyasamy, 2012).

Ultra-high molecular weight polyethylene (UHMWPE) is used as a carrier surface for joint arthroplasties. UHMWPE, introduced for the acetabular component in total hip arthroplasty, is a linear and semi-crystalline polymer that promises a friction-reducing surface. It is the preferred material in implant types such as ceramic-ceramic and metal-metal due to its resistance to friction (Wright, 2005).

Alumina (Al₂O₃), Also known as aluminum oxide, alumina naturally contains minerals such as bauxite, cristobalite and diaspore. The compound called corundum is the only aluminum compound found in crystalline form in nature and is known as the hardest mineral after diamond (Devaraju et al., 2013). It is also one of the most stable oxides known with its high energy ionic and covalent bond content between Al-O atoms (Metson, 2011; S. K. Tiwari et al., 2011). Aluminum oxide is a biocompatible and chemically inert ceramic that has been confirmed by clinical studies. Based on the problems encountered, it has affected the properties such as friction coefficient (wear), biocorrosion, surface roughness, FTIR and biocompatibility of the samples that have been treated for improvement.

Wear is defined as the rupture, physical or chemical changes caused by the movements of two surfaces in contact with each other under certain forces. Friction is the application of force in the opposite direction to a metal moving in a certain direction (Stachowiak ve Batchelor, 2013).

It means that materials undergo physical chemical reactions due to various factors in their environment and undergo deterioration and changes in their structure. The surfaces of implant materials interact with body fluids. According to the DIN 50900 norm, corrosion is the measurable change in the material as a result of the reaction of the material with its environment; for metals, according to TS 5731 EN ISO 8044, it is defined as the electrochemical interaction that occurs between the metal and the environment it is in and causes a change in the properties of the metal (Bıyık, 2013).

It is the acceptance of the material to be implanted in the body in the environment fluid and tissue and its positive reaction. It is an undesirable situation for the material to give a potentially harmful reaction in terms of chemical, physical and physicochemical aspects.

316L stainless steel and Ti6Al4V metal substrates were coated with UHMWPE and Alumina using the sol-gel method. The stages of the coating process can be roughly divided into 3 stages. In the first stage, the metal is dipped into the sol at the speed

determined by the researcher and kept in the sol for the specified time. It can be expected that the surface area of the dipped metal is coated with sol. Then, the sol accumulated on the surface is pulled upwards at the same speed while the coating is drained from the surface in the direction of movement. During this time, excess sol is separated from the layer in the direction of gravity. The coated surface has a wet gel consistency and it is observed that a thin film is formed, which is expected to be obtained by evaporating the solvent.

Three stages were taken into consideration in the dipping technique.

Metal substrates are dipped into the sol at the speed determined by the researcher and kept in the sol for the specified time. It should be expected that the surface area of the dipped metal is covered with sol.

Then, sol is deposited on the surface and while the metal is pulled upwards at the same speed, the coating is drained to the surface in the direction of the movement.

During this time, the excess sol is separated from the layer in the direction of gravity. The coated surface is in the consistency of a wet gel and it is observed that the thin film expected to be obtained by evaporating the solvent is formed.

The work carried out in this thesis can be summarized in general as follows:

Today, orthopedic implant and joint prosthesis applications are frequently performed surgeries. The aim is to improve the properties of implant materials against problems such as material selection, wear and loosening encountered in implants.

The changes in the properties of polymer matrix coatings containing biopolymer UHMWPE and bioceramic Al₂O₃ applied to Ti6Al4V alloy and 316L Stainless Steel substrates, which are frequently used metallic implant materials in orthopedic implants, were investigated.

Polymer matrix composites prepared from UHMWPE, UHMWPE-0.2 wt.% Al₂O₃ and UHMWPE-2 wt.% Al₂O₃ were applied to 316L stainless steel and Ti6Al4V alloy substrates by immersion method. Tribological test, biocorrosion test, FTIR, surface roughness measurement, SEM-EDS and biocompatibility tests were performed on the samples obtained as a result of the obtained composite coatings. While the polymer matrix coatings significantly reduced the friction coefficient for both substrates, a better friction coefficient value was obtained with UHMWPE-2 wt.% Al₂O₃ coating. In addition, while UHMWPE coating reduces surface roughness, an increase in surface roughness was measured for UHMWPE-0.2 wt.% Al₂O₃ and UHMWPE-2 wt.% Al₂O₃ coatings due to the increase in alumina.

In the biocorrosion test, the highest corrosion resistance was obtained with UHMWPE coating for both substrates. In the biocompatibility examination, the test result performed on L929 (mouse fibroblast) cells showed that each sample could be used in the body by providing very good cell viability. In this study, the results of UHMWPE-Al₂O₃ composite coatings on 316L stainless steel and Ti6Al4V, which are frequently used in the biomedical field, were examined and a contribution was made to the literature.

1. GİRİŞ

Sağlıklı bir bireyin gün içerisinde yürüme, koşma, eğilme, merdiven inip-çıkma gibi rutin ve aktif hareketlerinde en çok kullandığı eklemlerinden biri diz eklemidir. Bu örneklerden koşma işlemi sıradan ve basit bir işlev gibi görünse de birkaç sistemin birlikte sağlıklı bir şekilde çalışması ile elde edilmektedir. İnsan hareketleri anatomik ve fizyolojik açılarından sınıflandırılmaktadır. Hareket edebilmeyi sağlayan sistem, farklı yapı ve özellikleri olan, birbirine bağlı çalışan 3 alt sistemden oluşur. Bunlar iskelet sistemi (systema skeletale), kas sistemi (systema musculare) ve eklem sistemi (systema articulare)'dir (Biga ve ark, 2020). Sahip olunan kas, kemik ve eklemlerin koordinasyonu ile insan en hafif ve kompleks aktiviteleri gerçekleştirebilmektedir. Yürüme, sağlıklı bir bireyin günlük aktiviteleri arasında temel ve sıklıkla kullandığı harekettir.

Bu hareketi gerçekleştirilmesinde eklemlerin rolü büyüktür. Bu hareket sisteminde kalça ve diz eklemleri aktif olarak çalışmaktadır. Anatomik olarak uyluk kemiğini (femur) kaval kemiğine (tibia) bağlama, vücut ağırlığını taşımada görevli eklem diz eklemidir. Dizin yapısını inceleyecek olursak; femur, tibia ve patella olmak üzere 3 adet kemik, iç ve dış hareketler için medial ve lateral yan bağlar, dönme hareketi için ön ve arka çapraz bağlar, iki kemik arasındaki boşluğu dolduracak şekilde bulunmaktadır. Diz eklemine birbirine girintili ve kompleks yapısı, karşılıklı yüzleri temas halindeki iki yüzey arasında aşınmayı azaltarak şok emebilen, yumuşak ve elastik yapıda (menisküs) kıkırdak ile tamamlanmaktadır (Biga ve ark, 2020).

Günümüz sağlık alanındaki teknolojik gelişmelerle insanlar için yaşam sürelerinde uzama, işlevini yitirmiş organ ve uzuvların yerine geçebilecek yapay malzemelerin artması gibi pozitif sonuçlar elde edilmiştir. Bu sonuçlarda biyomedikal uygulamalarında biyomalzemelerin katkısı da oldukça önemlidir. Sağlıklı bir bireyin gün içerisindeki aktivitelerinde hareket eylemlerine çeşitli yön ve eksenler kazandırabilen uzuvları eklemlerdir. Ameliyat oranları incelendiğinde oynar eklem protez/implant operasyonları azımsanmayacak oranlardadır. Uygulanmak istenen implant seçiminde hastaların yaş aralığına bakıldığında gencinden yaşlısına diz eklemi

problemleri olduğu göz önüne alınmıştır. Diz eklemi birbirine girintili yapısından kaynaklı aşınmaya karşı dayanıklı olmasının yanı sıra vücudun yükünü taşıması gerektirdiğinden mekanik olarak da dayanıklı olması istenmektedir.

Hareket kabiliyetine çeşitlilik ve boyut kazandıran yarı-oynar/oynar eklemler, bulunduğu bölgeye bağlı olmak üzere belirli yüklere sürekli maruz kalmaktadır. Bunun sonucunda doğabilen aşınma, yorulma, korozyon gibi mekanik problemlerle karşılaşmaktadır. Uzun süre ve hafif kuvvete maruz kalmaksızın düşme, vurma ve başka bir cisimle ani darbe almayla eklemden kırılma, kayma gibi geç iyileşen veya iyileşemeyen hasarlar oluşabilmektedir. Hastada oluşan bu hasarlar doğal haline en yakın yapı ile değiştirilerek hızlı bir şekilde tedavi gerçekleştirilmektedir. Burada doğal olanı taklit ederken en önemli husus biyomalzemelerdir.

Biyomalzemeler, canlının vücudunda görevini yerine getiremeyen, eksik olan uzuv ve parçalarının yerine doğal veya yapay hammaddelerle laboratuvar ortamında hazırlanan malzemelerdir. Kullanım alanlarına göre görevleri değişmektedir. Biyomalzemeler vücutta kullanılmak istenen alana göre invazif ve non-invazif olarak yerleştirilirler. Buna bağlı olarak zaman içerisinde biyolojik çevreyle yapısına göre etkileşim içerisine girebilir ve yapısında canlı dokuya da zarar verebilecek şekilde bozulmalar gerçekleşebilmektedir. Bunun gibi istenmeyen olayların önüne geçebilmek adına vücudun dışarıdan yerleştirilen yabancı maddeye karşı olumlu cevap vermesi için çeşitli çalışmalar yapılmaktadır. Kullanılan biyomalzeme çeşitleri metaller, seramik, polimer, kompozitlerdir. Ortopedide genellikle kullanılan metaller; paslanmaz çelik, Ti alaşımları, Kobalt alaşımlardır. Seramik biyomalzemeler; kalsiyum fosfat, alüminyum oksit ve zirkonyum dioksittir. Polimerler; silikon, poli (etilen), poli (vinil klorür) ve poliüretandır. Doğal polimerlere silk, elastin, kollajen, jelatin ve polisakkaritler örnek verilebilir.

1.1. Tezin Amacı

Gün geçtikçe ortopedik implant uygulamaları yaş aralığı fark etmeksizin genç bireylerden yaşlı bireylere kadar geniş bir kitleyi kapsamaktadır. Hareketlere yön ve eksen kazandıran eklemlerin deformasyonu ile ayağa kalkma, çömelme, merdiven inip-çıkma, ayakta durma, yürüme ve koşma gibi aktiviteleri zorlukla gerçekleştirme veya gerçekleştirememeye sonuçlanmaktadır. Diz eklem veya ortopedik implantlarda karşılaşılan problemler malzeme seçimi, hatalı tasarım, aşınma artıkları gevşeme gibi

implant komplikasyonlara da neden olabilmektedir. Hastaları sağlığına kavuşturmada günümüzde oldukça başarılı operasyonlar gerçekleştirilirken bazı durumlarda ikincil operasyonlara da ihtiyaç duyulmaktadır.

Dizin doğal yapısından esinlenerek biyouyumlu, kemiğe benzer yapı gösteren biyoseramik malzeme eklemin en dış katmanındaki kıkırdağa benzetmek üzere polimerik malzeme seçilmiştir. Ortopedik implantlarda sıklıkla kullanılan 316L Paslanmaz elik ve Ti6Al4V alaşım altlıklara polimer ve alümina kaplamayla implant özelliklerinde (Sürtünme katsayısı-aşınma, korozyon direnci, uyumluluk) iyileştirme ve geliştirme amaçlanmıştır.

1.2. Literatür Araştırması

316L Paslanmaz eliğin farklı yöntemlerle kaplanması ile aşınma özelliklerindeki değişimlerinin incelendiği çalışmalara bakıldığında;

Toplam diz artroplastisini daha iyi anlamak üzere Xu ve ark, (2018) simülasyon ile mekanizmayı gerçekleyerek bu uygulamalarda CoCrMo ve UHMWPE'nin uygun özellikleri sağlamasıyla kobaltı alaşımı femura, polimeri ise tibial conta benzetilerek kullanılmıştır. Yapay diz ekleminde kullanılan malzemelerin dinamik yükleme altında burulma ve sürtünme davranışları incelenmiştir. Analizlerde sürtünme torku, aşınma izi ve kaybı, stres dağılımı incelenmiştir. Aşınmadaki kayıp, burulma aı genliğinin artmasıyla azalırken maksimum normal yükün artmasıyla artmaktadır. CoCrMo'nun kenarlarında dairesel çiziklerin aşındırıcı aşınma olduğu gözlenirken UHMWPE'nin merkezi çevresinde yüzey soyulması, yorulma aşınması ile açıklanmaktadır.

Kao ve Su, (2018) AISI 316L paslanmaz elik üzerinde kaplama çeşitliliğini artırarak mekanik ve tribolojik özelliklerindeki değişimleri araştırmıştır. Gerçekleştirdikleri çalışmada, kaplama eşitleri; işlenmemiş 316L, nitrürlenmiş 316L, Ti-C:H ile kaplanmış 316L, Ti-C:H ile kaplanarak nitrürlenmiş 316L, Ti-C kaplanarak nitrürlenmiş ve cilalanmış 316L olmak üzere 5 farklı numuneyi karşılaştırmışlardır. Aşınma testi reciprocating test mekanizması ile gerçekleştirilmiştir. Numunelerden, 316L'nin nitrürlenmiş ve Ti-C:H ile kaplanarak cilalanmış numune en iyi tribolojik performansı sağlamıştır. Nitrürleme işlemi alt tabakanın elastisitesini ve sertliği artırarak kaplama yapışmasını kuvvetlendirmiştir. Aynı zamanda bu kaplama en düşük sürtünme katsayısını vermiştir.

AISI 316L paslanmaz çeliğin, borlanmış numunelerinin korozyon davranışı, bir simüle edilmiş vücut sıvısında (SBF) elektrokimyasal yöntemle; aşınma davranışı ise ball-on-disk mekanizması kullanılarak incelenmiştir. Borlanmış AISI 316L için sürtünme katsayısında azalma kaydedilmiştir. Borlama sıcaklığı arttıkça hem kuru hem de ıslak ortamlarda aşınma oranı azalmıştır. Borlama işlemi, AISI 316L'nin yüzey sertliğini artırarak ve sürtünme katsayısını düşürerek aşınma direncine olumlu katkı sağlamıştır (Kayali ve ark, 2013).

Rahman, (2006) Östenitik 316L, Ti6Al4V ve UHMWP üzerinde plazma nitrüleme ve çift yönlü kaplama yaparak tribolojik (aşınma, sürtünme) ve mekanik (yüksek setlik, yük taşıma kapasitesi) incelemiştir. Uygulanan işlemler, PECVD bazlı hızlı atom ışını ve PVD bazlı kapalı alan dengesiz magnetron püskürtme yöntemleri kullanılarak yapılmıştır. Pin-on-disk testleri sonucu çift yönlü işlemlerin diğerlerine kıyasla aşınma özelliklerinde gelişme gösterdiği görülmüştür.

Yetim, (2010) Ticari olarak saf titanyum üzerinde anodik oksidasyon yöntemi ile TiO₂ tabakası elde ederek bu tabakanın aşınma direnci üzerinde bir etkisinin var olup olmadığını incelemiştir. Aşınma testlerinde ortam koşulları ortam havası, 10⁻³ mbar alçak basınç ve 10⁻⁶ mbar yüksek basınç olmak üzere 3 farklı şekilde alınmıştır. Uygulamada -3°C ve 40 °C alınan sıcaklıklarda, -3 °C alınan numuneler sert eloksallı iken, 40°C da alınan numuneler yumuşak eloksallı olarak ayrılmıştır. En iyi aşınma direnci hem ortam havasında hem de vakum koşullarında sert eloksallı numunelerden alınmıştır. Oluşan oksit tabakalarının genel olarak anastaz ve az miktarda rutil TiO₂ olduğu görülmüştür. Oksidasyon işlemi görmüş bütün CP-Ti numuneler aşınma direncinde iyi sonuçlar vermiştir.

İmplant malzemesi olarak Ti alaşımlarından Ti6Al4V ve Ti6Al7Nb seçen Ganesh ve ark, (2014) aşınma ve çekme mukavemetlerinin artırılması için bilya dövme işlemi uygulamıştır. Bu işlem numunelerin yüzey sertliğini sırasıyla 113 ve 58 MPa artırmış ve bu değişim aşınma direncini artıran bir özelliktir. Bilyalı dövme işlemi sayesinde çekme mukavemeti, işlem görmüş ve işlem görmemiş numunelerden iki farklı alaşım %15 oranında artış göstermiştir.

Yine bir Ti6Al4V alaşımı üzerinde kaplama olarak Fu ve ark, (2015) tek aşamalı yerinde sentezleme ile elde edilen TiN/Al kompoziti kullanılmıştır. TiN dentrit

yapılarının bulunma yoğunlukları azalırken uzun ve dar dendritleri artan kaplama, aşınma direncinin artmasını sağlamıştır.

Ortopedik uygulamalarında yaygın olarak kullanılan Ti6Al4V alaşımının tribolojik ve elektrokimyasal özelliklerini iyileştirme amacıyla malzemeye plazma nitrüleme, kapalı alan dengesiz magnetron püskürtme (CFUBMS) ile TiAlN ince film biriktirme (CFUBMS) ve plazma sprey yöntemi kullanılarak Al₂O₃ kaplama olmak üzere üç farklı yüzey işlemi uygulanmıştır. Plazma nitrüleme, TiAlN ince film biriktirme ve Al₂O₃ kaplama işlemlerine bağlı olarak sırasıyla δ-TiN, TiAlN ve γ-Al₂O₃ oluşumları gözlemlenmiştir. Aşınma analizi ise 37 °C de Ringer solüsyonunda 2N yük altında Pin-on-Disk mekanizmasıyla gerçekleştirilmiştir. Alınan sürtünme katsayı değerleri içerisinde en düşük değeri alümina kaplama verirken en yüksek değeri nitrülenmiş olan numune vermiştir. En büyük aşınma izi işlem görmemiş numuneden alınırken en dar iz alümina kaplı olan numuneden alınmıştır. Gerçekleşen işlemler sonucu yüzey mikrosertliğinin arttığı gözlemlenmiştir. Kaplamalarla korozyon direnci artarken en iyi korozyon direncini darbe-dc yöntemi ile elde edilen TiAlN ince film kaplama vermiştir (Yıldız ve ark, 2009).

İmplant malzemelerinin yüzeyinde aşınma direnci ve korozyon direncini artırmayı hedefleyen Wu ve ark, (2014) Ti-Cu-N elde etmek üzere magnetron püskürtme ile plazma nitrülemeyi birleştirmiştir. Mikro sertlik ve aşınma direncinde Cp-Ti ve Ti-Cu kaplamalara göre Ti-Cu-N daha iyi sonuç vermiştir. Kaplamalar antibakteriyel özelliklerle birlikte yüzey özelliklerini geliştirmiştir.

Sukuroglu ve ark, (2015) çalışmasında kaplama olarak MAO/DLC dubleks yüzey işlemini tercih etmiştir. İlk adımda gerçekleşen MAO ile oluşan TiO₂'nin DLC kaplamanın yüzey sertliğini artırdığı görülmüştür. Ti6Al4V alaşımı altlık üzerine uygulanan dubleks kaplamanın DLC veya MAO kaplamalara göre daha iyi tribolojik davranış gösterdiğini bildirilmiştir.

Çelik ve ark, (2016) ticari saflıktaki titanyuma akımsız Ni-B kapladıktan sonra 400°C ısıtma işlemi uygulamıştır. İşlem öncesi karnabakarimsı ve amorf yapı görülürken ısıtma işleminden sonra bu yapı kristalleşerek tetragonal Ni₂B ve ortorombik Ni₃B fazları gözlemlenmiştir. Kaplama ve ısıtma işlemi sonrası aşınma direncinde artış meydana gelmiştir.

Cho ve ark, (2013) 304 paslanmaz çelik (SUS304) altlığa yüzey, mikroyapı ve aşınma davranışını incelemek üzere plazma spreyleme yöntemi ile Ti ve TiN kaplama yapmıştır. Biyouyumluluk testleri için Ti6Al4V kullanılmıştır. HeLa hücrelerinde 48 saat sonrasında ölçüm yaparak yüksek bir biyouyumluluk elde edilmiştir. Toplam kalça eklemi resplasmanı (THR) için aşınmaya dayanıklı ve iyi biyouyumluluğa sahip kompozit kaplamalar elde edilmesi amaçlanmıştır.

Azam ve Samad, (2018) son yıllarda kullanımını artan, aşınmaya dayanıklı, biyolojik olarak inert ve işleme zorluğu olan UHMWPE'yi C15A (ağırlıkça %0,5, 1,5 ve 3) nanokillerle geliştirerek alüminyum altlıkları kaplamıştır. Kaplama yöntemi olarak elektrostatik püskürtme yönteminde gelenekselin dışında farklı modifikasyonla denenmiştir. Tribolojik performansları incelendiğinde 9N yükte ağırlıkça %1,5 C15A/UHMWPE numune, aynı koşullarda başarısız olan UHMWPE kaplamaya göre 0,1 m/s doğrusal kayma hızında ~100.000 döngüye kadar bozulmamıştır. Kaplamada polimer matris dağılımındaki kilden dolayı pul pul dökülmüş morfolojiler de gözlemlenmiştir.

UHMWPE kauçuğumsu ve kimyasal bakımdan inert bir malzeme olarak kaplaması oldukça zor bir malzemedir. Ravi ve ark, (2015) Al altlık üzerinde modifikasyon ve değişiklikler yaparak kaplamayı iyileştirmeyi hedeflemiştir. Farklı bir yöntem olarak soğuk püskürtme ile Al substrat üzerinde ince bir katman elde edilirken dumanlı nano-alümina katkılı daha kalın bir kaplama elde edilmiştir.

Mu ve ark, (2013) Ti6Al4V alaşım üzerine MoS₂ oksit kaplamayı tek adımlı plazma elektrolitik oksidasyon (PEO) işlemiyle yapmıştır. İşlem görmemiş altlığa göre PEO kaplama, aşınma direncinde artış göstermiştir. MoS₂ içeren kaplama içermeyen kaplamaya göre daha düşük sürtünme katsayısı ve aşınma oranı vermiştir.

Bartolomeu ve ark, (2017) yaptığı çalışmada biyomedikal alanda kullanılan Ti6Al4V alaşımını konvansiyonel döküm, sıcak presleme ve seçici lazer eritme yöntemleriyle Ti6Al4V/ Al₂O₃ elde ederek mikroyapı, sertlik ve tribolojik özelliklerindeki değişimler incelenmiştir. Değerlendirme sonucunda lazer eritme yöntemi ile hazırlanan numune diğer numunelere göre daha yüksek aşınma direnci göstermiştir.

Titanyum üzerine saf Co, Co-Ti₃SiC₂ ve Co- Cu/Ti₃SiC₂ kaplamalarla mikro sertliği ve aşınma morfolojilerini iyileştirmesi üzerine çalışılmıştır. 3 farklı kaplamanın mikro

sertliğinin ~2,1 ila ~2,5 katına çıktığı görülmüştür. Co- Cu/Ti3SiC2 kaplama daha yüksek aşınma direnci vermiştir (Zhu ve ark, 2021).

Joshi ve ark, (2021) yaptıkları çalışmada, yüzey mekanik yıpratma işlemi (SMAT), aromatik termoset polimer (ATSP) ve MoS2 içeren kompozitleri spin kaplama yöntemi ile kaplanmıştır. Kompozit kaplamalı numuneler sürtünme katsayısını (COF) düşürürken SMAT'lanmış numunelerin sürtünme katsayısını daha da düşürdüğü gözlemlenmiştir.

Kaya ve ark, (2017) çalışmasında alev püskürtme ile karbon çelik altlıkları Cr2O3 ve Al2O3/TiO2(87-13) ile kaplamıştır. Seramik katmanların gözenekliliği, fazları, mekanik özellikleri ve aşındırıcı aşınma dirençleri incelenmiştir. Kaplamalarda titanya içeriği artarken gözenekliliğin azaldığı gözlenmiştir.

Rotundo ve ark, (2014) düşük sıcaklıkta karbonlanmış (LTC) 316L paslanmaz çeliğin mikroyapısal ve tribolojik davranışını incelemiştir. Aşınma testinde 600°C'ye kadar ulaşan altlığa aşındırıcı yüzey olarak alümina topla ball-on-disk mekanizmasıyla gerçekleştirilmiştir. S fazı, 2 saat boyunca 400 °C'ye kadar izotermal olarak tavlendiğinde kararlıdır. 600 °C'de tavlınırsa, S fazının tane sınırlarında karbür çökmesine, yüzey oksidasyonuna ve yüzey sertliğinin azalmasına neden olduğu görülmektedir. Sürtünme katsayısı işlem görmüş 316L altlık sıcaklığı arttıkça azalma gözstermiştir.

Azam ve Samad, (2018) tribolojik çalışmalarında metallerin birbirine bakacak yüzeylerini korumak adına nanokil (C15A) ve karbon nanotüpler (CNT) ile güçlendirerek UHMWPE içeren yeni nanokompozitler kullanmaktadır. Bu nanokompozitin kaplamaların uygulanmasında elektrostatik püskürtme tekniği kullanılarak alüminyum altlıklar seçilmiştir. Çalışmanın sonuçlarında ağırlıkça %1,5 C15A ve ağırlıkça %1,5 CNT içeren numunenin 12N yükte ve 0,1 m/s doğrusal hızda 100.000 döngüye kadar bozulmadığı ve diğerlerine göre aşınma direncinin daha iyi olduğu gözlenmiştir.

Tai ve ark, (2012) sıcak presleme ile grafen oksit (GO) ve ultra yüksek yoğunluklu moleküler ağırlıklı polietilen (UHMWPE) kompozit elde etmiştir. Saf UHMWPE ve GO-UHMWPE'nin mikro sertlik ve reciprocating sürtünme testi ile incelemiştir. Kaplamadaki GO içeriği %1 olan numune aşınma direnci ve sertliğini arttırdığı gözlenmiştir.

Biyouyumluluğu ve yüzey özelliklerini geliştirmek üzere Palanivelu ve Ruban Kumar, (2014) çalışmalarında CP-Ti altlık üzerine ağırlıkça %13-Al₂O₃/TiO₂ plazma sprej yöntemi ile kapladıktan sonra sol-gel yöntemi ile üzerine Hidroksiapatiti (AT13/HAP) ikinci katmanı kaplamıştır. Numunelerin ball-on-disk testi, SBF ortamında 37°C'de gerçekleştirilmiştir. Testlerin sonucunda tek katmanlı altlığa göre çift katmanlı numunenin aşınma oranının ve sürtünme katsayısının daha iyi olduğu görülmüştür.

Sinha ve ark, (2008) boyutu 4,6 mm çapa sahip olan silindirik Alüminyum altlık üzerine sadece UHMWPE ve UHMWPE+PEPE kaplamaları uygulayıp pin-on-disk tribometre cihazında test etmiştir. UHMWPE+PEPE kaplaması yalnızca UHMWPE kaplamasına göre 2-3 kat aşınma dayanımı göstermiştir.

Tlili ve ark, (2016) uygun maliyetli sol-jel yöntemiyle paslanmaz çelik altlığa alümina kaplamalar elde etmiştir. Bu yöntemle elde ettiği kaplama kalınlığı birkaç mikron olmakla birlikte kaplamaları morfolojik özelliklerini mikro yapı, sertlik ve tribolojik davranışı ile karakterizasyonu yapılmıştır. Testler sonucunda sol-jel ile biriktirilmiş alümina kaplamanın sertliği ve aşınma direnci, kaplama yapılmamış numuneye göre iyileştirildiği gözlemlenmiştir.

Efe ve ark, (2021) kalça implant malzemeleri için anodik oksidasyon işlemi görmüş Ti6Al4V alaşımını elde ettikleri UHMWPE/HAp kompozit ile kaplamıştır. Daldırma yöntemi ile kaplanan altlıklar tribolojik incelemede kaplama sonucu sürtünme katsayısı düşmüştür.

2. GENEL BİLGİLER

2.1. Biyomalzemeler

Atomların birbiriyle oluşturdukları bağ yapısına göre malzemeler metal, polimer, seramik, yarı iletken ve kompozit olmak üzere ayrılmaktadır. Bağlar; atomların birbirlerine tutulmalarını sağlayan kuvvetler olup kuvvetli (metalik, kovalent, iyonik) ve zayıf (Van der Waals) olmak üzere iki ana grupta incelenmektedir.

Tanecikler arası atomsal bağlar yapı bakımından ayrıldığında iki grupta incelenir:

- Birincil bağlar: İyonik, kovalent ve metalik bağlar olarak birincil gruptadır.
- İkincil bağlar: Van der Waals, hidrojen ve dipol bağları da ikincil bağlar grubundadır (Roesler vd., 2007).

Malzemeler incelenirken yapısal bağlarını genel olarak metalik, kovalent, iyonik ve Van der Waals olmak üzere 4 ana başlıkta incelenmektedir (Aran, 2008).

Metalik bağ: Pozitif yüklü çekirdek (değerlik e^- olmayan atomlar) ve negatif yüklü e^- bulutu arasındaki çekim kuvveti ile oluşur. Sıkı paket yapılar oluştururlar. Doğada bilinen elementlerin çoğu metaldir. Kristal yapıya sahiptir. Yüksek mukavemet, süneklik ya da şekil verilebilirliğe sahiptir. Elektrik ve ısıyı iyi iletirken, parlaklık ve ışığı iyi yansıtabilir. Soy metaller dışındaki diğer metaller havada oksitlenmektedir.

Kovalent bağ: Kovalent, valans elektronlarını birlikte ortaklaşa kullanan anlamına gelmektedir. Yöne bağlı olarak açılı ve bağ oluşturduklarında alışveriş yerine elektron ortaklaşması ile gerçekleşir.

İyonik bağ: Pozitif atomdan negatif atoma doğru 1 veya daha fazla elektron transferi ile gerçekleşir. Elektriksel bakımdan nötr olmalıdır. Na^+Cl^- , CaF_2 , $Ca^{+2}F^-$ iyonik bağlı yapılar arasındadır. İyonik bağlar ametaller ve metaller arasındaki kök bağlar ile gerçekleşmektedir. Metaller etkileşimde elektron vermeye meyilli olarak pozitif yüklenirken, ametaller elektron almaya olan meyilleriyle negatif yüklenmektedir. Katı halde elektriği iletmezken sıvı halde iyonları ile hareket ederek elektrolit oluştururlar.

İyonik bağ elektron transferiyle yönsüz olarak gerçekleşirken kovalent bağ ise elektron ortaklaşmasıyla gerçekleşir ve yönlüdür. Metalik bağ da elektron ortaklaşması içerirken yönden bağımsız olarak gerçekleşir.

Van der Waals: Van der Waals türünde ise elektron ortaklaşması yokken ters işaretli yüklerin birbirini çekmesi gözlenmektedir. Elektriksel yük farklarından kaynaklanan simetrik bir dağılım söz konusudur. Zayıf elektrostatik çekimlerle bağlıdır. Van der Waals bağı geçici ve kalıcı dipol olmak üzere ikiye ayrılmaktadır.

Varlığı ile belirli amaç doğrultusunda kullanılabilen her madde malzeme olarak adlandırılmaktadır. Malzemeleri yapılarına, bağlarına ve makro yapıları gibi farklı özelliklerine göre sınıflandırmak mümkündür. Bu sınıflar metal, seramik, polimer ve kompozit malzemeler olarak 4 başlıkta ayrılabilir. Malzemeleri sınıflarını ve özelliklerini iyi tanıyarak amaca en uygun şekilde kullanabilmek için malzemelerin yapılarının iyi bilinmesi gerekmektedir. Vücut içerisinde kullanılmak üzere tasarlanan ve geliştirilen malzemelere biyomalzemeler denmektedir.

Biyomalzemeler; ortopedik uygulamalarda eklem protezi ve kemik yenileme malzemesi olarak, yüz ve çene cerrahilerinde, diş implantlarında, kalp kapakçığında, kateterlerde, bel kemiği enstrümantasyon uygulamalarında, fiksator telleri ve malzemelerinde, vidalarda, delikli vidalarda, vida pullarında, çivilerde, metal parçalarda, kalça plaklarında, anatomik ve alçılı plaklarda, vücuda yerleştirilebilen parçalar vb. yerlerde kullanılmaktadır.

İmplantların ilk örnekleri incelendiğinde geçmişi oldukça eski tarihe dayanmaktadır. İmplant geçmişine bakıldığında ilk örneklerine MÖ 1656 yılında kullanılmış olan yapay diş, takma bacak, takma el bulgularında rastlanmıştır (Güven, 2014). Kendi içlerinde ham maddeleri değiştiği gibi farklı ortam ve malzemelere karşı dayanıklılık ile davranış özellikleri de değişmektedir. Vücut içerisinde kullanılmak üzere ilk geliştirilen metal malzeme “vanadyum”dur. İlk defa 1938’lerin başında kemik plaka ve vidalarda kullanılmıştır.

Metal malzemeler kristal yapı ve güçlü metalik bağ gibi üstün özelliklerine rağmen düşük biyouyumluluk, korozyona uğrama, elastisite modül uygunluğu, alerjik reaksiyon ve olası metal iyon salınımı gibi dezavantajlara sahiptir. Metallerin seçilmesindeki en önemli faktörler mukavemeti, elastikiyeti ve uzun süre yapılarını koruyor olmasıdır. Metaller, vücutta kullanımına göre başlıca (Pas, 2004) sert doku ve yumuşak doku implantları olarak ayrılmaktadır. Ortopedide kemik ve kemikler

arasında bulunacağından elastisite modülü, yoğunluğu ve dayanımı gibi faktörler, implantların vücuda uyumlu olmasında çok önemli rol oynamaktadır.

2.2. Biyomalzemelerin Sınıflandırılması

Ortopedide genellikle kullanılan metallerin Paslanmaz Çelik, Ti alaşımları, Kobalt alaşımlar olduğu söylenebilir. Seramikler malzemeler Alüminyum Oksit, zirkonyum dioksit, kalsiyum fosfattır. Polimerlerden sentetik polimerlere silikon, poli (etilen), poli (vinil klorür), poliüretan örnek verilirken doğal polimerler için ise kollajen, jelatin, elastin, silk, polisakkaritler örnek verilebilir (Parida ve ark, 2012).

2.2.1. Metalik biyomalzemeler

Metalik implant malzemeleri paslanmaz çelik, ti alaşımları, kobalt alaşımları ve bazı Mg bazlı alaşımlar olmak üzere ayrılırlar. Ortopedik implantlarda kullanılmak üzere seçilen biyomalzemelerin elastisite modülü, yeterli sertliği, iyi bir tokluğa, mekanik dayanıklılığa ve kırılmalara karşı dirençli davranış göstermesi gerekmektedir (Fazel-Rezai, 2011).

Toplam eklem protezlerinde ve yük taşıyıcı özellik sağlaması gereken bölgelerde uygun mukavemet, kırılma tokluğu, süneklik, korozyon dayanımı, sertlik ve biyouyumluluk gibi özelliklerinden dolayı yaygın olarak metalik malzemeler tercih edilir (Hallab ve Jacobs, 2020).

Metalik malzemeler çelik, dökme demir, alüminyum, magnezyum, çinko, titanyum, bakır veya nikel gibi elementlerden elde edilen malzemelerdir. Bu elementler tek başına kullanılmaktan ziyade elde edilmek istenen özelliğe göre birbirleriyle belirli oranlarda karıştırılarak alaşım olarak da kullanılır. Metalik malzemeler, elektrik ve ısı iletkenliği olan, sünek yapıda, şekil verilebilen özelliklere sahip olup özellikle yapısal olarak yük taşıyacak sistemlerde tercih edilir (Niinomi, 2002; A. Tiwari ve Uzun, 2015). Tablo 2.1’de metalik biyomalzemelerin avantaj ve dezavantajlarını içeren bilgiler verilmiştir (Güner ve Meran, 2020).

Tablo 2.1. Metalik biyomalzemelerin avantajları ve dezavantajları.

Avantajlar	Dezavantajlar
Yeterli korozyon direnci	Yüksek Elastisite Modülü
Aşınma Direnci, Ekonomik	Korozyona Duyarlı
Yüksek Mukavemet	Olası iyon salımı
Yeterli Yorulma Dayanımı	Alerjik ve toksik etki,
Süneklik	Ni hassasiyeti
Sterilizasyon kolay	Radyografik inceleme zor
Üretim ve şekillendirme zorluğu	Yüksek yoğunluk

2.2.1.1. Paslanmaz çelik (316L)

Paslanmaz çeliğin kullanım alanının oldukça geniş olmasının yanında, biyomedikal uygulamalarda düşük karbon oranını ifade eden “L” ile adlandırılan 316L paslanmaz çelik tercih edilmektedir. 316L paslanmaz çeliğin içeriği karbon % (0,08-0,03), % (17-19) krom ve % (12-14) nikel, azot, fosfor, molibden, manganez, kükürt, silisyum ve %60 demir alaşımıdır. Korozyon direnci artarken bir yandan da Cr_2O_3 bileşiği oluşmaktadır. İçeriğindeki nikel varlığı ise paslanmaz çeliğin yüksek sıcaklıklara olan dayanımını etkilemektedir. Paslanmaz çeliğin kolay işlenmesi ve paslanmaz çeliğe şekil verilebilmesi avantajlı özelliklerindedir (Arslan, 2020).

Paslanmaz çelikler tıbbi uygulamalarda kalça implantlarının femoral bileşenlerinde ve kırık plakası, kemik vidası, ortopedik çiviler gibi geçici implantlarda kullanılmaktadır. Paslanmaz çeliğin implant uygulamalarında yüksek biyoyumluluğu ile tercih edilmesine karşın uzun süre vücut içerisinde kalabilmesi için gerekli korozyon direnci düşüktür. Paslanmaz çelik diğer metal bazlı alaşımlara kıyasla ekonomik anlamda uygun olmasında ötürü tıbbi malzemelerde sıklıkla tercih edilirken, Ni toksisitesi ve spesifik korozyonlara karşı direncinin düşük olması kullanım alanlarını sınırlamaktadır (Güner ve Meran, 2020).

2.2.1.2. Ti alaşımları (Ti6Al4V)

Titanyum alaşımları, geniş medikal uygulamaları ile ortopedik ve diş implantlarında da kullanılmaktadır. Titanyum metali safken mukavemeti oldukça yüksek olmasına rağmen vücut içerisinde kullanımı biyolojik olarak uygun değildir. Titanyumun Alüminyum ve Vanadyum ile alaşımı olarak kullanıldığında biyoyumlu olmaktadır. Ti6Al4V alaşımı yüksek mukavemet, yüksek korozyon direnci ve inert yapıda biyomateryal olarak diz gibi eklem protezlerinde kullanılmaktadır (Pound, 2014). Saf titanyum vücut içerisinde kullanılamaz iken bu durum titanyuma Ag, Cu, Fe, Ur, Al, Zn ve Va gibi elementlerin eklenmesiyle alaşım halinde tercih edilen biyomalzemedir. Ti alaşımlarına Ti5Al2.5Sn, Ti2Al2Sn4Zr2Mo, Ti6Al4V, Ti13V11Cr3Al ve diğerleri örnek verilebilir. İmplant malzemelerinde sıklıkla duyduğumuz Ti6Al4V alaşımı ise %90 Titanyum, %6 Al ve %4V içermektedir. Biyomedikal uygulamalarda titanyum alaşımlarının kullanılması avantajlı yönleri yüksek korozyon direnci ve mekanik olarak dayanıklı olmasıdır (Avila vd., 2018; Niinomi, 2008). (Lu vd., 2018) Titanyum alaşımı genel özellikleri elastisite modülü uygunluğu, dayanıklılık, korozyona karşı direnç iken diğer taraftan titanyumun elde etmesi, pahalılığu ve aşınma direncinin daha düşük olması da söz konusudur. Ortopedik implant ve kemik implantlarında paslanmaz elik de kullanılmakta olup yerini titanyum alaşımlarına bırakmaktadır (Cimenoglu vd., 2011).

2.2.1.3. Kobalt alaşımları (CoCr-)

Kobalt alaşımları dayanıklı, sert, iyi korozyon direncine sahip metalik biyomalzemelerdir. Titanyum metali ile birlikte kullanımı mevcuttur. Kobalt-krom alaşımlı malzemelerin alerjik tepkileri az görülürken metal salınımına dair çalışmalar da vardır (İyibilgin ve ark, 2024). Kobalt alaşımlı implant malzemelerinin diğerlerine göre aşınma direnci bakımından daha iyi davranış sergilediğu görülmüştür (Fazel-Rezai, 2011). Kullanılmak istenen bölgenin amacına göre metalik malzeme seçilirken kobalt alaşımlar daha iyi korozyon direnci ve aşınma direncine sahip olmasından dolayı metal-metal kalça eklem değişim yüzeylerinde kullanılmaktadır. Çeşitli alaşımları olan kobaltın CoCr alaşımının korozyon dayanımı çeliğe göre iyi iken CoCrMo alaşımının korozyon kalıntıları, Cr iyon salınımıyla daha toksik hale gelir (Aherwar ve ark, 2016). CoCrMo alaşımı diş uygulamalarında ve yapay eklemlerde kullanılırken, CoNiCrMo alaşımları yük taşıyan diz ve kalça eklem protezleri

stemlerinde ve metal-metal kalça implantlarında kullanılmaktadır (Güner ve Meran, 2020; Mahyudin ve ark, 2016; B. Patel ve ark, 2012).

Metalik malzemelerden paslanmaz çelik, ti alaşımları, kobalt alaşımlarının ve bu malzemelerin genel olarak kıyaslandığı Tablo 2.2 aşağıdaki gibidir (Boch ve Niepce, 2010)(Hasırcı ve hasırcı, 2022).

Tablo 2.2. Metalik biyomalzemelerin özellikleri.

	Avantaj	Dezavantaj	Kullanım Alanları
Paslanmaz Çelik	Nispeten daha ucuz	Nispeten yüksek yoğunluk Ni salınımı Yüksek elastisite modülü	Vidalar, plakalar, stent, kalça protezi, dental implant
Ti Alaşımları	Düşük yoğunluk, Düşük Elastisite modülü, Yüksek Korozyon Direnci, Düşük ısı iletimi, Yüksek tutunum	Pahalı, Düşük aşınma direnci, Üretimi zor (oksitlenme)	Dental implantları, diş teli, Stentler, Kalça protezi
Kobalt Alaşımları	Yüksek aşınma direnci	Yüksek yoğunluk, Elastisite modülü, orta derece pahalı	Kalp kapakçığı, kalp protezi, dental implant

2.2.2. Polimerik biyomalzemeler

Polimer, küçük boyutlu monomer olarak adlandırılan yapıların tekrar ederek uzun zincirli moleküllerden oluşan organik bileşiklerdir. Polimerlerin içeriğine bakıldığında genellikle oksijen, hidrojen, karbon, azot ve diğer elementlerin varlığı görülmektedir. Geniş kullanım yelpazesi sayesinde birçok farklı endüstride kullanımı olduğu gibi biyomedikal alanda da yeri vardır.

Polimerlerin özelliklerini ana hatları ile aşağıdaki gibi sıralanabilir:

- Uzun moleküler zincirli yapıya sahiptir. Bu uzun zincirli yapılar her bir polimerin kendine özgü özelliklerini belirlemektedir.
- Esnek ve dayanıklı yapıdadır.

- Farklı kullanım alanlarına sahiptir. Çeşitli kombinasyonları ile plastik, elastomerler, lif, reçine gibi farklı formlarda bulunabilirler.
- Kimyasal olarak dirençlidir. Kimyasallara karşı kendi özelliklerini korurlar. Bu özellikleri sayesinde polimerlerin çözünmeleri de oldukça zorlayıcıdır.
- Biyomedikal uygulamalarda aşınma direnci ile ilgili yerlerde kullanımı yaygındır.

Polimerik malzemeler: polietilen, polipropilen, poliester, polivinil klorür (PVC) vb. olarak sıralanabilir.

Biyopolimerler; polimer malzemelerin özelliklerini taşıyan doğal olarak oluşmuş veya yapay ortamda doğal malzemeler ile hazırlanmış polimerlerdir. Biyolojik organizmalarla sentezlenerek biyolojik sistemlerle uyumlu çalışması ile oldukça önemlidir. Biyopolimerik malzemeler: kitin, selüloz, polilaktik asit (PLA), protein bazlı polimer, nişasta gibi sıralanabilir. Yenilenebilir kaynak olması, sürdürülebilirliği ve çevreye zarar vermemesi bakımından kullanılması oldukça avantajlıdır. Tablo 2.3'te polimerik biyomalzemelerin avantaj ve dezavantajları verilmiştir (Hasırcı ve hasırcı, 2022).

Tablo 2.3. Polimerik biyomalzemelerin avantajları ve dezavantajları.

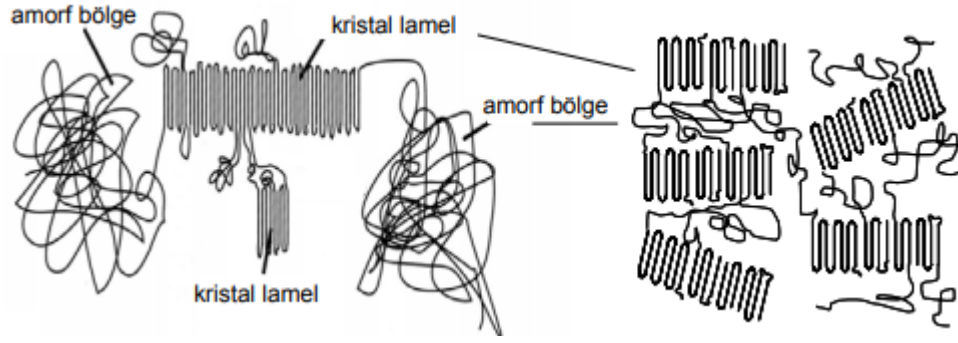
Avantajlar	Dezavantajlar
Fiziksel olarak yumuşak dokulara benzemesi	Sıvı teması ile şişme yapabilmesi
Farklı şekillerde üretilebilmesi	Mekanik dayanımları
Tekrar işlenebilirliği, Hafif olmaları	Zamanla vücut içerisinde deformasyona uğramaları

Uzun tamamlayıcı bileşenlerden veya tekrar eden monomerlerden oluşan büyük yapıları olan polimerler doğada ve insanda doğal olarak bulunabilirken yapay yollarla da üretilebilmektedir. Polietilen (PE), polivinil klorür (PVC), polipropilen, polikarbonat, polistiren, politetrafloroetilen, polimetilmetakrilat, UHMWPE'yi polimerler içinde sayılırken DNA, protein, nişasta, selüloz ve doğal kauçuk doğal biyopolimerler olarak

sayılmaktadır. Genellikle monomerler C-H atomlarının oluşan uzun hidrokarbon yapısına sahiptir. Si, N, O, P elementleri de inorganik polimerlerdir. Biyomedikal alanda en çok kullanılanlar ise poliester ve poliamidlerdir. Poliesterler PA, PE, PU, PET, PTFE, PMMA, PS, SR, PGA ve PLA gibi sıralanırken; poliamidler nylon, nomex, kevlor örnek verilebilir. Çalışmalar ve incelemeler sonucu polimerlerin genel anlamda ortopedik uygulamalar için mekanik dayanımları zayıftır.

PE: Polietilen, polimerik malzemelerin en temel bağı olan CH₂ tekrarı ile oluşan polimerdir. Etilen gazıyla üretilebilen polietilen, günümüzde sık kullanılan bir plastiklerden biridir. Bu yapıyı farklı katalizör ve komonomerle ve çeşitli üretim işlemleriyle elde etmek mümkündür. Kullanıldığı alanlar için tıbbi ambalajlama, sert kaplar, varil, protez ve ortez, implantlar, laboratuvar malzemeleri, önlükler, eldivenler, tıbbi borular örnek verilir (R. M. Patel, 2016). Çeşitli çalışmalar ile polietilenin yatak ve arayüz yüzeylerindeki aşınma ve bununla birlikte partiküler kalıntılardan doğan sorunlar görülmüştür (Wright, 2005). Bu polimerin şeffaflığı, tokluğu, esnekliği, kimyasallara karşı direnci, kolay işlenebilme ve uygun fiyatlı olması gibi özellikleriyle ince filmlerde tercih edilmektedir (Ronca, 2017).

UHMWPE: Ultra yüksek moleküler ağırlıklı polietilenin yoğunluğu 0,930–0,935 g/cm³ arasında bulunabilen ve molekül ağırlıkları (2-2,5) milyonlar civarında olan polimerdir. Moleküler ağırlıkları, polimer zincirlerinin sıkı paketli yapısı veya dizilim kaynaklanmaktadır. Bu polimer türü çok sert ve termoplastikler içinde en iyi darbe emici olanıdır (Chilukoti ve Periyasamy, 2012). Ultra yüksek moleküler ağırlıklı polietilen (UHMWPE), eklem artroplastileri için taşıyıcı yüzey olarak kullanılmaktadır. Total kalça artroplastisinde asetabuler bileşen için tanıtılan UHMWPE, sürtünmeyi azaltıcı yüzey vaad eden doğrusal ve yarı kristalli bir polimerdir. Sürtünmeye karşı dayanıklılığından dolayı seramik-seramik ve metal-metal gibi implant türlerinde tercih edilen malzemedir (Wright, 2005).



Şekil 2.1. UHMWPE'nin morfolojik yapısı.

Şekil 2.1'deki UHMWPE'nin molekülleri arasındaki Van der Waals bağ kuvvetlerinin zayıf olması polimerlerin uzun zincirli yapısında molekülden diğerine büyük kayma (shear) ile taşınmaktadır (Beşergil, 2012).

PEEK: Polietereterketon, biyomedikal uygulamalara sahip, poliaromatik, yarı kristalimsi olan termoplastiklerden biridir. PEEK malzemesinin uygulamalarına omurga cerrahisi, ortopedik malzemeler, çene-yüz cerrahisi örnek verilebilir. PEEK ile elde edilen kompozitler, bu malzemenin özelliklerinin yanı sıra fizikokimyasal ve mekanik özelliklerinde iyileşmeler göstermiştir. PEEK içerikli biyomalzemeler kompleks yapıları eklem implantlarında kemik ve kıkırdağın değişimlerinde de sıklıkla kullanılmaktadır. Yüksek sıcaklıklara olan dayanıklılığı sayesinde sıcaklık, basınç ve aşınmaya karşı dayanım göstermesi istenen yerlerde tercih edilmektedir (Panayotov ve ark, 2016).

PU: Poliüretan, oldukça geniş kullanım yelpazesine sahip polimerlerden bir tanesidir. İkinci dünya savaşı öncesi Dr. Otto Bayer ve arkadaşları tarafından geliştirilerek pek çok sektöre etki etmiştir. Poliüretanın iki ana bileşeni polioller ve izosiyanatın zincir uzunluğu polimerin karakteristiğini belirlemektedir. Poliüretanın mekanik özelliklerinin iyi olması ve biyouyumlu davranışlarıyla poliüretan tüpler, cerrahi örtüler, kateter, yara örtüleri, hasta yatakları gibi tıbbi uygulamaları vardır (A. Das ve Mahanwar, 2020). Poliüretan, yumuşak kaplamalardan oldukça sert materyaller elde edilene kadar farklı kullanımları vardır. Aşınma direnci de yüksek olup ağırlık bakımından da hafif bir polimerdir. Elastomerik yapısı polimere esneklik kazandırmaktadır. Düşük viskoziteli sıvı formülasyonları ve birçok yüzeye iyi yapışabilmesi sayesinde kaplamalarda tercih edilmektedir.

PTFE: Politetrafloroetilen düşük sürtünme katsayısı, kimyasal olarak dirençli ve yüksek sıcaklıklara dayanıklılığı olan bir termoplastiktir. Diğer polimerlerin de ortak

özelliği olan esnek yapıdadır. Düşük sürtünme katsayısı ile kayganlığı artırmaktadır. Pek çok asidik, bazik ve kimyasal çözücülerle kolaylıkla etkileşime girmezler. Elektriğe, ultraviyole ve radyasyona karşı dayanımları da iyidir. Üretim yöntemlerinden yalnızca pahalı sinterleme ve ekstrüzyon uygulanabilmektedir (Rae ve Dattelbaum, 2004).

PMMA-PA: PMMA (polimetilmetakrilat) metil metakrilat monomerlerinin polimerizasyonu ile oluşan polimerdir. Dayanıklı yapı, çizilmelere dirençli, yüksek ışık geçirgenliği ile camsı yapıya sahiptir. Akrilik cam ve pleksiglas olarak da bilinmektedir. Şekillendirilebilme özellikleri iyidir.

PA (Poliamid), amid bağları içeren polimer gruptur. Mekanik parça, dişliler, rulmanlar gibi mekanik sürtünme direnci gerektiren kısımlarda kullanılmaktadır.

PLA: Üretiminde yenilebilir kaynak seçilen polimer türü, biyolojik olarak eriyerek parçalanabilen poliester olan poli(laktik asit) veya polilaktit (PLA), paketleme, tekstil örtüleri-elyaflarında tercih edilmektedir (Lee vd., 2016; Murariu ve Dubois, 2016). Mısır nişastası, şeker pancarı gibi bitkisel kaynaklardan elde edilebilen PLA, çevre dostu doğal yapısı ile biyobozunurdur. Düşük sıcaklıklarda işlenebilirliği ve 3D baskı için oldukça elverişli malzemelerdir. Bu düşük sıcaklıkta işlenebilmesi sebebiyle diğer polimerlere göre termal ve mekanik dayanımları düşüktür (DeStefano vd., 2020).

PGA: Poliglikolik asit kimyasal formülü $(C_2H_4O_2)_n$ olan poliglikolit'in lineer formunda biyobozunur yapıdaki polimerdir. Bu özellikteki diğer polimerler ile kıyaslandığında mekanik özellikleri daha iyidir. PGA hızlı bozunma davranışı ve iyi biyouyumluluk gibi özelliklere sahiptir (Low vd., 2020). Biyobozunur yapısı ile biyomedikal uygulamalarda, dikiş malzemelerinde vücuda implante edildikten belirli sürelerde çözünebilmesi ile kullanımı mevcuttur. Dental uygulamalarda kullanılan dikişlerde, yara iyileşmesini destekleme, geçici olarak takılan implant, derin yara ve ameliyat sonrası yara örtülerinde kullanılabilir.

2.2.3. Seramik biyomalzemeler

Seramiğin genel tanımı, metal veya metal alaşımı içermeyen bileşiklerin oluşturduğu inorganik malzemelerin, istenen tane boyutlarına şekillendirilip sinterlenmesi sonucunda elde edilen dayanıklı malzemelerdir. Kıl, kuvars, feldspat gibi doğal mineralleri içeren sert, kırılğan ve yüksek sıcaklıklarda işlemeye uygun inorganik bileşiklerdir. Sinterleme veya yüksek sıcaklık işlemleri bu malzeme türünün kristal

yapı ve mekanik özelliklerini belirlemektedir. Seramikler yapı, teknik ve kompozit olarak kategorize edilebilir (Boch ve Niepce, 2010).

Yapı seramiklere tuğla, kiremit, seramik karolar örnek verilir. Bunlar daha çok toprak kaynaklı olup inşaat ve ev eşyalarında kullanımı görülmektedir.

Teknik seramikler yüksek sıcaklığa ve kimyasala dayanıklılığı olan seramiklerdir. Alümina seramikler, silikon karbür ve alüminyum nitrür teknik seramiklere örnek verilebilir. Bu seramikler uzay araştırmaları, endüstriyel ve elektronik uygulamalarında kullanılabilirler.

Seramik Kompozitler karbon fiber, silika karbür gibi güçlendirici malzemelerle bir araya getirilerek oluşturulan seramik türüdür. Hafif, sert, dayanıklı özellikleri ile havacılık, uzay ve otomotivde kullanımları görülmektedir.

Biyoseramikler, tıp alanında kullanılabilen seramik malzemeler olarak ifade edilebilir. Seramiklerin gözenekli ve kimyasal olarak dirençli özelliklere sahip olmasıyla tıp ve biyoteknolojide kullanımları zamanla artmıştır. Metal olmayan inorganik bileşiklerin diş-ortopedik uygulamalarında, doku mühendisliği uygulamalarında kullanımı yaygındır. Sert doku onarımı, rejenerasyon, güçlendirme ve yük taşıyıcı bölgelerde metal implantlara kaplama olarak da kullanılmaktadır.

Metal ve metal olmayan (C, N, O ve S) doğal kaynaklardan elde edilen inorganik ürünlerdir. Seramik malzemelerin karakteristik özellikleri aşağıdaki gibi sıralanır (Boch ve Niepce, 2010):

- Yüksek dayanımlı
- Gevrek yapı
- Kırılma tokluğu düşük
- Yüksek erime noktasına sahip
- İyi çekme dayanımı
- İyi basma dayanımı
- Kolay şekillendirilememesi (kırılganlık)

Biyoseramikler biyoaktif ve biyo inert olmak üzere iki grupta incelenir. Biyoaktif grup, doku ve implant arasında kimyasal bağ oluşumuna izin veren seramik malzemedir. Biyo inert grup seramikler ise doku ile etkileşimi mekanik bağ şeklinde olmaktadır. Bu

grupta malzeme, dokuyu değiştirmeden bir arada tutabilmektedir. Biyoseramikler; polikristalin yapılı seramik olan alümina ve hidroksiapatit, biyoaktif cam veya biyoaktif kompozit olan polietilen-hidroksiapatit şeklinde elde edilebilmektedir (Hench ve Wilson, 1993).

Seramikler, sağlık sektöründe geniş uygulamaları olmakla birlikte gözlük camları, termometreler ve endoskopide kullanılan fiber optiklerin yapımında kullanılırlar. Bunların yanı sıra dişçilikte dolgu malzemesi olarak da yaygın olarak kullanılmaktadır (Guazzato ve ark, 2004). Biyoseramikler; kemik kaplama veya yapıştırma, kemik dokusuna girme özelliklerinden dolayı klinikte tercih edilen malzemelerdendir (Hench, 1991). Dental biyoseramiklerin kullanımı genelde sert doku implantı olarak dişçilikte dolgu malzemesi olarak sert bağ dokusunun yenilenmesinde restoratif olan materyallerdir (Çömlekoğlu ve ark, 2008).

Alümina (Al₂O₃): Alüminyum oksit olarak da bilinen alümina, doğal olarak boksit, kristobalit ve diaspor gibi mineraller içerir. Korund adlı bileşik doğada kristal formda bulunan tek alüminyum bileşiği olup elmaştan sonra en sert mineral olarak bilinmektedir (Devaraju ve ark, 2013). Ayrıca Al-O atomları arasında yüksek enerjili iyonik ve kovalent bağ içeriği ile bilinen en kararlı oksitlerden biridir (Metson, 2011; S. K. Tiwari ve ark, 2011). Alüminyum oksit, klinik çalışmalar ile doğrulanmış biyoyumluluğu ve kimyasal olarak inert bir seramiktir.

Aşınma izlerini azaltmasına yönelik tribolojik özellik geliştirilmesi için gerçekleştirilen malzeme/yatak yüzey çalışmaları 1970'lere dayanmaktadır (Devaraju ve ark, 2013).

Zirkonya (ZrO₂): Biyoseramik malzemelerden birisi olan zirkonya, başta diş implantlarında olmak üzere özellikle diş hekimliği alanında kullanılmaktadır (Qin ve ark, 2018). Ortopedik implant malzemelerinde diğer türler arasında bakteriyel yapışmayı en aza indirmek ve biyofilm tabakası oluşumunu desteklemek üzere tercih edilen malzemedir (Chourifa ve ark, 2019). Biyomalzemelerin sağlaması gereken biyoyumlu davranışı zirkonya da vermektedir. Yapısı gereği dayanıklı ve mukavemeti yüksektir. Zirkonyanın hastalara göre değişmekte olan alerjik durumlara karşı anti-alerjik davranışı mevcuttur.

Hidroksiapatit (HAp): Hidroksiapatit, biyolojik dokularda doğal olarak özellikle kemik ve dişlerde bol miktarda bulunan mineraldir. Kimyasal formülü

$\text{Ca}_5(\text{PO}_4)_3(\text{OH})$ olan ve hücre büyümesini destekleyen biyoaktif bir biyomalzemedir. Bu mineral hexagonal kristal yapıya sahiptir. Hidroksiapatit, biyolojik olarak inert, biyoaktif bir madde olup kemik içerisindeki besin ve kan iletimini sağlaması ile biyomedikal uygulamalarında kullanılmaktadır. Doğada yaygın olarak bulunan fosfat minerali olan HAp, kemik, diş, dentin, kemik iliği gibi canlı dokularda bulunur. Biyoaktif özelliği ile yerleştirildiği dokuya kolay adapte olup dokunun canlılığını koruyarak büyümeyi sağlamaktadır (Yılmaz ve ark, 2014).

Kalsiyum Fosfat (CaP): $\text{Ca}_3(\text{PO}_4)_2$ formülü ile ifade edilip kalsiyum ve fosfat iyonlarından oluşmaktadır. İnsanda kemik, diş, hücresel boyutta transfer, nöromusküler iletim ve pek çok biyolojik işlemin alt yapısında bulunmaktadır. Laboratuvar ortamında doğal kaynaklardan veya yapay olarak eldesi ile kemik yapısına benzerliğiyle biyomedikal uygulamalarında sıklıkla kullanılmaktadır (Saleh ve ark, 2016).

Seramik biyomalzemelerin avantajları ve dezavantajları Tablo 2.4'deki gibi verilmiştir (Bulucu, 2015).

Tablo 2.4. Seramik biyomalzemelerin avantajları ve dezavantajları.

Avantajlar	Dezavantajlar
Yüksek sıcaklıklara dayanıklı	Gevrek olması
Yüksek mukavemet	Kırılgan yapı
Düşük tokluk ve süneklilik	Kopma dayanımı
Düşük yoğunluk	Hafif yapı
Gözenekli yapı	Gözenekleri ile düşük çekme dayanımı

2.2.4. Kompozit biyomalzemeler

Kompozitler; ana malzemenin tek başına kullanıldığında istenilen özelliği karşılayamaması durumunda takviye bir malzeme ile bir araya getirilmesidir. Diğer bir tanımla farklı kimyasal yapıdaki iki veya daha fazla malzemedan, sınırlarını ve özelliklerini koruyarak farklı ve yeni bir malzeme elde edilmesi olarak tanımlanabilir.

Ana malzeme metal ise metal matrisli kompozit, polimer ise polimer matrisli kompozit, seramik ise seramik matrisli kompozit olarak adlandırılabilir. Matris çeşitleri; polimer, cam, karbon, polimer lifleri ve bazen mika, toz seramikler olabilir.

Özellikle ortopedik uygulamalar için sıklıkla kullanılmaktadır. Kullanım alanına göre bileşimleri değiştirilerek implant malzemelerinin mekanik ve fizyolojik şartlara uyumlu olması sağlanabilmektedir. Polimer kompozitlerin sağladığı üstünlükler; korozyon direnci, metal yorgunluğu, metal iyonlarının salınımının engellenmesi ve kırılma direnci azaltmayı sağlamıştır. Manyetik özelliği olmaması sayesinde MR ve tomografik görüntüleme cihazları ile uyumludur. Sık uygulamaları olan ortopedi ve diş hekimliği alanlarının yanı sıra yumuşak doku implantasyonlarında da görülmektedir.

2.3. Biyomalzemelerin Özellikleri

Biyoteknolojik gelişmelerin artması ile elde edilen sonuçlar doğrultusunda biyomedikal uygulamalar da buna bağlı olarak gelişmiştir. Hasarlı doku ve yapıların giderilmesi üzerine implantasyon işlemleri de başarılı bir şekilde sıklıkla uygulanmaktadır. İnsanların hayatını olumlu etkileyen başarılar elde edilmesine rağmen henüz vücut parçaları ve canlı yapıların taklidi mükemmel değildir. İmplant malzemelerin kullanılma amaçları farklı olsa da bunların yapı taşı olan biyomalzemelerden istenen ideal özellikler aynıdır.

Biyomalzemelerin ideal özellikleri sırasıyla aşağıdaki gibi sıralanmaktadır (Park ve Lakes, 2007):

- Kimyasal özelliği bakımından kararlı ve inert davranmalıdır.
- Biyoyumlu özellik gösterirler.
- Farmakolojik olarak uygun olması, toksik olmaması, alerjik olmaması, immünolojik etki göstermemesi ve antikanserojen olması istenir.
- Uzun ömürlü çalışabilmesi için mekanik özelliklerinin de iyi olması gerekir.
- Mekanik olarak dayanıklı olmalı, çekme, basma, eğme, elastisite, aşınma direnci, yorulma dayanımı da yüksek olmalıdır.

- Sistem içerisinde uyumlu ve dengeli çalışabilmesi için yoğunluk ve ağırlık seçimi en uygun şekilde yapılmalıdır.
- Tekrarlanabilir ve kolay işlenebilirlik de önemlidir.
- İmplantasyon-protez ve biyomalzeme kullanım istatistikleri baz alındığında ihtiyaç artışına bağlı çoklu üretime elverişli olmasıdır.
- Hastaların erişimine ve ekonomik uygunluğa olanak sağlamalıdır.
- Hastanın rahat hissedip kullanabilmesi için ergonomik olmalıdır.

2.3.1. Biyomalzemelerin ideal özellikleri

Malzemelerin insan vücuduna ve medikal uygulamalar için kullanılmak istenen alana göre özellikleri değişmekle birlikte biyomalzemelerin ideal nitelikleri aşağıdaki gibidir (Hasırcı ve hasırcı, 2022):

- Biyoyumlu olması
- Aşınmaya karşı direnç göstermesi
- Korozyona uğramaması
- Antikanserojen olması
- Dayanım bakımından fiziksel-mekanik özellik göstermesi
- İstenen tasarım için kolay şekil verilebilir olması
- Bozulmaya karşı dayanıklı olması
- Toksik etki göstermemesi
- Kolay bir şekilde elde edilmesi / ulaşım kolaylığı olması
- Düşük maliyet.

İmplantın bulunacağı dokuya en iyi şekilde uyum sağlaması ve zaman içinde kendi yapısını koruması gerekmektedir.

2.3.1.1. Aşınma direnci

Aşınma, OECD tarafından ‘bir cisim yüzeyinde gerçekleşen bağıl hareket sonucu zamana göre artan malzeme kaybı’ şeklinde tanımlanmıştır (Lansdown ve Price, 1986). Birbiri ile temas halindeki iki cisim arasında meydana gelen bağıl hareketten dolayı cisimlerin yüzeylerinin birbirini etkilemesi sonucu aşınma oluşmaktadır (Davis,

2001; Stachowiak ve Batchelor, 2013). Malzemede aşınma ise sürtünme halindeki iki yüzeyin çevresel etkenlere maruz kalarak yapılarında kayıp olmasıdır.

Aşınma nedeniyle yüzeyler ilk şekillerini kaybederek, parçalar arasındaki boşlukların artması ve bu sebeplerle amaçlanan fonksiyon istenilen şekilde yerine getirilemez. Yüzeylerin talaş kaldırma işlem, taşlanma ve parlatma gibi işlemlerin aşınma olayı olarak kabul edilmemesinin nedeni bu işlemlerin istenerek ve kontrollü yapılmasıdır (Akkurt 1986). Mühendislik malzemelerinde gözlenen yıpranmanın aşınma sayılabilmesi için bazı şartların gerçekleşmesi gerekmektedir. Bunlar sürtünmenin (bağıl hareketin) olması, mekanik etken olması, yavaş ve devamlı olması, yüzey değişiklik meydana getirmesi ve istem dışında meydana gelmesidir. Kimyasal, elektriksel, termal ve fiziksel nedenlerle eskime veya yüzeyden büyük parçaların kırılarak ayrılması da aşınma olayı olarak düşünülmemektedir (Akkurt 1986). Aşınma hasarları uygun yağlamak, malzeme seçimi, filtrelemek ve tasarım gibi faktörlerle de azaltılabilir fakat tamamen önlenemez (Yadaw ve ark, 2018).

Toplam eklem değişimlerinde aşınmaya bağlı olarak görülen partikül ve kalıntılar, eklem implantlarının rekonstrüksiyonun ömrünü ve uygulama başarısını etkileyen önemli etkenlerdir. Aşınma türleri; adezif, abrazyif, korozyif ve yüzey yorulması olarak ayrılır (Jin ve Chu, 2019).

2.3.1.2. Korozyon direnci

Malzemelerin bulunduğu çevrede çeşitli faktörler nedeniyle fizyokimyasal reaksiyonlara girerek yapısında bozulma ve değişimlere uğraması anlamına gelmektedir. İmplant malzemelerinin yüzeyleri vücut sıvılarına temas etmesiyle etkileşim halindedir. DIN 50900 normuna göre malzemenin çevresiyle girdiği reaksiyon sonucunda malzemedeki ölçülebilir değişim görülmesi korozyon iken; metaller için TS 5731 EN ISO 8044'e göre, metalin bulunduğu ortam ile arasında oluşan ve metalin özelliklerinde değişime sebebiyet veren elektrokimyasal etkileşim olarak tanımlanmaktadır (Bıyık, 2013).

Karşılaşılan korozyon tipleri uniform, galvanik, erozyon, çukurcuk, çatlak, yarık, stres-korozyonu, korozyon-yorulması ve alaşım dağılmasıdır (Öztürk ve ark, 2020; Tsarovtceva ve ark, 2023). Biyomedikal uygulamalarda kullanılan metalik malzemelerin korozyon davranışının takibi ve engellenmesi hasta sağlığı açısından oldukça önemlidir. Gelişmiş ülkelerde yapılmış istatistiksel çalışmalara dayanan

veriler, metallerin uğradığı korozyonların sebep olduğu kayıp ve açıkların, GSYİH'nın yaklaşık %4 civarında olduğunu göstermiştir (Tsarovtceva ve ark, 2023). Metal alaşımlarının uğrayabileceği elektrokimyasal olaylar, malzemenin kendisine olduğu gibi çevresine de fiziksel ve biyolojik olarak zarar vermektedir.

2.3.1.3. Biyouyumluluk

Vücuda implante edilecek malzemenin, ortam sıvısı ve dokuda kabul edilerek olumlu tepki vermesidir. Malzemenin kimyasal, fiziksel ve fizikokimyasal bakımdan olası zararlı tepki vermesi istenmeyen bir durumdur. İşlevleri doğrultusunda yerleştirilen malzemenin yüzeyine karşılık gelen ortam dokusu ile bütünleşmesi için temas ve buna bağlı etkileşim söz konusudur (Williams, 2003). Konak organizma tepkisi: Kullanılan olan malzemeye karşı canlı organizmaların gösterebileceği sistemik ve lokal tepkidir (Williams, 2003). Bu tepkilere örnek olarak hemoliz, tromboz, enfeksiyon, enflamasyon, karsinojen, alerjik reaksiyonları verilir.

Tıbbi cihazlar ve sağlık alanında kullanılacak biyomalzemelerin güvenilirliği için biyouyumluluk testleri oldukça önemlidir. Biyomedikal uygulamalarda da uygulanan biyouyumluluk testlerine sitotoksitite (in vitro), irritasyon, sensitizasyon örnek verilebilir. Bir malzemenin uyumluluk testleri biyolojik sistem veya organizma ile gerçekleştirebileceği biyolojik etkileşimin gözlemlenerek incelenmesidir. Biyolojik etkileşim ve davranışlar içerisinde metabolik olaylar, hücre solunum, hücre bölünmesi, genetik olaylar, protein sentezi gibi biyolojik prosesler sayılır. İncelenmek istenen materyalin biyolojik aktivitesinin incelenmesi için *in vitro* ve *in vivo* yöntemler kullanılmaktadır. *İn vitro* yönteminde hücre kültürü, enzim aktivitesi/inhibisyonu, spektroskopik yöntemler kullanılır. *İn vivo* yöntemi ise deney hayvanları üzerinde yapılan testler ile yapılmaktadır. Hayvanların doku veya simüle edilmiş sıvılardaki değişen biyokimyasal parametreler değerlendirilmektedir (Biesalski ve ark, 2009).

Yapılan çalışmalar doğrultusunda biyouyumluluğun pek çok alanda uygulamasının olması bu terimin çok önemli olduğunu kanıttır. Biyomalzemelerin işlevi, özellikleri ve yapılarının anlaşılması kullanılacağı alanı direkt etkilemekte olup bu malzemelerin biyouyumlu karakteristiğinin olması etkinliği açısından olmazsa olmazdır.

2.3.1.4. Mekanik dayanıklılık

Uygulamaların ömrü ve aktif çalışmalardaki başarısı kullanılan malzemelerin dayanıklılığı ile doğrudan ilişkilidir. Mekanik dayanıklılık, malzemenin sistem

içerisinde uyum sağlaması ve dışarıdan maruz kalacağı herhangi bir kuvvete direnmesi için gerekli bir özelliktir. İmplant malzemesinin kemik elastisite modülüne yakın olması bütünlük sağlaması adına önemlidir. Mekanik dayanıklılık veren çeşitli malzemeler implant kullanması gereken hastalar için uzun süreli bir tedaviye olanak sağlar.

2.3.1.5. İmplant optimizasyonu

Hastanın eksik veya işlev bozukluğuna sahip herhangi bir uzvunun yerine implante edilmek üzere tasarlanan yapının bölgeye ve kişinin vücut-kemik yapısına uygun olması şarttır. İmplant, uzvun doğal yapısını iyi taklit edebilmeli ve kişiye özgü boyut veya büyüklüğüne uygun şekilde yerleşimi gerçekleştirmelidir. Aksi takdirde sistem tarafından kabul edilmeyerek bütünlük sağlamayabilir. Hasta sağlığı göz önüne alındığında implantın tasarımı ve optimizasyonu çok önemli faktördür (Nunamaker, 2019).

2.3.1.6. Elde edilebilirlik

Günümüzde ortopedik implant ameliyatları dünya genelinde artmaktadır. Bu uygulamalarda kullanılmak üzere olan implantlarda, seçilen malzemeye göre fiyatı değişmekle birlikte fiyatları oldukça yüksektir. Uygun malzemeler ile en sağlıklı ve iyi işlevli biyomateryallerin elde edilebilmesi önemlidir. Hastaların implantlara maddi anlamda ve zamanında ulaşabilmesi gereklidir.

2.4. Ortopedik implantlar

Eklemler, gün içerisinde gerçekleştirilen yürüme, koşma, eğilme, merdiven inip-çıkma gibi hareketlerde en çok kullanılan uzuvlardır. Bu örneklerden koşma, sıradan ve basit bir işlev gibi görünse de birkaç sistemin birlikte sağlıklı bir şekilde çalışması ile elde edilen bir harekettir. Gerçekleştirilen hareketler anatomik ve fizyolojik açılarından incelenebilir. Farklı yapı ve özellikleri olan, birbirine bağlı çalışan 3 alt sistemden oluşur.

İnsan vücudunun hareket edebilmesini sağlayan; iskelet sistemi (systema skeletale), kas sistemi (systema musculare) ve eklem sistemi (systema articulare)'dir (Biga ve ark, 2020). Sahip olunan kas, kemik ve eklemlerin koordinasyonu, insana en hafif ve kompleks aktiviteleri sağlar. Yürüme hareketi, günlük aktiviteler içerisinde kıyaslandığında en çok gerçekleştirilendir. Buradan yola çıkarak hareketi

gerçekleştiren bacaklara bakıldığında uyluk kemiğini (femur) kaval kemiğine (tibia) bağlayan eklemimiz vücut ağırlığımızı taşıyan ve yürüme de çok önemli bir yapı olan diz mevcuttur. Dizin yapısını incelenecek olursa; femur, tibia ve patella olmak üzere 3 adet kemik, iç ve dış hareketler için medial ve lateral yan bağlar, dönme hareketi için ön ve arka çapraz bağlar, iki kemik arasındaki boşluğu dolduran konumdadır. Eklemimizin birbirine girintili ve bağımlı yapısında karşılıklı yüzleri temas halindeki iki yüzey arasında aşınmayı azaltarak şok emebilen, yumuşak ve elastik yapıda (menisküs) kıkırdak ile tamamlanır.

İskelet sisteminden kemikler, hareket sisteminin pasif unsurları olup kaslara destek sağlar. Eklemler, pasif unsurlardan olup kemikler arasındaki bağlantıyı sağlar (Yıldırım ve Şenel, 2017). Hareket sisteminin aktif unsurları olan kaslar ise hareket için gerekli enerjiyi sağlar. Eklemler, kemikler arasındaki bağlantıyı sağlarken bu esnada oluşan sürtünmeyi en az seviyeye indirgemektedir. Bu süreçte pasif unsur olan eklemleri zedeleyerek geri dönüşlü veya geri dönüşsüz olan zararlar verebilir.

Ortopedik implantlar, internal ve eksternal olmak üzere ikiye ayrılmaktadır. İnternal ortopedik implantlar, kemik plakaları ve vidaları, kemik çivileri, kemik kabloları, kemik telleridir. Tasarımları, uygulanmak istenen hastanın durumuna göre değişebilmektedir. Artroplasti uygulaması, eklemlerdeki hasarlı yerin ihtiyacına yönelik seçilen değiştirme yöntemidir. Artroplasti tedavilerinden sıklıkla diz ve kalça eklem uygulamaları gerçekleştirilmektedir. Diğer uygulamalara parmak eklemi, el bileği eklemi, dirsek eklemi, ayak bileği eklemi ve radial baş eklemi örnek verilir. Eksternal ise içeriden yapılan uygulamaları dışarıdan destekleyenler için kullanılır. Sıklıkla duyduğumuz toplam eklem değişimleri kalça, diz, omuz, ayak ve el bilekleri, parmak eklemleri olarak sıralanır (Park ve Lakes, 2007).

Özellikle kompleks bir yapıya sahip olan diz eklemleri her yaş aralığında sıklıkla gözlemlediğimiz incinme, yaralanma ve yıpranmaya oldukça yatkındır. Yetişkin bir insanda diz eklemi, günün %10-15'inde, ortalama 4000-10000 devir civarında kullanılabilir. Spor yapan bir insanda ise günün %15-20'si gibi bir sürede 14-20 bin devire kadar çıkabilir. Kilo alımı, yaşlanma, günlük kullanım biçimi ve genetik faktörlerle eklem kıkırdakları zaman içerisinde bozulabilir. Bu bozulma zamanla eklem hareketini kısıtlayarak ağrılara neden olabilmektedir (Siegel, 2002; Schwiesau ve ark, 2013).

Son yıllarda kalça ve diz artroplastisi uygulamalarında görülmekte olan aşınmayı azaltmaya yönelik malzemeler çalışılmaktadır (Billi ve ark, 2009). Biyomedikal uygulamaları azımsanmayacak boyutlarda ortopedik implant uygulamalarını içermektedir. Wang ve ark. (2011), Amerika’da ortopedik implant sektörünün 2008 yılında tahminen 14 milyar doların üzerinde olduğundan bahsetmiştir. Ortopedik implantların ana uygulamaları rekonstrüktif eklem replasmanları, travma implantları, ortobiyolojikler ve omurga implantları olmak üzere 4 ana kategoriye ayrılır.

Ortopedik uygulamaların başarıyla sonuçlanmasında hastanın özellikleri, uygulamayı yapan operatör ve implantın özellikleri gibi çeşitli faktörler rol oynar. Wang ve ark. (2011), başarılı bir tedavi uygulaması için bu faktörlerin ameliyat öncesinde hastaya göre tespit edilmesi implant ömrü ve sağlığı açısından kritik öneme sahip olduğundan bahsetmiştir. Ortopedik implanlantlardan olan eklem protezlerinin görselleri Şekil 3.1’de verilmiştir (Premier, 2024).



Şekil 2.2. Eklem protezleri.

2.4.1. Kalıcı ortopedik implantlar

Kalıcı implantların, uzvun görevini yerine getirebildiği, vücudun sağlıklı dönemindeki gibi davranması beklenir. Eklenmek istenen parçanın sistem içerisinde uyumlu ve uzun süre dayanabilecek şekilde implantasyonu amaçlanmaktadır. Bu tür implanlardan kalça ve diz eklem değişimleri son yıllarda klinik olarak kabul görmekte ve uygulamada sık olarak yapılmaktadır (Jin ve Chu, 2019).

2.4.1.1. Toplam kalça protezi

Kalça protezleri asetabular baş, femur ve gövde olmak üzere 3 kısma ayrılır. Femur başı gövde ile birleşmekte asetabular baş ile sabitlenen astar arasında yer almaktadır. Astar kap ve karşıt yüzey ile aşınmaya karşı yüzeyleri korumaktadır. Toplam Kalça Eklem Protezinin bulunduğu konum pelvis (leğen kemiği) ile femur (uyluk kemiği) arasında kalan en büyük eklem dokusudur.



Şekil 2.3. Toplam kalça protezi.

Vücudun yük taşıyan kalça eklemi implantı yapısı doğal haline benzer yuva ve bilyeli bir mafsaldan oluşmaktadır. Kalça eklemi, top şeklinde baş ve bu başı çevreleyen fincana benzer yuvaya geçirimli yapıdadır (Das ve Chakraborti, 2018).

2.4.1.2. Toplam diz protezi

Konveks yapıya sahip olan diz eklemi, girintili çıkıntılı biçimini dışarıdan çevreleyen bağlar sayesinde diğer eklemlerde sık görülen çıkık vakalarına nadiren rastlanmaktadır. Bicondyler grubuna giren diz eklemi; fleksiyon, ekstensiyon hareketleri yapabilme yeteneğine sahiptir. Tibia ve femurun birleştiği birbirine bakan yüzlerinde sürtünmeyi azaltan parlak ve kaygan yapı vardır.

Diz protezi hastada ağrıya neden olan kısım ve deformasyona uğrayan bileşenin sağlıklı şekilde görevini yerine getirmesi için biyomalzemelerle geliştirilmiş bir implant uygulamasıdır. Hasta yaşı, kilosu, rahatsızlık veren yapı, hasar sebebi gibi çeşitli faktörlerden ötürü diz yapısındaki farklı komponentlerde hasar görülmektedir. En uygun tedaviyi uygulayabilmek için hasarlı doku ve ağrı mekanizması iyi tespit edilip spesifik olarak o yapıya uygun bir uzuv değişimi planlanmalıdır. Diz protezini 4 parçada incelenebilir (Pande ve Dhattrak, 2021).



Şekil 2.4. Toplam diz protezi.

- Femoral Komponent: Uyluk kemiğine bağlı olarak eklem yüzeyi oluşturulur ve bağlantı sağlanır.
- Tibial Komponent: Tibia adı verilen kaval kemiği ile bağlantılı eklem yüzeyi oluşturulur ve bağlantı sağlanır.
- Patellar Komponent: Patella eklemine yerini alacak şekilde yerleştirilir.
- İnsert: Ana malzemesi polietilen malzemeden yapılmakta olup tibial ve femoral komponentleri birleştiren ara kısımdır.

Diz protezini, tek bölmeli, iki bölmeli, üç kompartman, çimentolu, çimentosuz protez olarak sınıflandırılır (Ledet ve ark, 2018).

Diz osteoartriti (TDA) çok sık rastlanılan kas-iskelet patolojilerindedir. Kurtz ve ark. (2007), Amerika’da 2030 yılına kadar; TDA uygulamalarının 3,48 milyona, birincil

THA (Kalça eklem değişimi) uygulamalarının 572.000'e kadar ulaşabileceğinden (tahmini) bahsetmiştir.

Plastik üzerine Metal olan İmplant: Plastik üzerine Metal olan İmplant en yaygın olarak kullanılan implant türüdür. Yapısı Tibial bileşene bağlı bir polietilen plastik ayırıcı üzerinde hareket eden metal bir femoral bileşene sahip olacak şekildedir. Kullanılan metallerden yaygın olanlarının kobalt-krom, titanyum, zirkonyum ve nikel olduğu söylenebilir. İmplant ömrü, güvenlik ve maliyetin düşük olmasından dolayı uzun süredir kullanılmaktadır. Bunun yanı sıra, plastik implantlarda, aradaki parçadan aşınarak artık küçük parçacıkların tetiklediği problemler görülebilir. Bu artıklar kemiğe zarar vererek implantta gevşemeye ve başarısızlığa sebep olurlar.

Plastik üzerine Seramik olan İmplant: Bu tip, metal/seramik kaplamalı bir metal bileşen yerine seramik bir femoral bileşenin kullanıldığı türdür. Aynı zamanda plastik bir ayırıcıya da sahiptir. Nikele karşı hassasiyet veya alerjisi olan hastalarda metal implantlarda kullanılan seramik tipi uygun olabilir. Bu tip implantlardan oluşan plastik parçacıklar da bir bağışıklık tepkisine yol açabilir.

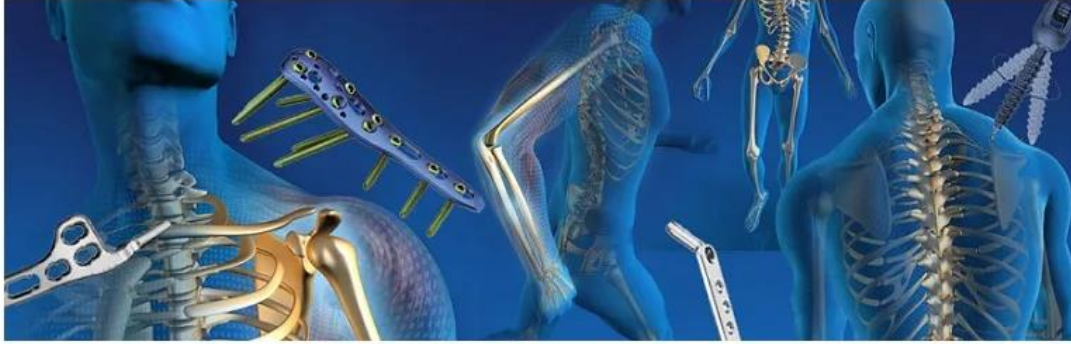
Seramik üzerine Seramik olan İmplant: Femoral ve tibial bileşenlerin her ikisinin de seramikten yapıldığı implanttır. Seramik parçalar gövde kısmı ile reaksiyona girme olasılığı en düşük olanlardır. Ancak seramik eklem protezleri yürürken gıcırdama sesi çıkarabilir.

Metal üzerine Metal olan İmplant: Femoral ve tibial bileşenlerin her ikisinin de metalden yapıldığı implanttır. Metal üzeri metal implantlar, kan dolaşımına metal iyon salınımı ile ilgili sorunlardan dolayı son yıllarda daha az kullanılmıştır. Metal implantlar başlangıçta daha uzun ömürlü olmak üzere geliştirilmiştir. Ancak az oranda da olsa bu implantlar iltihaplanmaya, ağrıya ve uzuv hasarına neden olabilmektedir.

2.4.2. Geçici ortopedik implantlar

Geçici implantlar iyileşme sürecinde olan kırık kemiklerin desteklenmesinde kullanılmaktadır. Kemikleri için plaka, vida, pim, teller ve intramedüller çivilerin bulunduğu belirli sürede iyileşmeyi gerçekteştirmek üzere kullanılan parçalardır (Kamrani ve Fleck, 2019). Geçici implantlar, hasarlı veya bozulmuş yapıları sağlıklı şekilde çalışabilecek duruma gelene kadar destekleyen cihazlardır. Kalp damar bozukluklarında kullanılan kalp pompaları, diş implantları, kalça implantları, lensler, eklem implantları, kemik plaka ve vidaları, elektrik impuls cihazları geçici implantlar

arasında sayılır. Şekil 2.5.'de geçici ortopedik implantlara örnek verilmiştir (Stewart, 2022).



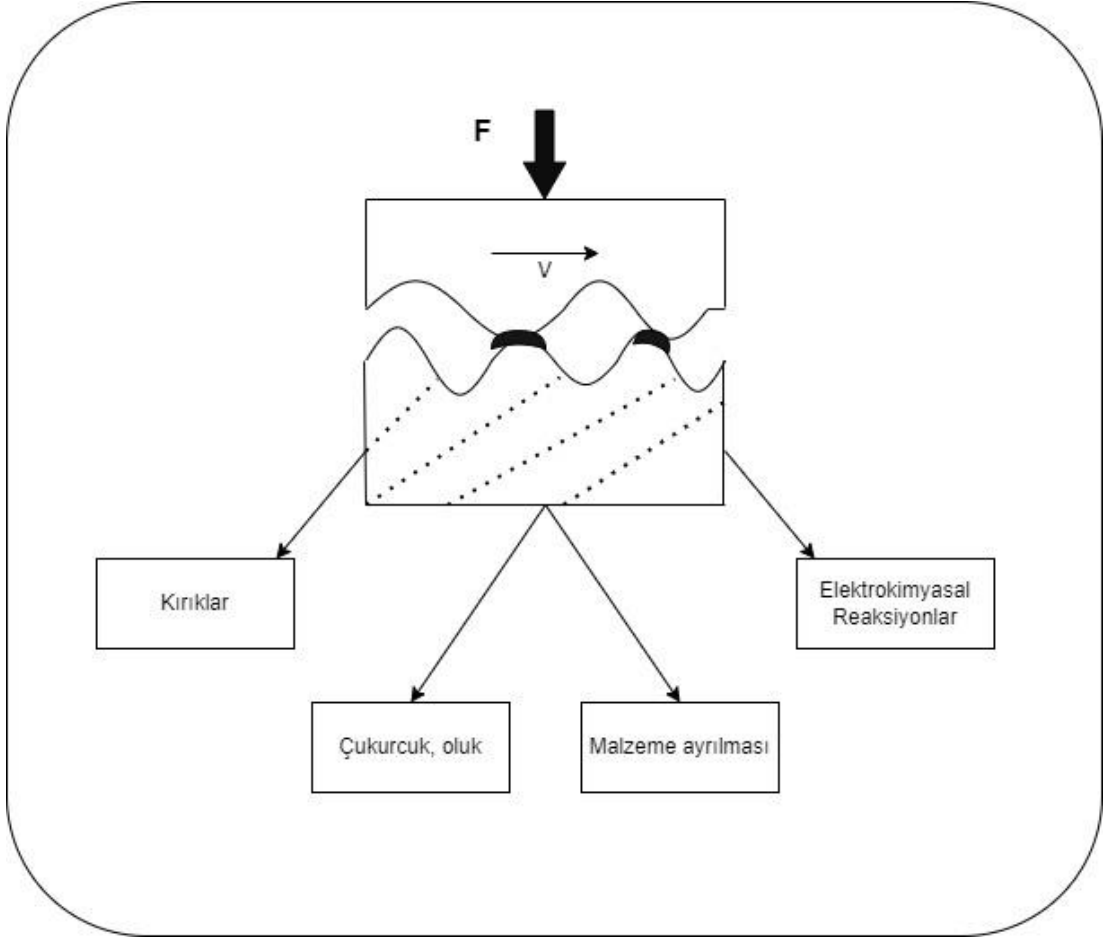
Şekil 2.5. Geçici ortopedik implantlar.

2.5. Aşınma ve Sürtünme

Belirli ölçülerde hareket ederek birbiriyle temas halindeki yüzeyler arasındaki yüzey değişimi ve bilgisini kapsayan bir alandır. Triboloji terimi; yağlama, aşınma ve sürtünme incelemelerini içeren uzun bir geçmişe sahiptir. 'Termal aşınma', 'Mekanik aşınma' ve 'Kimyasal aşınma' terimleri aşınma mekanizmasını oluşturur (Stachowiak ve Batchelor, 2013).

2.5.1. Aşınma

Aşınma, belirli kuvvetler altında birbiriyle temas halinde bulunan iki yüzeyin hareketlerinden kaynaklanan kopma, fiziksel veya kimyasal değişimler olarak ifade edilir. Kopma, fiziksel ve kimyasal değişimlere sebebiyet veren faktörler malzemenin bulunduğu ortamdaki dış faktörlerle birlikte gerçekleşmektedir. Aşınma olarak tanımlayabilmek için dışarıdan mekanik bir kuvvet bulunmalı, sürekli, yavaş ve ortamda minimum da olsa sürtünme görülmelidir. Aşınmayı daha iyi belirlemek ve ayırt etmek adına sınıflara ayrılmaktadır. Aşınma türleri; adhezif, abrazif, tabaka, yorulma, korozif, kavitasyon, erozyon, püskürtme, yenme ve kimyasal aşınmalar olarak sınıflandırılır.



Şekil 2.6. Aşınma mekanizması.

Yüzey aşınması; kırıklar, Adezyon aşınma; oluklar, Adezif aşınma; malzeme geçişi, Tribokimyasal reaksiyon; partiküllerdir.

(Czichos, 2009; Meng ve ark, 2020) Aşınma mekanizmasında dış ortam şartlarına bağlı olarak, aşağıdaki aşınma türleri arasında ayırım yapabileceğinden bahsetmiştir:

- Kuru yüzeylerin kayma sürtünmesi sırasında aşınma
- Sürtünmeyle yağlanan yüzeylerin kayması sırasında aşınma
- Kuru yüzeylerin yuvarlanma sürtünmesi sırasında aşınma
- Yuvarlanma sürtünmesi ile yağlanan yüzeyler sırasında aşınma
- Salınlı temas sırasında aşınma
- Katı parçacıkların hareket etmesiyle aşınma (erozyon)
- Hareket eden sıvılardan kaynaklanan aşınma (kavitasyon)

Eklem protezlerinde yerleşim ve yapıları sebebiyle aşınmanın görülmesi kaçınılmazdır. Yıllar boyunca bu durumu minimuma indirmek amacıyla yeni malzemeler, var olan malzemeye yönelik kaplamalar vb. çalışmalar gerçekleştirilmiştir.

Adhezif aşınma, iki farklı metal yüzeyin genellikle kayma hareketine bağlı yüzeyden kopan parçaların ayrılması veya ayrılarak karşı yüzeye yapışması sonucu görülen aşınma türüdür. Yapışma, ovalama ve kayma aşınması olarak da bilinen mekanizma yağlamalı veya yağlamasız (kuru) şartlarda gerçekleşmektedir. Aşındırıcı partiküller yüzeyden kopmuş veya yüzeylerden bağımsız olarak bulunabilirler. Metalik yüzeyler için benzer karakteristik veya kafes yapısı aşınmayı artırırken farklı kafes yapılarında adhezif aşınmaya çok rastlanmaz (Dehsheish ve ark, 2018).

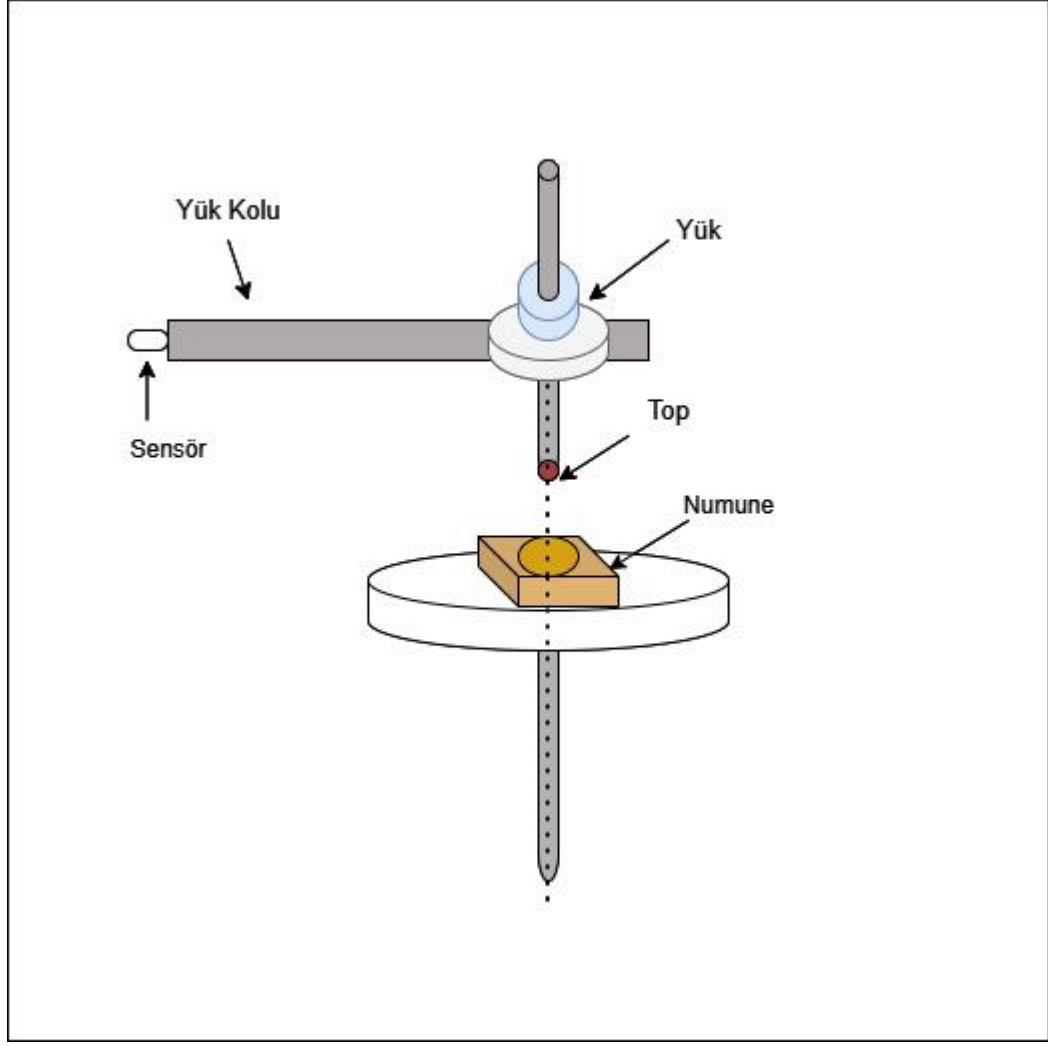
2.5.2. Sürtünme

Belirli bir yöne doğru hareket halinde olan metale ters yönde kuvvet uygulanmasına denir. Sürtünmeye sebep olan kuvvet cismin hareketini kısıtlayabilir veya büyüklüğüne bağlı olarak hareketi sonlandırabilir. Bu olay gerçekleşirken temas yüzeyi ve sürtünmenin etkenlerinden biri olan yüzeyin türü de önemlidir. Metallerdeki ve yüzeylerdeki sürtünme; etki eden cismin yüzey pürüzlülüğü, kuvvetin uygulandığı yüzeyin pürüzlülüğü, kayan cisim üzerine uygulanan kuvvet, sürtünme katsayısı, uygulanan cismin morfolojisi ve işlemin uygulandığı dış etkenlere bağlıdır.

2.5.3. Tribometre cihazı

Tribometre cihazı temas halindeki karşılıklı iki yüzey arasında oluşan aşınma miktarı, sürtünme katsayısı ve sürtünme kuvveti gibi parametreleri ölçebilen cihazdır (Say, 2018). İlk defa 18. yüzyılda Alman bilim adamı Musschenbroek tarafından icat edilmiştir (Anderson, 1986).

Aşınma cihazı ile katı malzemelerin (metal, polimer, seramik, kompozit ve kaplamalar) aşınması ölçülmektedir. Cihazlar farklılık göstermekle birlikte “ball-on-disc” ve “pin-on-disc” mekanizması ile çalışmaktadır. Cihazlarda kullanılabilen yükler ve pin/top başlıkları içerikleri değişen (alümina, Si₃N₄, çelik, polimer) farklı hızlarda kullanılmaktadır. Aparatları değiştiği gibi modları da değişebilmektedir. Farklı iki modu vardır: birincisi salınım hareketi (reciprocating) lineer modu, ikincisi dönme (rotating) modudur.



Şekil 2.7. Tribometre cihazı çalışma prensibi.

3. MATERYAL VE METOTLAR

3.1. Sol-Jel Metodu

Sol- Jel; cam/seramik malzemelerin elde edilmesinde, sıvı (koloidal, “sol”) ve katı (“jel”) içeren geçişli bir yöntemdir. Bu yöntemle elde edilen malzemelerin yapıları ince ve küçük yapılı, fiberler, ince film kaplama ve arojellerdir. Sol-jel yöntemi, yarı iletken özelliğe sahip nanokristallerin sentezinde, yüksek kuantum özellik kazandırılmasında, yuvarlak kabuklu malzeme elde edilmesinde tercih edilmektedir (Keledi ve ark, 2012).

Metal olmayan inorganik yapılı cam ve seramik malzemelerin elde edilmesi çok yüksek sıcaklıklarda çalışılması ile gerçekleşmektedir. Çeşitli yöntemlerle ile seramik ve camlar elde edilebilirken bu yöntemler arasında bu işlemi kolaylaştıracak ve daha düşük sıcaklıklarda çalışmayı mümkün kılacak sol-jel yöntemi de mevcuttur. Sol-jel yönteminin kullanılması, doğal olarak bulunmayan oksit bileşimine sahip malzemeler ile yeni bir bileşik oluşturulmak istenen ürünlere olanak sağlamaktadır (Pierre, 2020).

Sol, katı parçacıkların süspansiyon halindeki çözeltide bulunmasıdır. Katı parçacıkların sıvı içerisindeki dağılımı ve durumunu koruyan, Van Der Waals bağlarıyla bağlı durumudur. Jel, katı parçacıkların çözelti içerisinde genişlemesi ve bağlarındaki değişimlerle boyut ve görüntü farklılaşması sonucu oluşur. (Znaidi, 2010).

Sol yapısı ve içeriği gereği moleküllerin veya koloidal parçacıkların hazırlanan çözeltide askıda kalmaktadır. Solden jele geçiş ise parçacıkların ağ oluşumunu destekleyici sıvılarla karıştırılması ile oluşmaktadır (Arkles, 2001). Sol-jel tekniğinde kullanılan malzemeler, metal alkoksitler (ana malzeme), katalizörler ve diğer basamak çözücüler (alkoller) dir.

3.1.1. Metal oksitler

Teknikte kullanılmak istenen metal oksitlerin bileşik düzeyinde yapıları metalorganik olarak adlandırılır. Kimyasal yapıları Metal-oksijen-karbon bağları ile bağlı iken M (Kaplanmak üzere olan metal), R alkil gruplarını, x değişken valans değerini temsil

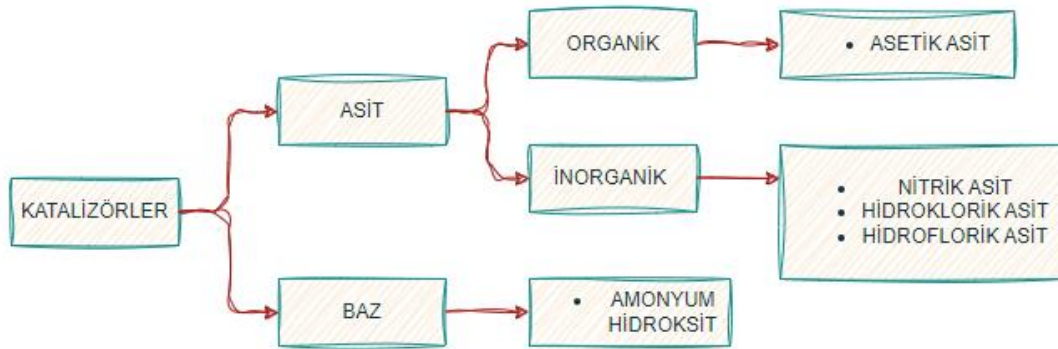
ederek formülasyonları $M(OR)X$ şeklindedir. Sahip oldukları yüksek elektronegatif OR ile reaksiyona katılma eğilimleri de fazladır (Brinker ve Scherer, 2013).

3.1.2. Alkoller

Alkoller, moleküllerine veya alkil gruplarına OH grubu bağlanması ile oluşmaktadır. $(C_nH_{2n})+(OH)$ yapısındaki n değişkeni farklı sayıları aldıkça oluşan alkol değişmektedir. Genel formüldeki n katsayısı 1 olduğunda metanol, 2 olduğunda etanol 3 olduğunda ise propanol elde edilmektedir. Alkoller, sol-jel yönteminde kullanılacak malzeme ile reaksiyona girerek metal oksiti çözmekte rol oynamaktadır (Brinker ve Scherer, 2013).

3.1.3. Katalizörler

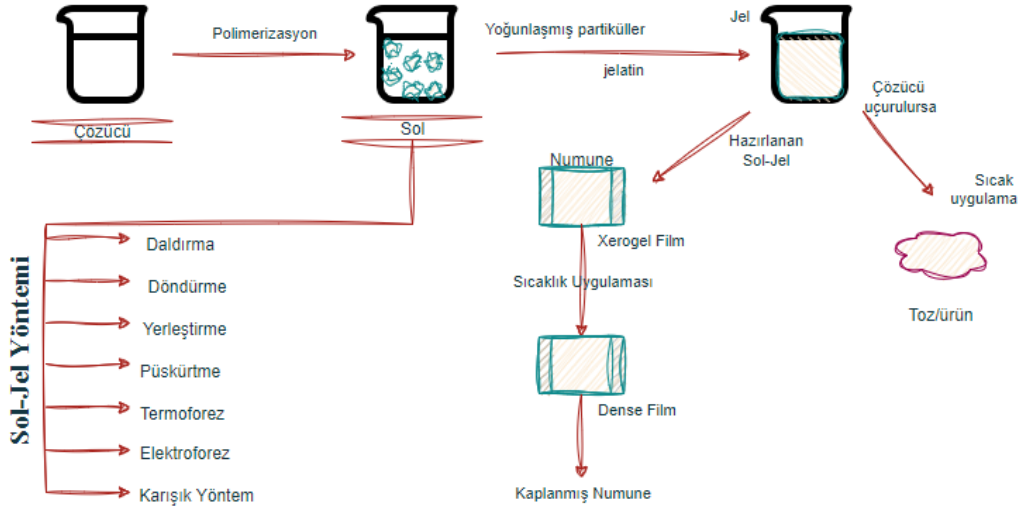
Reaksiyonların gerçekleşmesi esnasında olaya katılmayan fakat bu reaksiyonun hız parametresine etkileyerek hızlandıran maddelere katalizör denmektedir. Kullanılan malzemeye göre değişmekle birlikte asitler ve bazlar bu yöntemin katalizörleridir. Literatürde sıklıkla karşılaşılan katalizör sınıflandırılması Şekil 3.1.'deki gibidir.



Şekil 3.1. Katalizörlerin sınıflandırılması.

3.1.4. Sol-Jel oluşumu

Mekanizmadaki sol oluşumu malzemeler karıştırıldığında yoğunlaşma ve hidroliz olayları başlaması ile gerçekleşmektedir. Jel üretimini doğrudan etkileyen metal alkoksitlerin hidroliz ve yoğunlaşma reaksiyonlarının hızlarındaki değişimlerle polimer yapıları oluşumu gözlenmektedir. Reaksiyon hızlarını etkileyen parametreler pH, sıcaklık, su oranı, katalizörün türü ve konsantrasyonlarıdır (Türhan, 2000). Şekil 3.2.'de sol-jel oluşum akışı, sol-jel yöntemleri elde edilebilen ürünler verilmiştir.



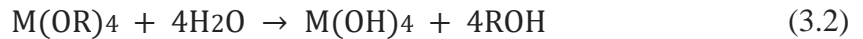
Şekil 3.2. Sol-jel mekanizması.

3.1.5. Hidroliz ve yoğunlaşma mekanizması

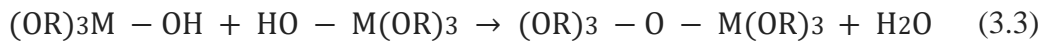
Hazırlanan çözeltilerde hidroliz reaksiyonunda hidroksil iyonları metal atomlarına bağlanmaktadır (Jones, 1989.; Türhan, 2000).



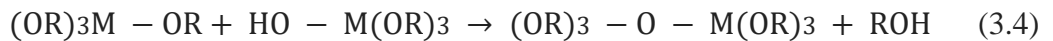
Yukarıdaki denklemde ROH alkol grubundan bir bileşiktir. Çözeltideki su ve katalizörlerle hidroliz tepkimesi gerçekleşirken OR grupları OH gruplarına dönüşmektedir:



Veya metal kısmen hidrolize olduğunda bitmektedir. Yoğunlaşma reaksiyonu ile kısmen hidrolize olan iki molekül oksijen köprüleri oluşturarak bağlanırlar:



Veya



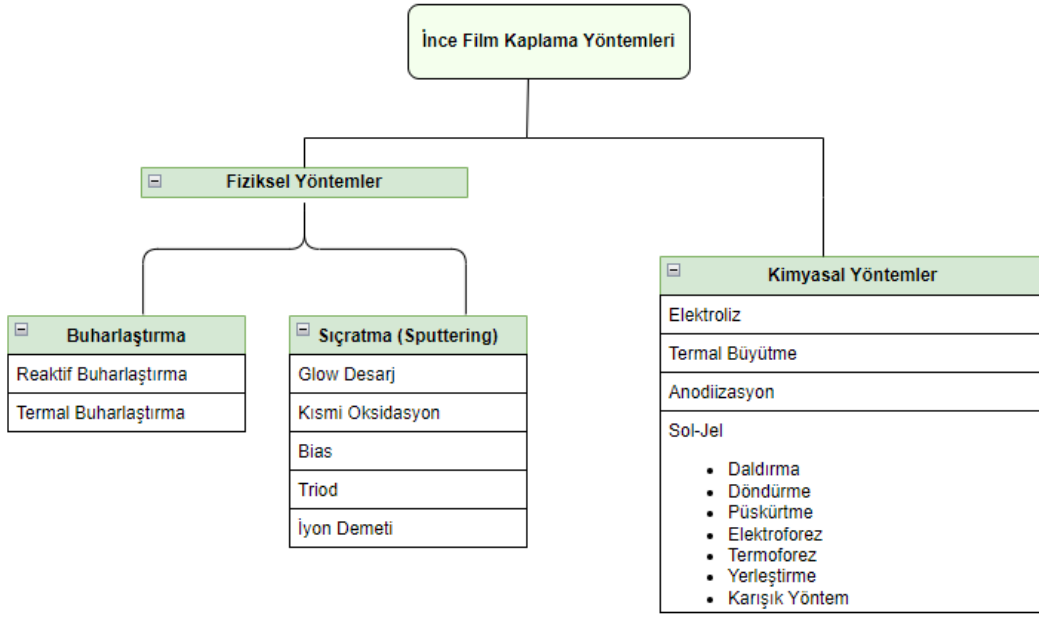
Yoğunlaşma reaksiyonlarında küçük yapıdaki molekül olan su veya alkol serbest bırakılır. Bu tepkimelerle monomerler birleşmesiyle oluşan uzun zincirli polimerler ile polimerizasyon gerçekleşmektedir (Brinker ve Scherer, 2013).

3.1.6. Jelleşme reaksiyonu

Oluşturulmak istenen tepkimede koloidal partiküller ve yoğunlaşmış metaller büyüyen demet yapısına benzer şekilde birbirine bağlanmaktadır. Bu esnada gözlemci tarafından çözeltinin demetin dağılarak jele dönüşümünü ve viskozitesindeki değişimindeki ani değişimi gözlemlenebilmektedir. Solden jele geçiş mekanizması 2 farklı yol ile oluşmaktadır. İşlemler neticesinde polimer partikülleri 3 boyutlu çapraz bağlı yapı gösterirken parçalı partiküllerin genişlemesiyle moleküller büyümektedir. Ürünün istenilen özelliklere yakın olarak elde edilmesi için reaksiyon hızı ve türünün doğru tespiti sağlanabilmektedir (Jones, 1989).

3.2. Sol-Jel Yöntemi ile Kaplama Türleri

Sol-jel yöntemi elde edilmek istenen özelliklere göre ince filmleri oluşturmayı mümkün kılmaktadır. İnce film, üç boyutlu malzemenin kaplanacak altlık üzerinde kalınlık boyutunun sıfıra çekilirken iki boyutlu limit halidir. Kullanılacak yöntem, malzeme cinsi ve çevresel etki gibi parametreler film özelliklerini doğrudan etkilemektedir. Film kaplama için hazırlanan yapıdaki iç gerilmeler filmin başta yoğunluğu olmak üzere pek çok özelliğini etkileyebilmektedir. 50-300 Å aralığındaki çok ince filmler süreksiz yapıdadır. 300-3000 Å aralığında olan orta kalınlıktaki filmler kütleli özelliğe daha yakın özellik göstermektedir. Kalın filmler ise dayanımı az, görüntü olarak buğulu ve boşluklu özellikler sunmaktadır. (Jones, 1989) İnce film kaplama yöntemleri aşağıda Şekil 3.3'de gösterilmiştir.



Şekil 3.3. İnce film kaplama yöntemleri.

İki ana gruba ayrılan yöntemde fiziksel yöntemde takip edilen uygulamalar malzeme buharlaştırılırken kimyasal yöntemde elektrik akımı, kimyasal reaksiyonlar veya termal etkilere maruz bırakılırlar.

Sol-Jel yönteminin avantajları aşağıdaki gibi sıralanabilir (Klein,1988):

- Filmler homojendir.
- Kaplama kalınlığı uygulamada kontrol edilebilir.
- Kaplamanın mikroyapısı kolaylıkla kontrol olanağı sunmaktadır.
- Kaplamalarda gözenekli yapı oluşmaktadır.
- Malzemelerin geometrileri ile kullanım açısından geniş yelpaze sunmaktadır.
- Düşük sıcaklıklarda da çalışma imkânı sunmaktadır.
- Kullanılacak malzemeler kimyasal olarak tehlikeli değil ise yöntem zararsızdır.
- Kaplama yöntemleri arasında uygulaması kolay olandır.

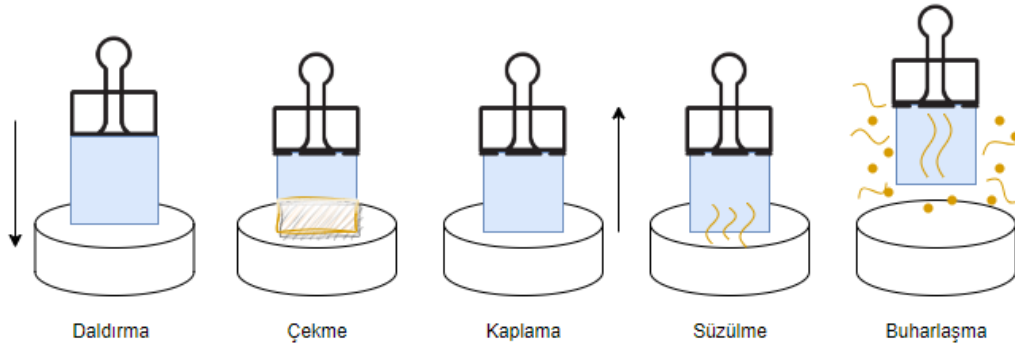
Avantajları bulunduğu gibi dezavantajları da söz konusudur (Klein, 1988).

- Sol malzemelerinin temin edilmesi ve maliyeti zorlayıcı olabilir.

- Kaplamada malzeme kayıpları fazla olabilir.
- Kimyasallar tehlikeli olabilir.

3.2.1. Daldırma yöntemi

Yöntemin esası kaplanmak üzere olan altlığın önceden hazırlanmış sol belirli bir hızla daldırılması sonrası o hızın korunarak solden çekilmesidir (Brinker ve Scherer, 2013). Bu yöntemde kaplanacak numunenin geçtiği aşamalar sırasıyla daldırılması, yukarıya çekilme, kaplama, süzülme ve buharlaşmadır. Daldırılan altlık sol içinde belirli müddet bekletilmektedir. Daldırmadaki hız ile çekme esnasındaki hız aynı tutularak yukarıya doğru çekilir. Süzülme işleminde altlığın üzerinden kaplanan sol süzülme işlemindedir. Son aşamasındaki buharlaşmada ise altlıktan süzülme işleminden kalan solün buharlaşarak azalması ve en son kuru jelin tabaka şeklinde kalmasıdır. Kuru jel kalan altlık sıcaklık uygulaması sonrası istenen film elde edilmektedir. Oluşan filmlerde kalınlığı etkileyen faktörlere örnek olarak sol viskozitesi, yerçekimi kuvveti, altlık yüzeyinde oluşan yüzey gerilimi, yüzey gerilimler değişimleri, sınır tabakası yüzey etkileşimi, birleşme ve ayrılma esnasındaki basınç örnek olarak verilebilir. Şekil 3.4'te işlem aşamaları görselleştirilmiştir.



Şekil 3.4. Daldırma yöntemi.

$$h = 0.94 \left(\frac{\eta u}{\gamma_{LV}} \right)^{1/6} \left(\frac{\eta u}{\rho g} \right)^{1/2} \quad (3.5)$$

Formülde:

- h: filmin kalınlığı
- η : sol viskozitesi

- γ_{LV} : sıvı buhar gerilmesi
- ρ : solün yoğunluğu
- u : altlığın sol içerisine daldırma hızı

Daldırma işleminde filmlerin yüzeyinden dışarı yönde yayılan sol ile buharlaşma doğru orantılıdır. Buharlaşma oranını veren denklem aşağıdaki gibidir:

$$m = k(p_e - p_i) \quad (3.6)$$

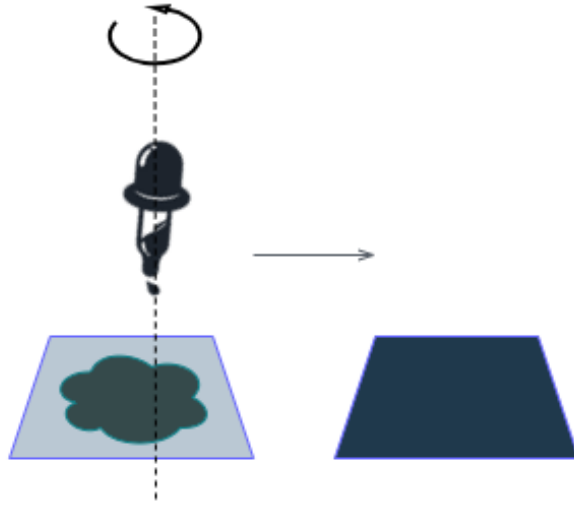
Bağlantıda;

- k ; kütle transfer katsayısı
- p_e ; denge halinde yüzeydeki basınç
- p_i ; birim mesafe uzaklıkta oluşan basınç

Yöntem tercihinde düzgün kaplama eldesi, katman sayısı gibi parametrelerin ayarlanabilmesi adına kalınlığın daldırma hızıyla kontrol edilmesine ve zor malzemelerin kaplamasına olanak sağlamaktadır.

3.2.2. Döndürme yöntemi

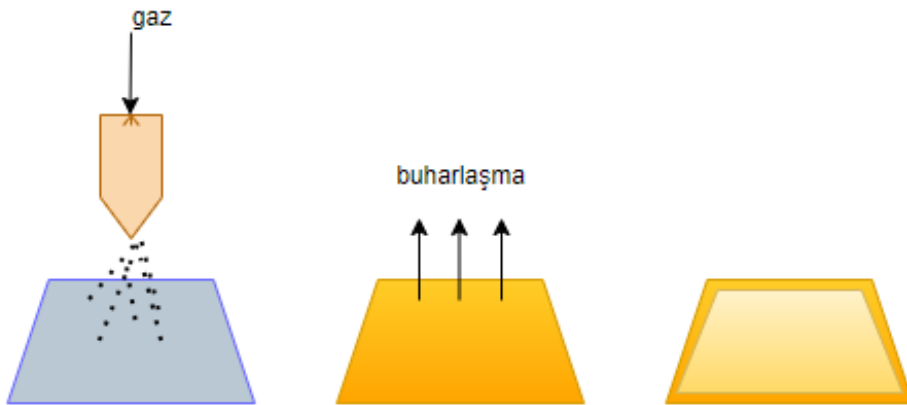
Döndürerek kaplama (spin coating) film tekniğinde cihaza kaplanacak altlık vakum ile sabitlenmektedir. Altlık yatay olarak tutulurken yukarıdan sol damlatılır, sol merkezkaç kuvveti ile kullanıcının değiştirebileceği parametreler bağlı şekilde yüzeye homojen bir şekilde yayılması esasına dayanmaktadır. Tekniği kullanmak isteyen araştırmacı, solün viskozitesine göre döndürme hızı ve benzeri parametreleri belirlemek adına işlemleri tekrarlayarak en uygun olan değeri elde eder. Diğer aşamada ıslak jel buharlaşma kısmına geçtikten sonra fırınlama ile film kaplama elde edilmektedir (João ve ark, 2012; Tyona, 2013). Döndürme yöntemi Şekil 3.4'te gösterilmiştir.



Şekil 3.5. Döndürme yöntemi.

3.2.3. Püskürtme yöntemi

Katı veya sıvı halde bulunan kaplayıcı malzeme belirli bir sıcaklıkta ve belirli enerjiye sahip atomik parçacıklar tarafından bombardımana uğrarsa altlık yüzeyinden atomları ayrılabilir. Püskürtme tabancası yardımı ile altlık malzeme üzerine solün püskürtülerek kaplanmaktadır (Stuart, 1983). Tabanca üzerindeki deliklerin sayısı ve boyutu ile püskürtme mesafesi ve hızı kaplamanın oluşumunu doğrudan etkileyen parametrelerdir (Zhao ve ark, 2006). Püskürtme yöntemi Şekil 3.6’da görsel olarak verilmiştir.



Şekil 3.6. Püskürtme Yöntemi.

3.2.4. Elektroforez yöntemi

Elektrik alanın etkisine bırakılan solün yüklü parçacıklarının göçü ve ayrılması esasına bağlı bir yöntemdir. Ayrılan parçacıklar aldıkları yükleri doğrultusunda elektrik alanda hareket etmesiyle katot ya da anotta toplanmaktadır. Altlığın sol ile kaplama kalınlığı, uygulanan potansiyelin uygulandığı süreyle birlikte değişmektedir. Bu yöntemde belirleyici kısım, kullanılan malzemelerin iletken olmasıdır (Brinker ve Scherer, 2013).

3.2.5. Termoforez yöntemi

Belirli bir sıcaklık uygulanan solün parçacıkları gradyanın etkisine dayalı yöntemdir. Bu esnada sol içerisindeki tanecikler sıcaklığın azaldığı yöne doğru kuvvete etki etmektedir. Taneciklerin kazanmış olduğu tanecikler belirli hızla kaplanacak yüzeye çarparak yapışmaktadır. Yöntemler arası kıyas yapıldığında daldırmaya göre daha yoğunluklu bir yapıdadır. Elektroforezde olduğu gibi iletken bir altlık şartı aranmamaktadır (Brinker ve Scherer, 2013).

3.2.6. Yerleştirme yöntemi

Kaplanmak istenen altlık yatay halde bulunurken altlığın kaplama malzemesinin üzerine serilmesi ile gerçekleşmektedir. Kaplama yüzeyinden çözücü buharlaşırken parçacıklar gravitasyon ve konveksiyon etkisiyle altlık üzerine çökmektedir. Bu sistemde önce büyük parçacıklar, daha sonra küçük parçacıklar yerleşmektedir. Parçacık sıralamasına göre kaplama söz konusudur. Film kalınlığı ise kurutma ile incelmektedir (Brinker ve Scherer, 2013).

3.2.7. Karışık yöntem

Bu yöntemde kaplanacak malzemeler, her katmanda yöntem değiştirilerek işlenmektedir (Brinker ve Scherer, 2013).

3.3. Sol-Jel Yöntemi ile Polimer Matrisli Kaplamaların Uygulanması

Sol-jel yöntemi ile hazırlanan UHMWPE polimeri metal altlık (316L/Ti6Al4V) malzemelerinin kaplama prosesinin aşamaları 3 kısımda incelenmektedir. İlk aşamada metal, araştırmacının belirlediği hızda sole daldırılarak belirlenen süre kadar sol içerisinde bekletilmektedir. Daldırılmış olan metalin yüzey alanı kadar sol ile kaplanması beklenmelidir. Ardından yüzeyde sol biriktirilir ve aynı hızda metal yukarıya doğru çekilirken kaplama hareket doğrultusunda yüzeye sürülür. Bu esnada

fazla sol yerçekimi doğrultusunda tabakadan ayrılmaktadır. Kaplanan yüzey ıslak jel kıvamında olup çözücünün buharlaştırılarak elde edilmesi beklenen ince film oluştuğu gözlenmektedir.

3.4. Deneyde Kullanılan Malzemeler

3.4.1. 316L Paslanmaz Çelik

İmplant malzemeleri olarak 316L Paslanmaz Çelik levhalar temin edilmiştir. Çalışmaların yürütülmesi için Nurhan metal firmasından temin edilen altlık malzemeleri 20mm×20mm×3mm ve 10mm×10mm×3mm olmak üzere iki farklı boyutlarda kesilmiştir. Altlık malzemeleri 316L Paslanmaz çelik ve Titanyum alaşımı olarak Ti6Al4V (Grade 5) alaşımı tercih edilmiştir. 316 L paslanmaz çeliğin kimyasal bileşenleri aşağıdaki Tablo 3.1’deki gibi verilmiştir.

Tablo 3.1. 316 L Paslanmaz çeliğin kimyasal bileşimi.

Bileşim	C	Cr	Ni	Mo	Si	Fe	Mn	S	P
Ağırlıkça	0,021	16,82	11,5	2,44	0,406	66,19	1,50	0,0478	0,0338

3.4.2. Ti6Al4V alaşımı

İmplant malzemeleri olarak Ti6Al4V alaşımı levhalar temin edilmiştir. Çalışmaların yürütülmesi için Nurhan metal firmasından temin edilen altlık malzemeleri 20mm×20mm×3mm ve 10mm×10mm×3mm olmak üzere iki farklı boyutlarda kesilmiştir. Altlık malzemeleri 316L Paslanmaz çelik ve Titanyum alaşımı olarak Ti6Al4V (Grade 5) alaşımı tercih edilmiştir. Ti6Al4V alaşımının kimyasal bileşenleri aşağıdaki Tablo 3.2’deki gibi verilmiştir.

Tablo 3.2. Ti6Al4V alaşımının kimyasal bileşimi.

Bileşim	Ti	V	Al	O
Ağırlıkça	<90	4	6	<0.13

3.4.3. Kaplamada kullanılan malzemeler

UHMWPE: Kaplama için kullanılan Sigma-Aldrich firması tarafından üretilen UHMWPE tozu 106 – 6,106 g/mol moleküler ağırlığındadır.



Şekil 3.7. Kullanılan UHMWPE polimeri

Alümina Tozu: Alüminyum Oksit (Al_2O_3) Kentkimya firmasından temin edilen 99,5+% saflıkta 1-10 μ boyutlarındadır.



Şekil 3.8. Kullanılan Alümina tozu.

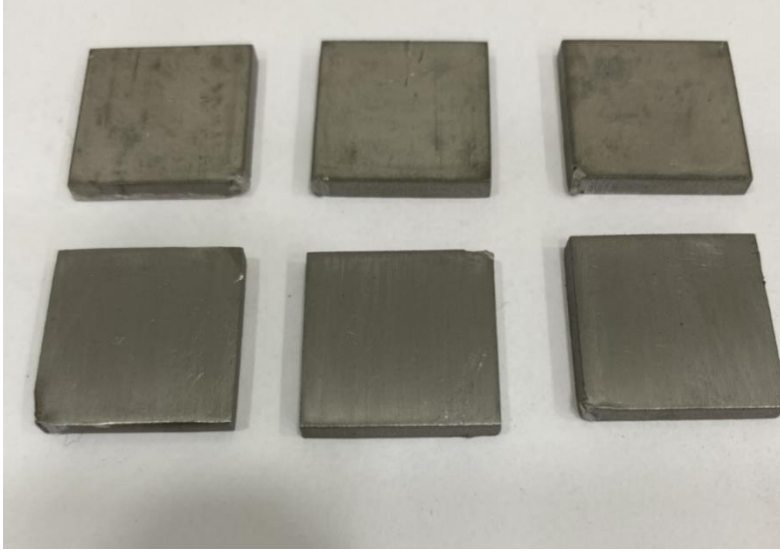
Dekahidronaftalin: Sigma-Aldrich firması tarafından temin edilmiştir. Dekalin (decahydronaphthalene) çevrimli ve doymuş olan bir hidrokarbondur. Kimyasal formülü C₁₀H₁₈ olan, katalizör eşliğinde erimiş naftaline hidrojen ilavesiyle elde edilen, aromatik kokulu, renksiz ve kaynama sıcaklığı 175-205 °C olan bir kimyasaldır. Birçok reçine türevi için çözücü olarak kullanılabilen ticari olarak satılan türü, cis ve trans izomerlerinin bir bileşimidir (Gooch, 2010; Sun ve ark, 2006).

3.5. Altlık Malzemelerinin Kaplanması

3.5.1. Kaplama için altlıkların hazırlanması

İmplant malzemeleri olarak seçilen; 20mm×20mm×3mm ve 10mm×10mm×3mm olmak üzere kesilen iki farklı boyuttaki kare Ti6Al4V alaşımı ve 316L Paslanmaz Çelikler altlıklar kesim işleminden kalan köşelerinde bulunan çıkıntılar törpülenmiştir.

Büyük ve küçük kare metal altlıklar kaplama öncesi yüzey hazırlıklarında 60-120 grid SiC zımparalar ile yönlü hareketlerle zımparalanmıştır. Zımpara kalıntılarının kaldırılması ve yüzey temizliği için kaplama öncesi QSONİCA markalı sonikatör yardımıyla sırasıyla aseton, etil alkol ve saf su ile yıkanmıştır. Cihazda kullanılan parametreler pulse değeri 05:03, amplitude %50, time 00:15:00 olacak şekilde girilmiştir. Altlıklar temizlik sonrası 80°C etüvde 1-2 saat kurutmaya bırakılmıştır.



Şekil 3.9. Altlık malzeme örnekleri.

3.5.2. Kaplama için tozların hazırlanması

Kaplama yapılabilmesi için belirlenen oranlardaki malzeme ve iki farklı malzemenin homojen karışımı ve kompozit malzeme hazırlanması için tozlar ilk aşamada hassas terazi yardımıyla ölçülmüştür. 50 mL için hazırlanan oranlar; 1 Gram UHMWPE, 1 Gram UHMWPE'e 0,1 Gram Alümina ilaveli, 1 Gram UHMWPE + 0,5 Gram Alümina ilaveli olmak üzere tartılmıştır. 150 mL beherin içerisinde tartılmış olan tozlar 100mL Etanol içerisinde Amplitude %40, time 10/5s sonikatör ile çalıştırılmıştır. Çalışma esnasında 15 dakika 1000 rpm manyetik karıştırıcı ile karıştırılarak ikinci farklı malzeme eklenerek 60 dakika karıştırılmıştır.



Şekil 3.10. Kullanılan sonikatör cihazı ve hazırlanan karışım.

Daha sonra beher içerisindeki hazırlanan etanollü karışım 80°C etüvde 24 saat kurutulmuştur.



Şekil 3.11. Kurutma için kullanılan etüv.

316L paslanmaz çelik ve Ti6Al4V alaşımı olan metal altlıkların daldırılmalı kaplama amacıyla TEKNOSEM markalı, TDC-10 model dip-coater cihazı ile gerçekleştirilmiştir. Metal altlıkların yüzeylerinin kaplanması için cihazın ucunda

bulunan mandal yapının rahat bir şekilde hazırlanan sol-çözeltilerin içerisinde daldırılabilmesi adına uygun genişliğe sahip beherler seçilmiştir. Cihazın alt tabanına manyetik karıştırıcı yerleştirilmiştir. Cihaz sayesinde çözeltilere batan metalin eşit hızlarda yukarıya doğru çekilerek fazla solden ayrılması sağlanmaktadır. Deney esnasında cihaz manuel modda iken 50mm/dk hız ile çalıştırılmıştır.

Kaplanan metal altlıklar mandaldan alınarak yoğun jelin daha homojen yayılımı amacıyla yatay düzlemde oda sıcaklığında 15 dakika tutulmuştur. Daha sonra altlıklar 100°C'deki etüvde 5 saat kurutulmuştur.



Şekil 3.12. Kaplama çalışmaları.

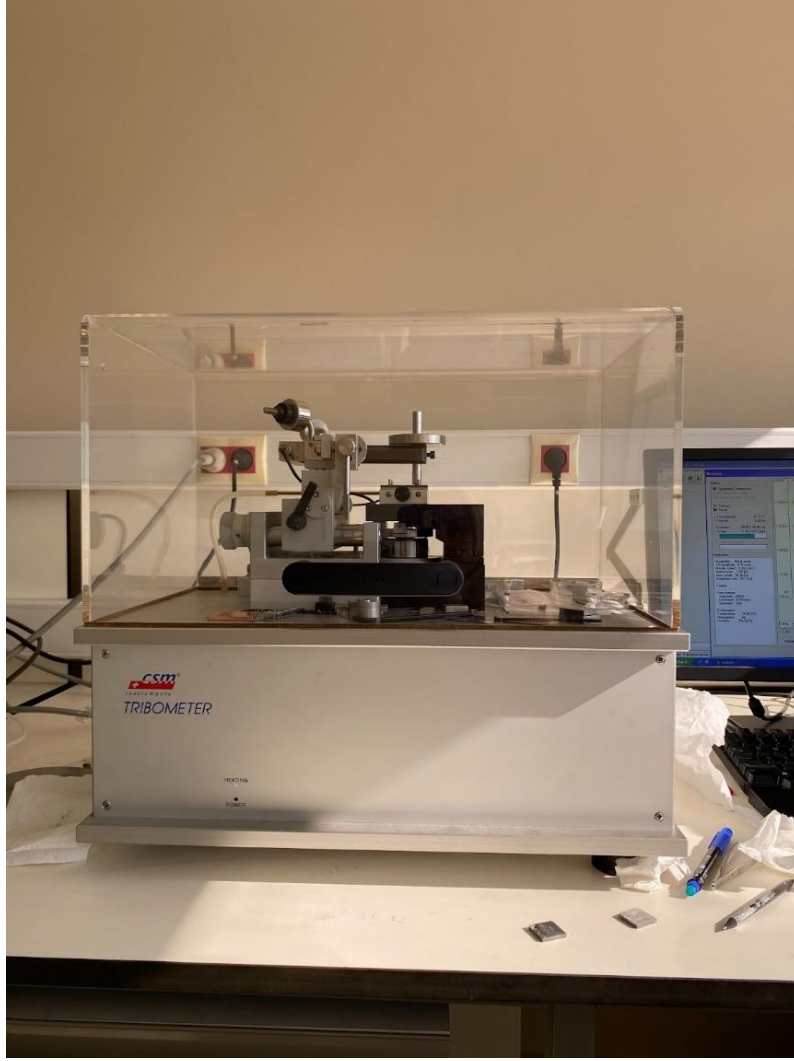


Şekil 3.13. Kaplama çalışmaları.

3.6. Karakterizasyon ve Testler

3.6.1. Tribolojik test

316L paslanmaz çelik 20mmx20mmx3mm boyutlarında kesilen numuneler kuru kayma şartlarında yapılan aşınma deneyleri oda şartlarında 2N' luk normal yük altında doğrusal zıt yönlü düzlem/bilye aşınma (ball-on-disk) yöntemiyle yapılmıştır. Karşı aşındırıcı malzeme olarak 6mm çaplı Al₂O₃ bilye kullanılmıştır. Tribometre cihazı Şekil 3.14'te verilmiştir (Yıldırım ve Şenel, 2017).



Şekil 3.14. Tribometre cihazı.

Bilyenin seçilmiş parametreler doğrultusunda deney gerçekleşmesi esnasında bilgisayar tarafından kaydedilmektedir. Deney için seçilmiş parametreler Tablo 3.3 belirtildiği gibidir.

Tablo 3.3. Kuru Aşınma Deney Parametreleri.

Birim	Parametre	Değer
cm/s ⁻¹	Aşınma Hızı	8
m	Aşınma Mesafe	50
mm	Aşınma İzi	10
s	Aşındırma Süresi	991,3
°C	Ortam Sıcaklığı	25±5
%	Ortam Nemi	30±5

Tribolojik teste başlarken kontrol ve işlem görmüş numuneler üzerinde denemeler yapılmış altlıkların ball-on-disk mekanizmasıyla doğrusal olarak alınmış aşındırılmış yüzey görüntüsü Şekil 3.15’de verilmiştir.



Şekil 3.15. Altlıkların aşınma denemeleri sonrası görüntüsü.

3.6.2. Biyokorozyon testi

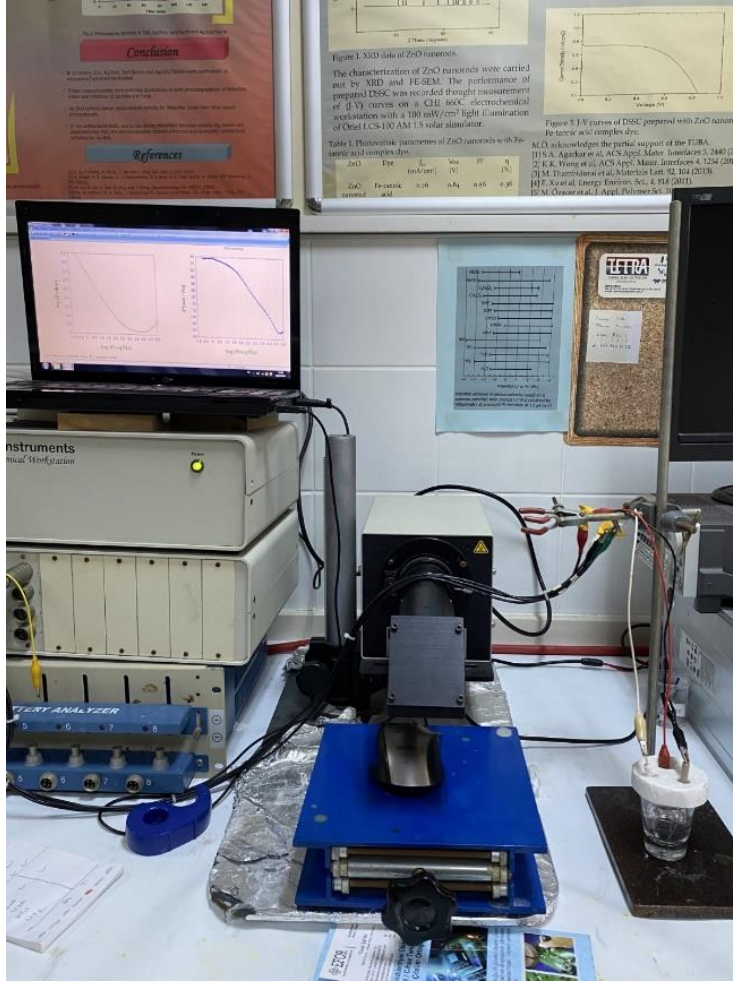
Çalışmada elektrokimyasal analizlerden biyokorozyon testi için yapay vücut sıvısı içerisinde Potansiyotat (CH Instrument, Electrochemical Workstation) cihazı ile ölçüm alınmıştır. Elektrokimyasal korozyon ölçümünde 3-elektrotlu hücre düzeneği ; çalışma elektrodu (w), referans elektrot (r) ve karşı elektrot (c) olmak üzere kurulmuştur. Karşı elektrot olarak platin çubuk (CHI116), referans elektrot olarak Ag/AgCl (CS901), çalışma elektrodu olarak numune kullanılmıştır. Biyokorozyon analiz ve çıktılarının alınabilmesi bilgisayar programı yardımıyla gerçekleştirilmiştir (CH Instrument). Bütün deneyler oda sıcaklığında gerçekleştirilmiştir. Metal altlıklar önceden hazırlanmış pH değeri 7.4 olan SBF içerisinde 1.gün ve 7.gün örnekleri alınmıştır.

Tablo 3.4. SBF içerisindeki iyon dağılımı.

İyon	Konsantasyon (mmol/L)
Ca ²⁺	2.2
HPO ₄ ²⁻	0.8
Na ⁺	140.3
Cl ⁻	148.0
Mg ²⁺	1.3
K ⁺	5.3
SO ₄ ²⁻	0.5
HCO ₃ ⁻	4.0

Çalışma elektroduna yerleştirilen metal altlıklar sırasıyla aralık değerleri girilerek Nyquist diyagramı ve Tafel eğrileri alınmıştır. Sakarya Üniversitesi’nde 718 no’lu Fizikokimya Laboratuvarında bulunan CH Instrument markalı Elektrokimyasal ölçüm

cihazı Şekil 3.16’da verilmiştir. Elektrokimyasal ölçüm düzeneğinde elektrot düzeni Şekil 3.16’da gösterildiği gibidir.



Şekil 3.16. Elektrokimyasal test cihazı.

3.6.3. FTIR analizi

FTIR (Fourier Dönüştürümlü Kızıl Ötesi Spektrometresi) kaynağı kızıl ötesi ışık olan ölçülmek istenen numunenin ışığı soğurması ile yapısında moleküler düzeydeki değişimleri tespit eden analizdir. Üretilmiş veya hazırlanmış toz malzemelerin (saf veya kompozit) organik yapı ve fonksiyonel grup, titreşim gibi spesifik tayinlerin yapılmasını sağlayan analizdir. Gerçekleştirilen çalışmada kaplama malzemelerinin toz numuneleri Sakarya Üniversitesi Kimya laboratuvarındaki Perkin Elmer markalı Spektrum 100 modeli FTIR Spektrofotometresi yardımıyla 400 ila 4000 cm^{-1} aralığında taranmıştır. UHMWPE ve UHMWPE- Al_2O_3 karışımlarının polimer ve metal oksit etkileşimlerini literatürden faydalanılarak spektrum yorumlanmıştır. Çalışmaya ait FT-IR cihazı ve Spektrumu sırasıyla Şekil 21.1.’de verilmiştir.



Şekil 3.17. FTIR spektrofotometre cihazı.

3.6.4. Yüzey pürüzlülüğü ölçümü

Kaplama ve yüzey çalışmalarında pürüzlülük parametresi değişimlerin incelenebilmesi için önemli bir parametredir. Çalışmada kaplama öncesi ve sonrası yüzeydeki değişim hakkında bilgi edinmek için yapılmıştır. Yüzey pürüzlülüğü testi, Mitutoyo marka SurfTest SJ 210 model cihaz ile gerçekleştirilmiştir. Testte kullanılan parametreler Tablo 3.5'te verilmiştir. Cihaz düz zemine yerleştirilmiş altlıklarda cihazın ölçüm kısmına denk gelecek şekilde sabitlenmiştir. (Gadelmawla ve ark, 2002) Ortalama yüzey pürüzlülüğü ifade eden Ra değeri, ortalama çizgisi üzerinden yüzeydeki yükselti değer değişimlerinin aritmetik ortalamasıdır.

Tablo 3.5. Yüzey pürüzlülüğü test parametreleri.

Parametre	Değer
Ölçme Hızı, mm/s	0,25, 0,5, 0,75
Ölçme Kuvveti, Mn	0,75
Uç	Elmas
Kesme Uzunluğu, mm	0,08, 0,25, 0,8, 2,5
Değerlendirme Uzunluğu	0,3-16 aralığı

3.6.5. SEM-EDS

Taramalı elektron mikroskobu (SEM), çalışma numunelerinin yüzey görüntülerini almayı sağlayan odaklanmış elektron demeti prensibi ile çalışan mikroskoptur. Numune yüzeyinde bulunan atonlarla etkileşen elektronlar sayesinde yüzey bilgisi ve kompozisyonunu ortaya çıkaran sinyaller dedektörlerce algılanarak bilgi işleme/bilgisayar ünitesine gönderilerek görüntü oluşmaktadır. EDS analizi ise belirlenmiş bölge, nokta gibi yerlerin X-ışını haritalanması ve bu bölgede kalitatif/kantitatif element analizini sunmaktadır. Çalışmada kaplama tribolojik test öncesi (SEM-EDS) karakterizasyon ve görüntüleri ARUM Merkezi laboratuvarının JEOL JSM 5600 markalı SEM cihazı ile gerçekleştirilmiştir. Tribolojik test sonrası SEM analizi Gebze Teknik Üniversitesinde gerçekleştirilmiştir.

3.6.6. Biyouyumluluk (MTT) testi

İmplant malzemeleri için mekanik özelliklerinin yanında vücut içerisindeki tepkilerinin incelenmesi adına biyouyumluluk özelliği de oldukça önemlidir. Vücut içerisinde kullanılmak üzere malzemenin etrafını çevreleyen dokular ile etkileşimi sonucu canlılığı destekleme, iltihap oluşumu, çökme vb. istenmeyen tepkilerin oluşup-oluşmayacağı için biyouyumluluk testlerinin yürütülmektedir (Ratner, 2015). Çalışmada uygulanan biyouyumluluk testi İstanbul Yeni Yüzyıl Üniversitesinde Yaşam Bilimleri Laboratuvarında, standartlardan ISO 10993-5'e uygun olarak L929 fare fibroblast hücreleri kullanılarak MTT sitotoksite testi yapılmıştır. Testte kullanılacak altlıklar örnek alım öncesinde sterilizasyon için otoklavlanmıştır. Temizliği gerçekleştirilen altlıklar 5 ml FBS'siz DMEM F12 besiyeri içerisinde bulunacak şekilde falkonlara koyulmuştur. Daha sonra falkonlar 37 °C'de 7 gün inkübsayona bırakılmıştır. Falkonlardan 1., 4., ve 7. günlerde besiyerlerinden 1 ml örnekler alınmıştır. Dondurulmuş olan L929 (fare fibroblastı) hücreleri deney öncesinde aktive edilmiştir. Aktivasyon aşamalarında çözünmüş haldeki hücreler 4 ml besiyeri eklenerek 1000 rpm 5 dakika santrifüj edilmiştir. Santrifüj sonrası üst faz dökülerek besiyeri 5 mL tamamlanarak 25cm²lik flaska aktarılarak inkübatöre bırakılmıştır. Mikroskop incelemesiyle Flask yüzeyinin %80 dolacak şekilde kaplandığında hücre sayım işlemlerine geçilmiştir. 1 mL tripsin-EDTA solüsyonu eklenip inkübasyon sonrası mikroskopla hücrelerin yüzeyden kalktığı gözlemlenmiştir. Flaska 2 mL besiyeri eklenerek 15 mL'lik falkona aktarılıp santrifüj edilmiştir. Falkonun dibinde pelet halindeki hücreler besiyer içinde homojen dağılımı

için dikkatli bir şekilde pipetaj yapılmıştır. Sayım için ependorfa sırasıyla tripan mavisi, besiyeri ve hücre eklenerek karışım elde edilmiştir. Thoma lamına ependorfa hazırlanmış olan karışımdan damlatılmıştır.

Sayımı gerçekleştiren hücreler toplamı 1 milyon iken kuyucuk başına 100 µl'de 10,000 hücre düşebilmesi için kalan pelet besiyerle 10 mL'ye tamamlanmıştır. Hücreler önceden planlanan düzene göre 96 kuyucuklu mikropalakalara 100 µl ekilerek 24 saat inkübe edilmiştir. Mikroskopta inkübasyon sonrası kuyucuklardaki hücre artışları incelenmiştir. Önceden alınmış 1., 4. ve 7. günün numuneleri kuyucuklardan besiyer çekilerek üzerine 100'er µl eklenmiştir. Kuyucuklara ekimi gerçekleştiren hücreler 24 saat inkübe edilmiştir.

Numuneler eklenmesiyle 24 saat inkübe edilen kuyucuklara 10mg/mL olarak hazırlanan ana stoktan 10 µl MTT ilave edilerek 3,5-4 saat inkübe edilmiştir. MTT solüsyonu eklendikten sonra formazan kristalinin oluşumu incelenmiştir. Oluşan formazan kristallerini çözülmesi amacıyla kuyucuklardan örnekler çekildikten sonra 100 µl DMSO eklenmiştir. DMSO eklenen 96 kuyucuklu mikropalaka alüminyum folyo kaplanarak 15-20 dakika karanlıkta bekletilmiştir. Deneyin devamında mikropalaka ELISA plaka okuyucu cihazında okutularak, kuyucuklardaki absorbans değerleri alınmıştır.

$$\%Canlılık = \left(\frac{\text{Numune Absorbansı}}{\text{Kontrol Absorbansı}} \right) \times 100 \quad (3.7)$$

4. SONUÇLAR

Deneysel çalışmalar esnasında ve sonuçlarının değerlendirilmesinde doğru ve rahat çalışmak adına numuneler içeriklerine göre kodlanmıştır. Değerlendirme de kullanılan kodlamalar aşağıdaki gibidir.

Tablo 4.1. Deneyde kullanılan oranlar.

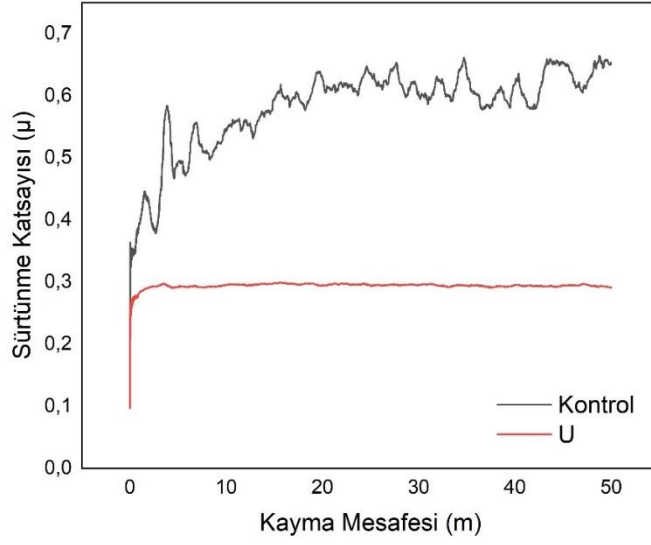
50 mL için Hazırlanan Kodlamalar	
U	1 Gram UHMWPE içeren kaplama
UA1	1 Gram UHMWPE + 0,1 Gram Alümina içeren kaplama
UA2	1 Gram UHMWPE + 0,5 Gram Alümina içeren kaplama

Kaplamasız kontrol altlıkları (316L paslanmaz çelik, Ti6Al4V), U, UA1 ve UA2 numuneleri olmak üzere 8 farklı değerlendirme mevcuttur.

4.1. Tribolojik Test Sonuçları

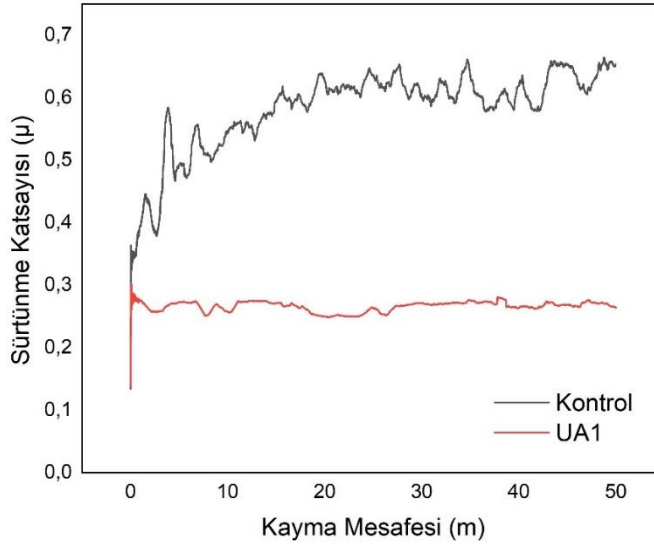
20mmx20mmx3mm boyutlarında kesilen numuneler kuru şartlarda 2N yük altında linear modda incelenmiştir. Karşı aşındırıcı yüzey olarak 6mm alümina top kullanılmıştır. 316L paslanmaz çelik ve Ti6Al4V altlıklar için 3 farklı kaplama olan U, UA1 ve UA2 olmak üzere sırasıyla karşılaştırmalı olarak incelenmiştir. Şekil 4.1'de Kaplamasız olan kontrol numunesine karşın U kodlu kaplamaya sahip olan numunenin sürtünme katsayı grafiği verilmiştir. Ölçüm verileri ve çıktıları sonucu kontrol numunesine kıyasla sürtünme katsayısı %49,57 azaltmıştır.

316L paslanmaz çeliğe ait U, UA1 ve UA2 numunelerinin ayrı ayrı kontrol numunesi ile kıyaslandığı sürtünme katsayı grafiği Şekil 4.1, Şekil 4.2 ve Şekil 4.3'te verilmiştir.



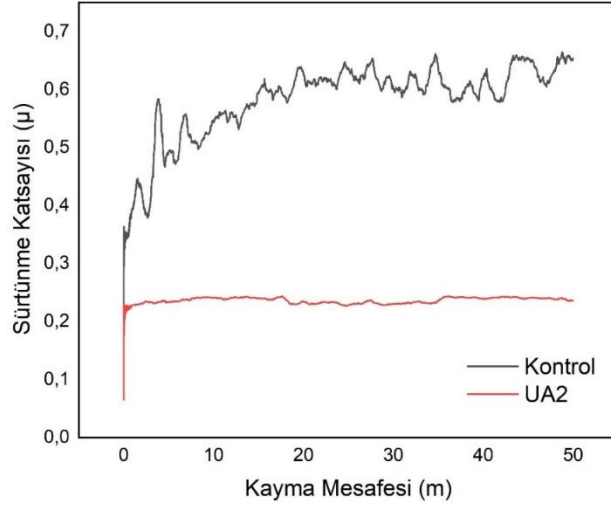
Şekil 4.1. 316L altlığın kaplamasız-U kodlu sürtünme katsayı grafiği.

Şekil 4.1'de verildiği üzere U kodlu kaplama kontrol numunesine göre sürtünme katsayısını %49,57 azaltmıştır.



Şekil 4.2. 316L altlığın kaplamasız-UA1 kodlu sürtünme katsayı grafiği.

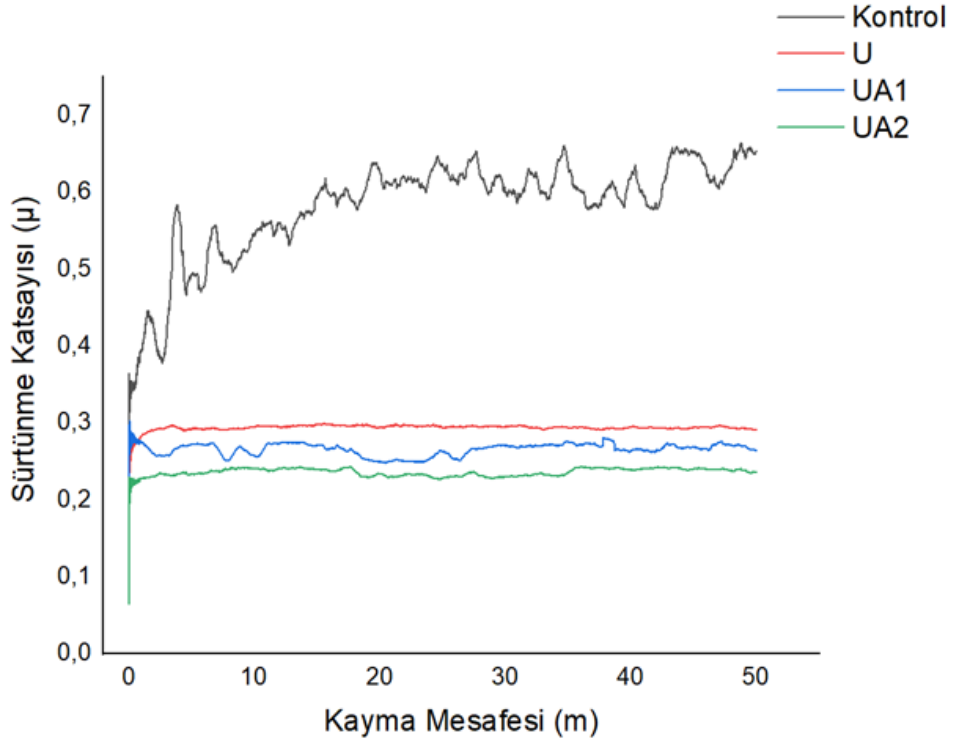
Ölçüm verileri sonucu Şekil 4.2'de verildiği üzere UA1 numunesinin kontrol numunesine göre sürtünme katsayısını %53,52 azaltmıştır.



Şekil 4.3. 316L altlığın kaplamasız-UA2 kodlu sürtünme katsayı grafiği.

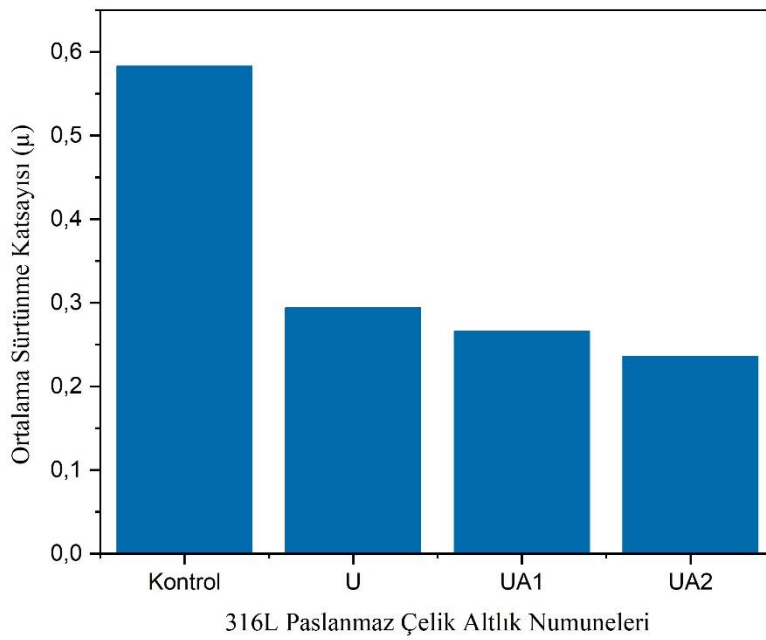
Ölçüm verileri sonucu Şekil 4.3'te verildiği üzere UA2 numunesinin kontrol numunesine göre sürtünme katsayısını %59,35 azaltmıştır.

316L paslanmaz çeliğe ait kontrol, U, UA1, UA2 numunelerinin sürtünme katsayı grafiği Şekil 4.4'te ve bu değerlerle elde edilen sütun grafiği Şekil 4.5'te verilmiştir.



Şekil 4.4. 316L paslanmaz çeliğin sürtünme katsayısı grafiği.

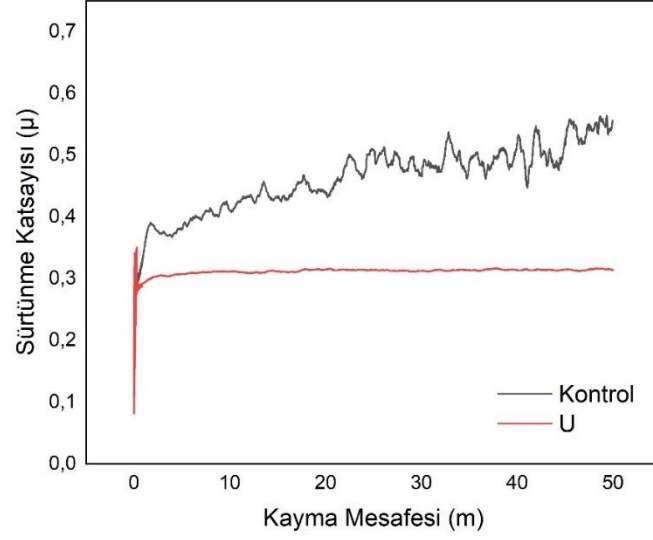
Uygulanan 3 farklı içeriğe sahip kaplamalar ve kontrol numesi olarak işlem görmemiş 316L paslanmaz çelik altlık test edilmiştir. Şekil 4.4'te siyah renkli kontrol numunesi kaplamasız 316L paslanmaz çeliktir. Sadece UHMWPE uygulanmış kaplama sürtünme katsayısını oldukça düşürmüştür. UHMWPE polimerine eklenmiş ağırlıkça % (0,2/2) alümina katkılı kaplamalarda sürtünme katsayısı düşüren bir davranış göstermiştir. 316 L Paslanmaz Çelik altlığa uygulanmış kaplamalarda U, UA1 ve UA2 numuneleri sırasıyla kontrole sürtünme katsayısını %49,57, %53,52, %59,35 azaltarak ve iyileştirdiği gözlemlenmiştir.



Şekil 4.5. 316L altlığın ortalama sürtünme katsayısının sütun grafiği.

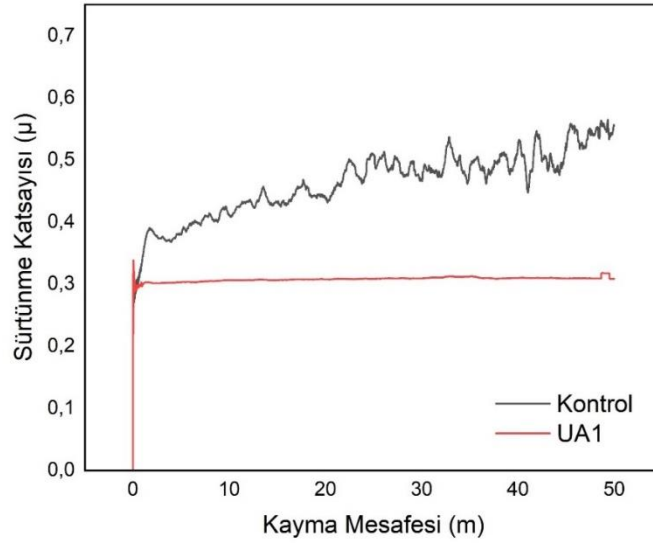
Test verileri ile oluşturulan Şekil 4.6'daki 316L altlığa uygulanan kaplamaların sürtünme katsayıları üzerindeki azalışını göstermiştir.

Ti6Al4V alaşım altlığa ait U, UA1 ve UA2 numunelerinin ayrı ayrı kontrol numunesi ile kıyaslandığı sürtünme katsayı grafiği Şekil 4.6, Şekil 4.7 ve Şekil 4.8'de verilmiştir.



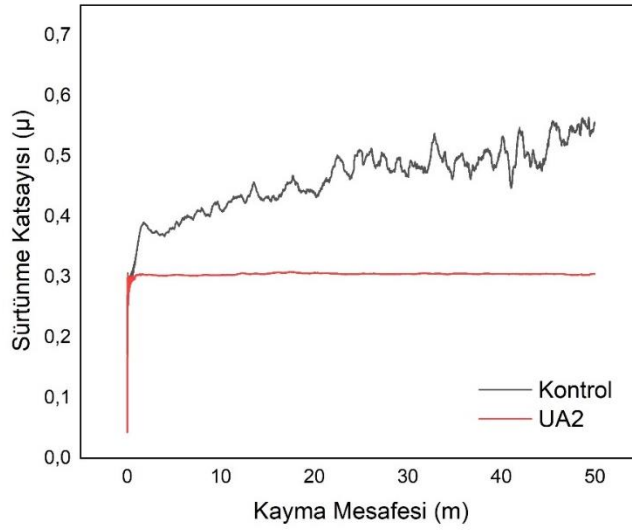
Şekil 4.6. Ti6Al4V altlığın kaplamasız-U kodlu sürtünme katsayısı grafiği.

Ölçüm verileri sonucu Şekil 4.6’da verildiği üzere U numunesinin kontrol numunesine göre sürtünme katsayısını %32,47 azaltmıştır.



Şekil 4.7. Ti6Al4V altlığın kaplamasız-UA1 kodlu sürtünme katsayısı grafiği.

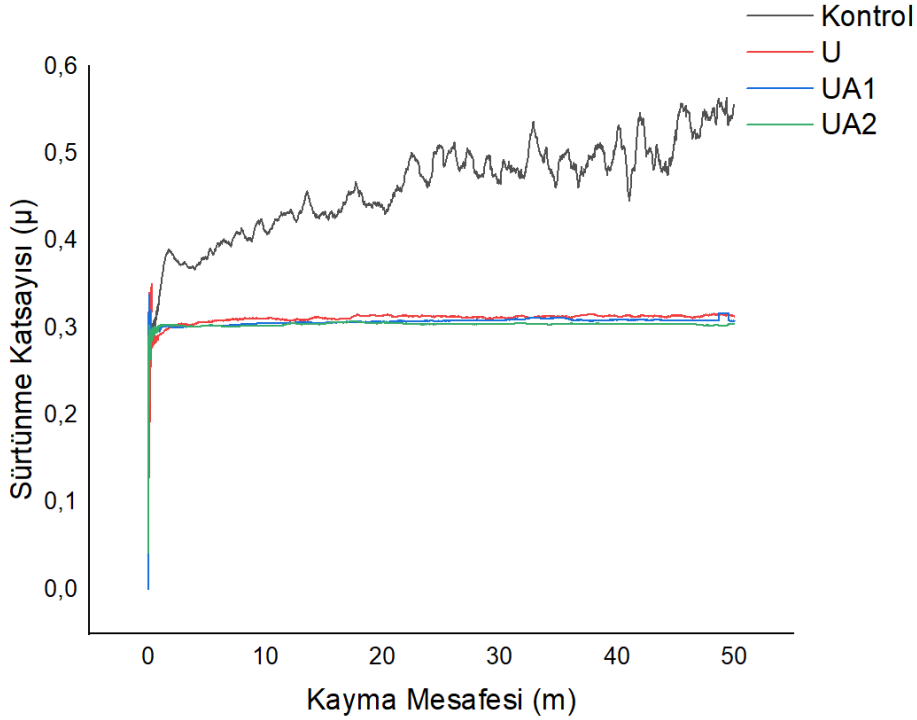
Ölçüm verileri sonucu Şekil 4.7’de verildiği üzere UA1 numunesinin kontrol numunesine göre sürtünme katsayısını %33,33 azaltmıştır.



Şekil 4.8. Ti6Al4V altlığın kaplamasız-UA2 kodlu sürtünme katsayı grafiği.

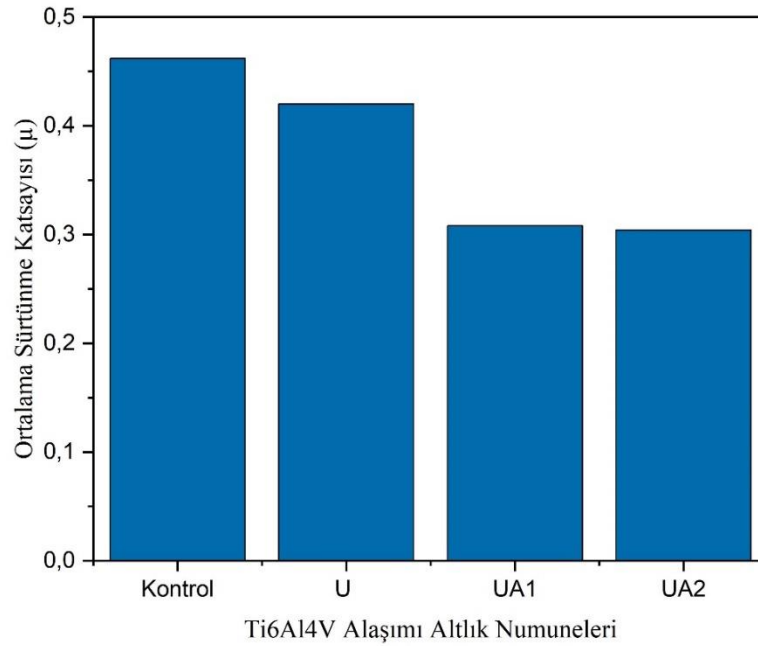
Ölçüm verileri sonucu Şekil 4.8’de verildiği üzere UA2 numunesinin kontrol numunesine göre sürtünme katsayısını %34,20 azaltmıştır.

Ti6Al4V alaşımının kontrol numunesi ve 3 farklı kaplamasının sürtünme katsayı grafiği Şekil 4.9’da verilirken değerlerle elde edilen sütun grafiği Şekil 4.10’da verilmiştir.



Şekil 4.9. Ti6Al4V altlığın sürtünme katsayısı grafiği.

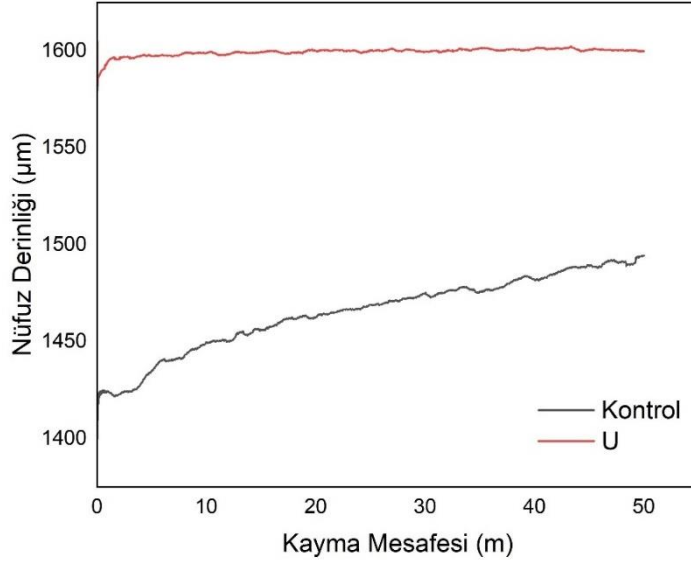
Ti6Al4V alaşım altlığa UHMWPE uygulanmış kaplama sşrtşnme katsayısını oldukça dşşşrmşştşr. UHMWPE polimerine eklenmiş aęırlıkęa %0,2 ve %2 alşmina katkılı kaplamalarda kontrole kıyasla sşrtşnme katsayısı dşşşren bir davranış gşstermiştir. Alşmina katkılı kaplamalara kendi aralarında kıyaslandığında birbirine yakın bir iyileşme gşzlenmiştir. Ti6Al4V altlığa uygulanmış kaplamalarda U, UA1 ve UA2 numuneleri sırasıyla kontrole sşrtşnme katsayısını %32,47, %33,33, %34,20 azaltarak iyileştirdiği gşzlemlenmiştir.



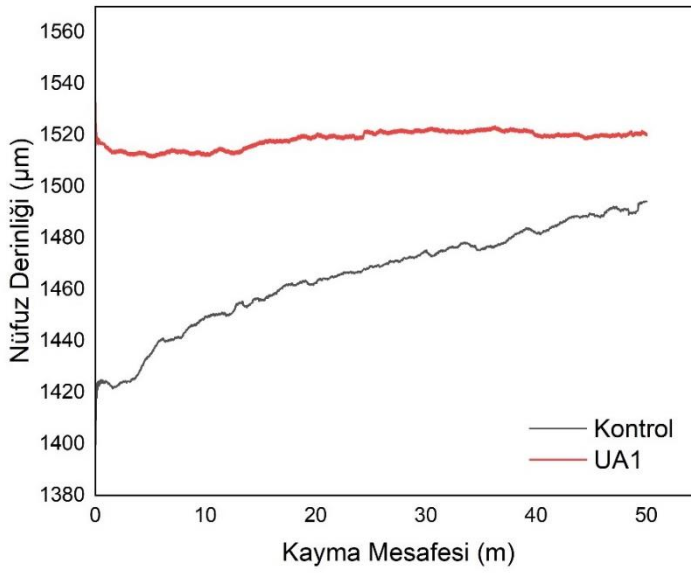
şekil 4.10. Ti6Al4V altlığın ortalama sşrtşnme katsayısının sştşn grafiği.

Ti6Al4V alaşım altlığa ait test verileri ile oluşturulan şekil 4.10'daki sştşn grafiği ile kaplamaların sşrtşnme katsayıları ęzerindeki azalışını gşsterilmiştir. Kontrole gşe UA1 ve UA2 kodlu numunelerdeki sşrtşnme katsayısındaki azalma U kodlu olandan daha fazla olduğu gşrşlmektedir.

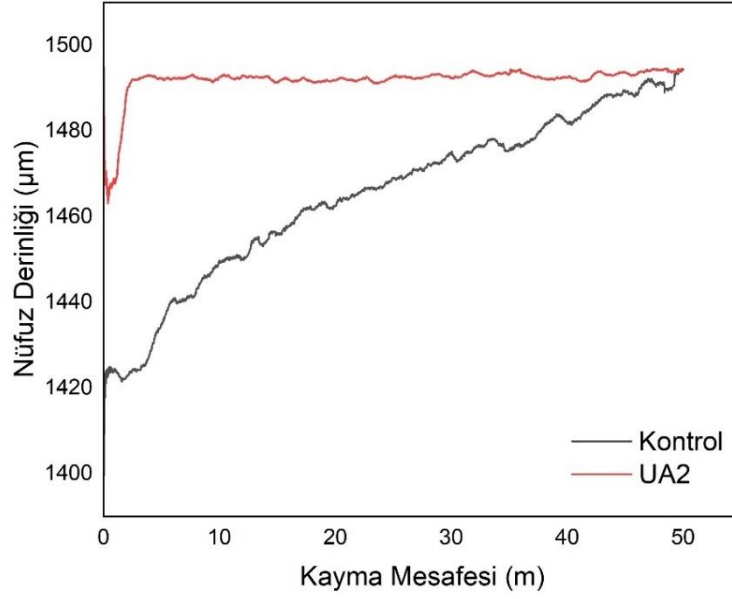
316L paslanmaz ęelięe ait U, UA1 ve UA2 numunelerinin ayrı ayrı kontrol numunesi ile kıyaslandığı nşfuz derinliği grafiği şekil 4.11, şekil 4.12 ve şekil 4.13'te verilmiştir.



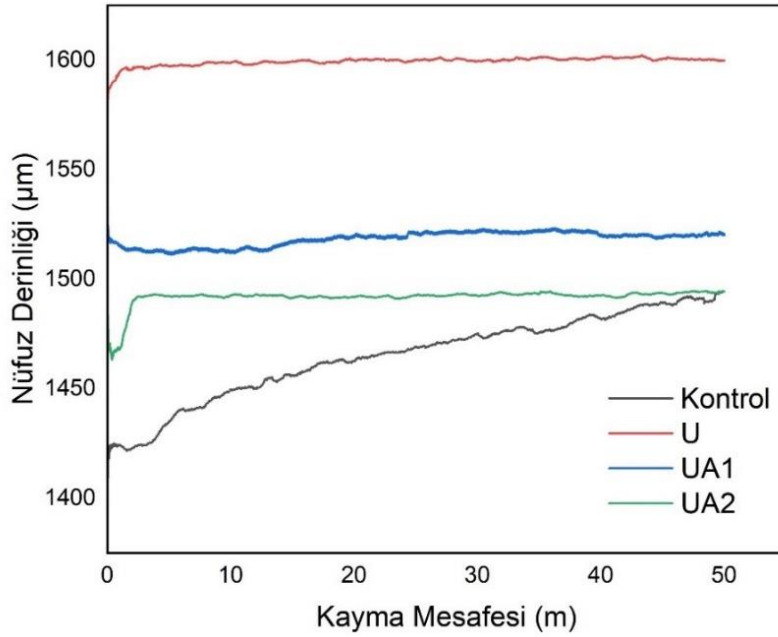
Şekil 4.11. 316L altlığın kaplamasız-U kodlu nüfuz derinliği grafiği.



Şekil 4.12. 316L altlığın kaplamasız-UA1 kodlu nüfuz derinliği grafiği.



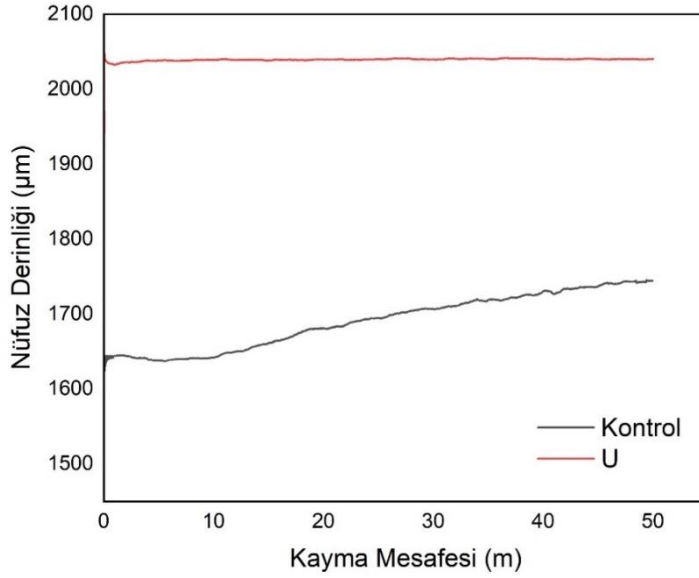
Şekil 4.13. 316L altlığın kaplamasız-UA2 kodlu nüfuz derinliği grafiği.



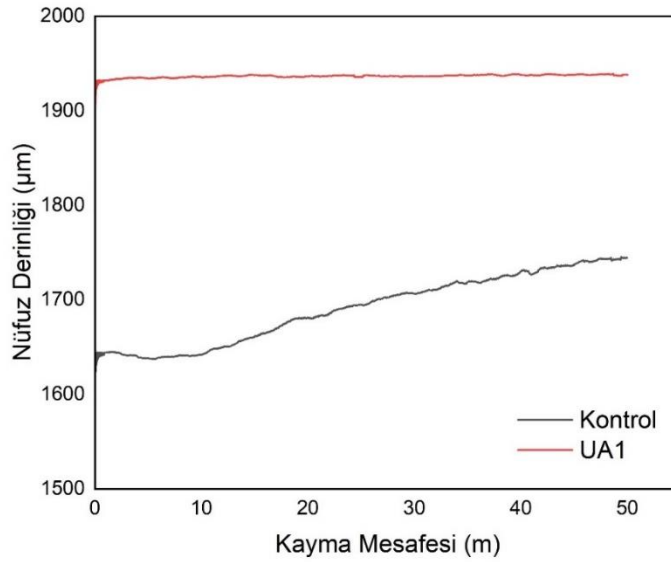
Şekil 4.14. 316L altlıkların kaplama nüfuz derinlikleri.

Kaplamaların ball-on-disk testi çıktılarında Şekil 4.14'te nüfuz derinliği grafiğinde incelenmiştir. Kaplamalarda polimer matris ve miktar aynı olmakla birlikte alümina miktarı değişmesi ile nüfuz derinliğinde farklılıklar gözlenmiştir. Kontrol yüzeyine göre U kodlu kaplamanın nüfuz derinliği en yüksek derinliği vermiştir. Kaplamalar arasında en düşük derinliği UA2 göstermiştir.

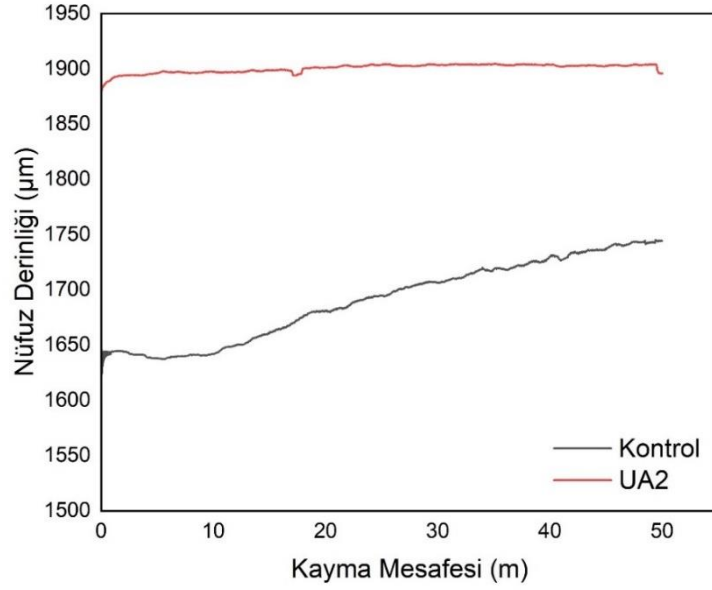
Ti6Al4V alaşım altlıklığa ait U, UA1 ve UA2 numunelerinin ayrı ayrı kontrol numunesi ile kıyaslandığı nüfuz derinliği grafiği Şekil 4.11, Şekil 4.12 ve Şekil 4.13'te verilmiştir.



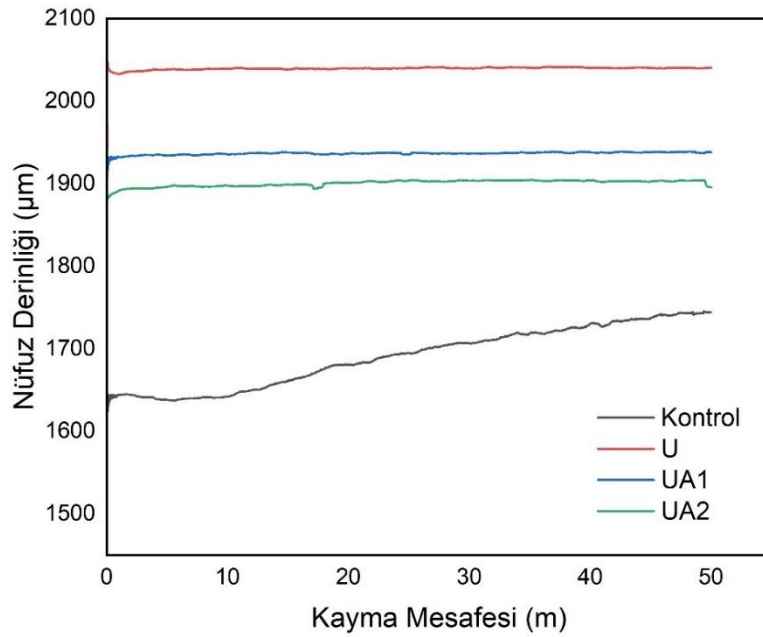
Şekil 4.15. Ti6Al4V altlığın kaplamasız-U kodlu nüfuz derinliği grafiği.



Şekil 4.16. Ti6Al4V altlığın kaplamasız-UA1 kodlu nüfuz derinliği grafiği.



Şekil 4.17. Ti6Al4V altlığın kaplamasız-UA2 kodlu nüfuz derinliği grafiği.



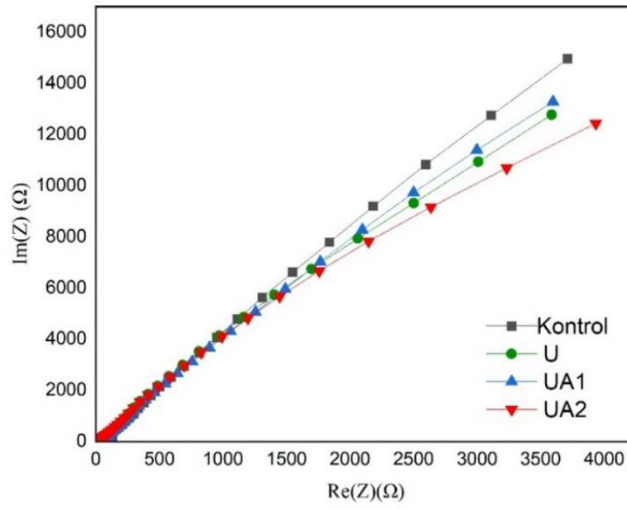
Şekil 4.18. Ti6Al4V altlıkların kaplama nüfuz derinlikleri.

Ball-on-disk testi Ti6Al4V altlığın çıktılarında Şekil 4.18'deki nüfuz derinliği grafiğinde incelenmiştir. UA1 ve UA2 kaplamalarında polimer matrisinde alümina miktarı değişmesi ile nüfuz derinliğindeki değişim Titanyum altlık içinde gözlemlenmiştir. U kodlu kaplamanın nüfuz derinliği en yüksek derinliği vermiştir. Kaplamalar içerisinde en düşük derinliği UA2 göstermiştir. Ti6Al4V altlığın nüfuz derinlik grafiği stabil ve benzerlik göstermiştir.

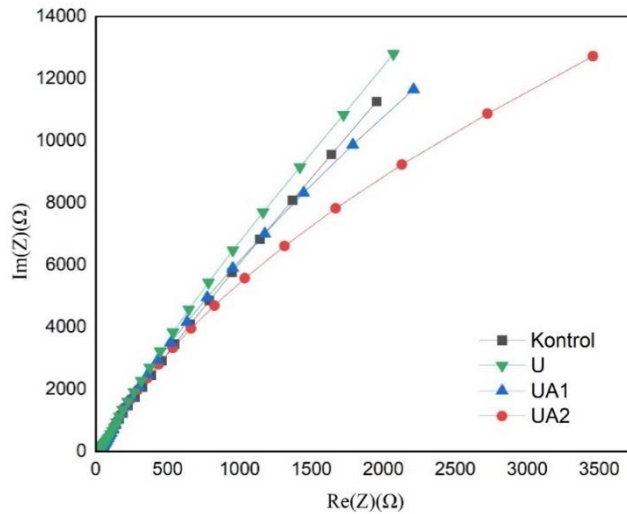
4.2. Biyokorozyon Test Sonuçları

Biyokorozyon; vücut içerisinde malzemelerin (metal-metal alaşım) bulunduğu ortam ve sıvılarla etkileşimi ile elektrokimyasal tepki sonucu bozunmasıdır. 316L paslanmaz çelik ve Ti6Al4V alaşımlarının korozyon direncinde değişimin olup olmadığını tespit edebilmek adına Nyquist diyagram ve Tafel eğrileri alınmıştır. Biyokorozyon testinde ortam sıvısı SBF içerisinde numuneler 1.gün (1 saat) ve 7.gün örnekleri alınmıştır.

Şekil 4.19’da 316L paslanmaz çelik ve numuneleri SBF çözeltisindeki numunelerin 1.gün ve Şekil 4.20’de 7. gün ölçümleri verilmiştir.



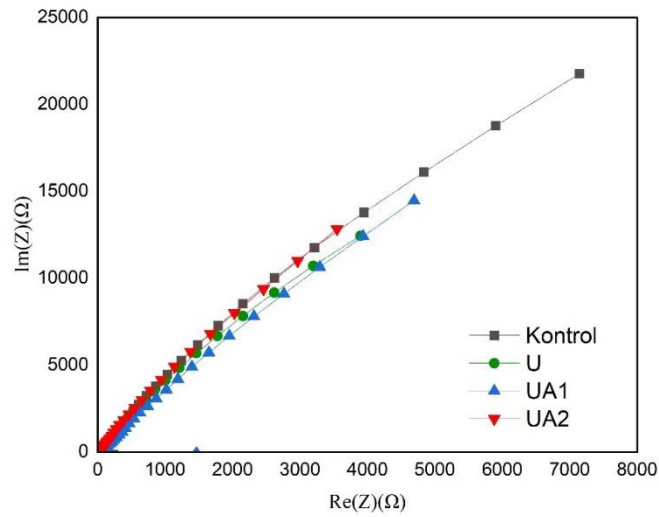
Şekil 4.19. 316L altlık numunelerinin 1.Gün Nyquist diyagramı.



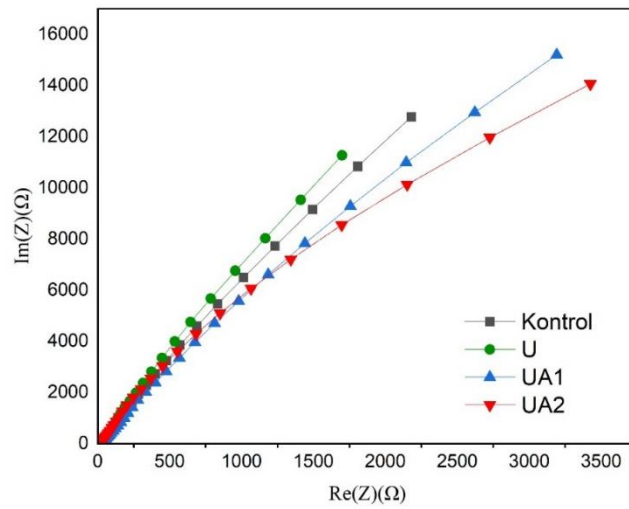
Şekil 4.20. 316L altlık numunelerinin 7.Gün Nyquist diyagramı.

Şekil 4.19’da verilen Nyquist diyagram 1.gün (1 saat) ölçümleri sonucu korozyon direncinde anlamlı bir değişim söz konusu değildir. 316 L paslanmaz çelik altlıklara uygulanan kaplamaların SBF sıvısı içerisinde 7.gün maruziyetinde Şekil 4.20’deki gibi Nyquist diyagramı alınmıştır. U numunesinin oluşturduğu en büyük yarım çember buna bağlı en yüksek empedansı değerini ifade ederek en yüksek korozyon direncini vermiştir. UA1 ve UA2 kaplaması sırasıyla empedansı düşmüştür. Literatür incelendiğinde de benzer çalışmalar ve Nyquist diyagramında elde edilen en büyük çemberin en iyi korozyon direnci olarak belirtilmiştir (Hassan ve Abdel, 2017).

Şekil 4.21’de Ti6Al4V altlık ve numuneleri SBF çözeltisindeki numunelerin 1.gün ve Şekil 4.22’de 7. gün ölçümleri verilmiştir.



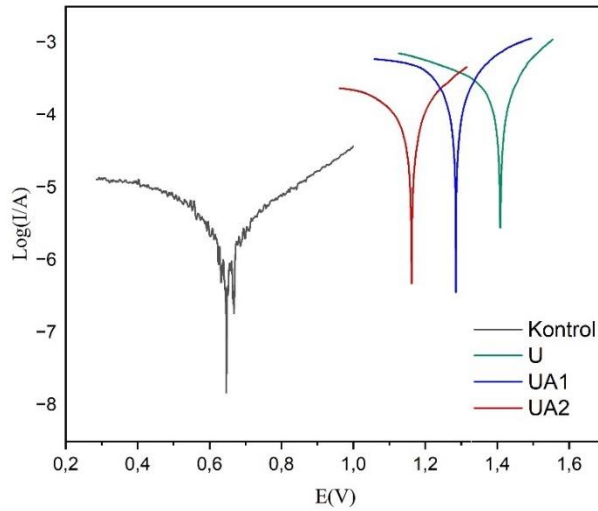
Şekil 4.21. Ti6Al4V altlık numunelerinin 1.Gün Nyquist diyagramı.



Şekil 4.22. Ti6Al4V altlık numunelerinin 7.Gün Nyquist diyagramı.

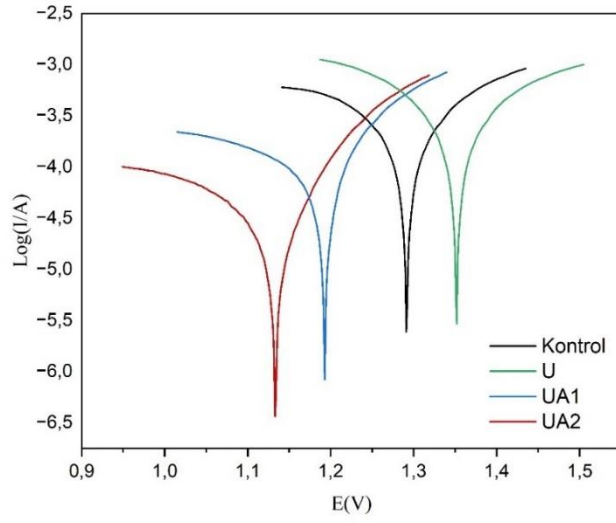
Ti6Al4V altlığın Şekil 4.21’de verilen Nyquist diyagram 1.gün (1 saat) ölçümleri sonucu korozyon direncinde anlamlı bir değişim söz konusu değildir. Ti6Al4V alaşım numunelerinin SBF sıvısı içerisinde 7.gün maruziyetinde Şekil 4.22’deki gibi Nyquist diyagramı alınmıştır. Ti6Al4V için de U numunesi oluşturduğu en büyük yarım çember buna bağlı en yüksek empedansı değerini ifade ederek en yüksek korozyon direncini vermiştir. UA1 ve UA2 kaplaması sırasıyla empedansı düşmüştür. Literatür incelendiğinde de benzer çalışmalar ve Nyquist diyagramında elde edilen en büyük çemberin en iyi korozyon direnci olarak belirtilmiştir (Hassan ve Abdel, 2017).

Tafel eğrisi: 316L paslanmaz çelik ve Ti6Al4V alaşım numunelerinin korozyon direncindeki değişimin olup olmadığını tespiti için gerçekleştirilen diğer test de potansiyodinamik polarizasyon (Tafel) testidir.



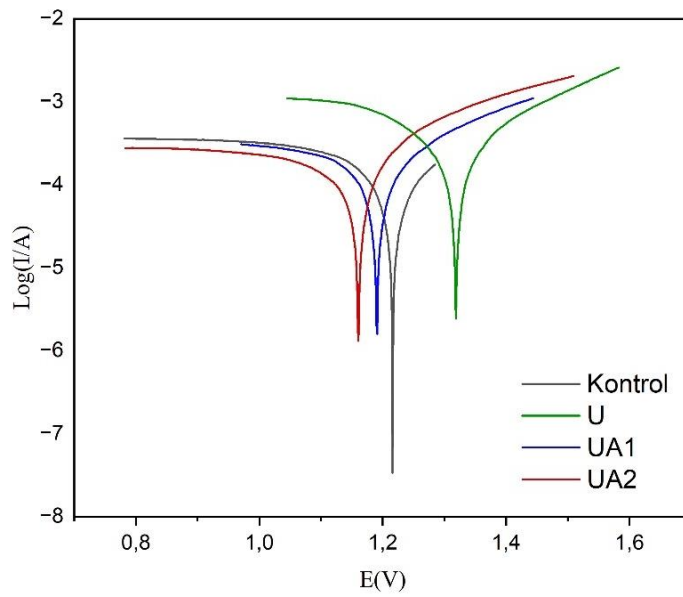
Şekil 4.23. 316L altlık numunelerinin 1. Gün Tafel eğrisi.

Şekil 4.23’te verilen tafel eğrisinde korozyon potnsiyelinin pozitif kayması korozyon direncinin artışı ile ifade edilirken en iyi korozyon direncini U numune vermiştir (Hassan ve Abdel, 2017; Lee ve Lai, 2003). UA1 ve UA2 numuneleri U numunesine kıyasla daha düşüktür.



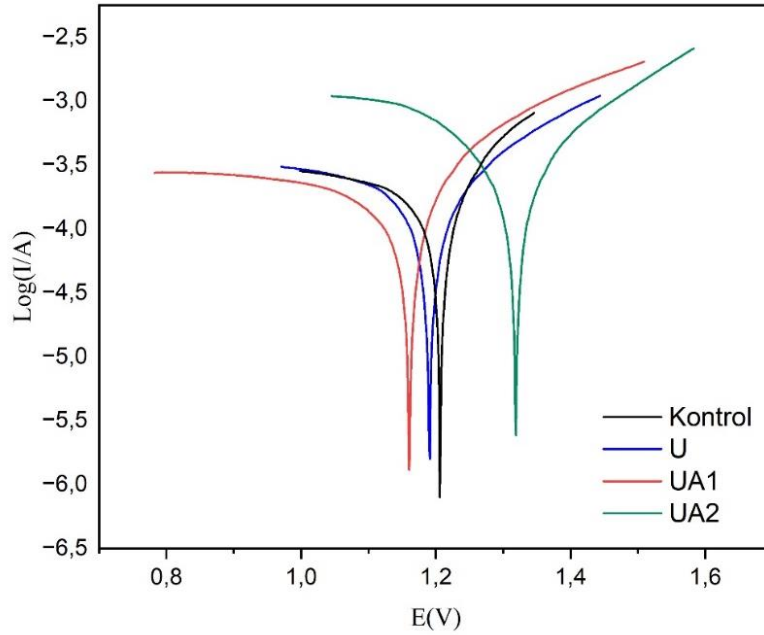
Şekil 4.24. 316L altlık numunelerinin 7.Gün Tafel eğrisi.

316 L paslanmaz çelik altlıklara uygulanan kaplamaların SBF sıvısı içerisinde 7.gün maruziyetinde tafel eğrisi alınmıştır. Şekil 4.24'te kaplamalar E(v) ekseninde korozyon potansiyeli pozitif doğruya doğru geçen U numunesi kontrol numunesine göre korozyon direnci yüksek çıkmıştır. Tafel eğrisinde negatif doğruya doğru kayan sırasıyla UA1 ve UA2 korozyon dirençleri düşmüştür. Nyquist diyagramında elde edilen yüksek empedans değeri (büyük yarım çember) ile U kodlu kaplamanın iyi korozyon direnci yorumunu tafel eğrisi de vererek doğrulamıştır. (Hassan ve Abdel, 2017; Lee ve Lai, 2003).



Şekil 4.25. Ti6Al4V altlık numunelerinin 1.Gün Tafel eğrisi.

Şekil 4.25'te verilen tafel eğrisinde U kodlu kaplamanın korozyon potansiyeli pozitifte doğru kaymasıyla korozyon direnci en yüksektir.



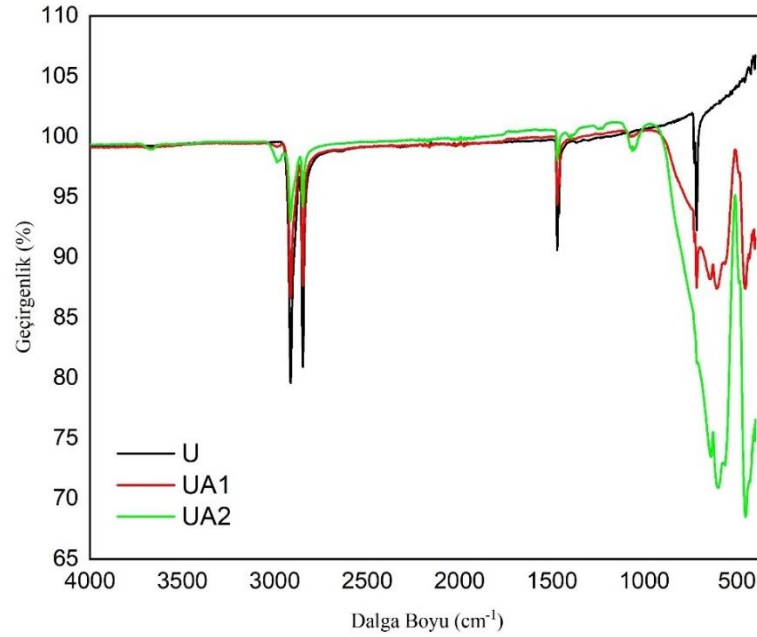
Şekil 4.26. Ti6Al4V altlık numunelerinin 7.Gün Tafel eğrisi.

Ti6Al4V altlıklara uygulanan kaplamaların SBF sıvısı içerisinde 7.gün maruziyetinde tafel eğrisi alınmıştır. Şekil 4.26'da kaplamalar E(V) ekseninde korozyon potansiyeli pozitifte geçen U numunesi kontrol numunesine göre korozyon direnci yüksek çıkmıştır. Tafel eğrisinde negatifte doğru kayan sırasıyla UA1 ve UA2 korozyon dirençleri düşmüştür. Şekil 4.26'da da en yüksek empedans değeri ile U kodlu kaplamanın iyi korozyon direnci yorumunu tafel eğrisi de vererek doğrulamıştır. Ti6Al4V altlığın U kaplamasının kontrol numunesine göre korozyon direncinin fazla çıkması TiO₂ ile açıklanabilir. U kodlu eğrinin pozitif yöne doğru değişimi malzeme yüzeyinde korozyona karşı koruyan pasif film tabakasının (TiO₂) oluşumu ile açıklanabilir (Gurrappa, 2003).

4.3. FTIR Sonuçları

Kaplama hazırlığında sol oluşumda kullanılmak üzere polimer matrisli karışımların FTIR analizi gerçekleştirilmiştir. Siyah renkli spektrum yalnızca Uhmwpe, kırmızı renkli spektrum 0,1 gram Alümina içeren Uhmwpe, yeşil renkli spektrum 0,5 gram Alümina içeren Uhmwpe'yi temsil etmektedir. Kaplama öncesi hazırlık uygulanan uhmwpe ve alümina tozların organik yapılarından kimyasal bağ ve fonksiyonel

gruplarına dair bilgi edinmek amacıyla FTIR analizi yapılmıştır. U, UA1 ve UA2 kodlu numunelerin FTIR grafikleri Şekil 4.14’de verilmiştir.



Şekil 4.27. FTIR Spektrumu.

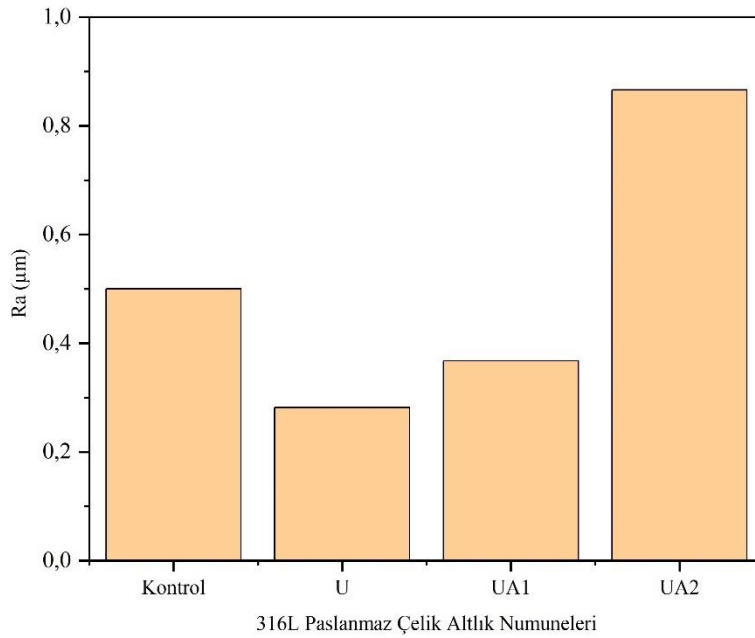
Şekil 4.23’teki spektrumda, $500-400\text{cm}^{-1}$ ile $1000-500\text{ cm}^{-1}$ dalga boylarında Al-O titreşimleri ile alümina varlığı gözlenmektedir. Uhmwpe’e ait dalga boylarındaki CH2 bağları $3000-2700\text{cm}^{-1}$, $1500-1400\text{ cm}^{-1}$ ve $750-600\text{ cm}^{-1}$ dalgaboylarında CH2 bağlarını vermiştir. Alümina içeren iki oran ile sadece uhmwpe karşılaştırıldığında ise $500-400\text{ cm}^{-1}$ ve $1000-500\text{ cm}^{-1}$ dalgaboylarında Al-O titreşimi ile Alümina varlığı tespit edilmiştir. Karşılaştırmalı olarak grafikte belirtildiği üzere polimere ve alüminaya ait pikler gözlenmektedir.

4.4. Yüzey Pürüzlülüğü Ölçümü

Yüzey pürüzlülüğü testinde kaplama öncesi işlem görmüş altlık ve kaplamalar sonrası altlıklar incelenmiştir. Test boyunca aynı numuneden 3 farklı pürüzlülük sonucu alınmıştır. Testte 316L paslanmaz çelik altlık ve U, UA1 ve UA2 kaplamaların Ra (μm) sonuç ve ortalama değerleri aşağıdaki Tablo 4.1.’de verilmiştir. Elde edilen test sonuçlarının daha iyi yorumlanması için sonuçlar şekil 4.18’de verilmiştir.

Tablo 4.2. 316L paslanmaz çelik altlığın yüzey pürüzlülük ($R_a(\mu\text{m})$) sonuçları.

	Kontrol	U	UA1	UA2
1	0,538	0,234	0,489	0,885
2	0,447	0,285	0,304	0,852
3	0,515	0,327	0,311	0,862
Ortalama	0,5	0,282	0,368	0,866



Şekil 4.28. 316L paslanmaz çelik altlığın yüzey pürüzlülük grafiği.

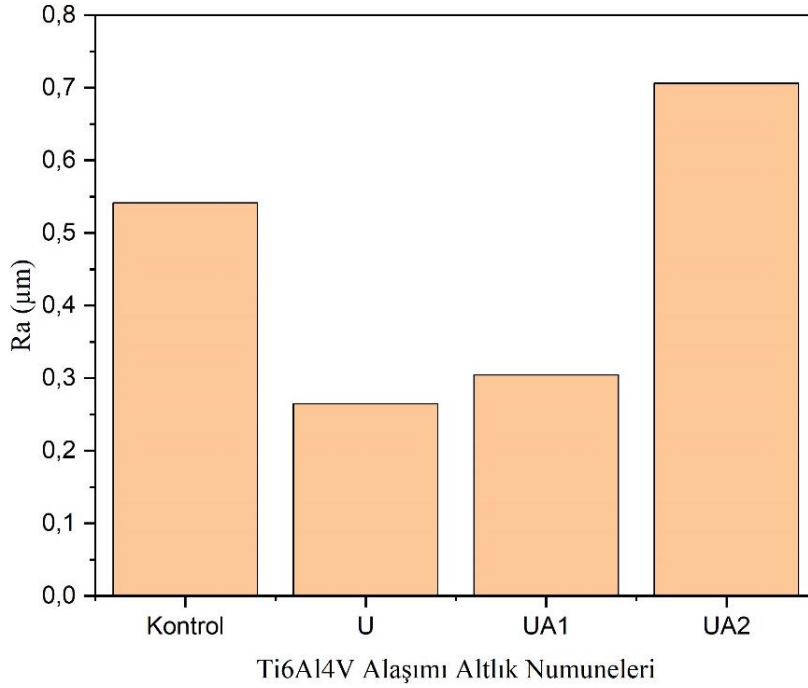
Değerlendirme sonucunda ortalama R_a değerleri; Kontrol numunesi için 0,5, U için 0,282, UA1 için 0,368, UA2 için 0,866333'tür. U kodlu sadece UHMWPE polimeri içeren kaplama kontrole göre yüzey pürüzlülüğünü %43,5 düşürmüştür. UA1 kaplamasının değerine bakıldığında ise kontrol numunesine göre yüzey pürüzlülüğü %26,4 düşerken U kodlu kaplamaya göre %30,49 artmıştır. UA2 kaplamasının değerine bakıldığında ise kontrol numunesine göre yüzey pürüzlülüğü %173,26 artar iken UA1 kodlu kaplamaya göre %203,9 artmıştır. Kaplamalar için sadece polimer içeren U kodlu kaplama kontrol numunesine göre yüzey pürüzlülüğünü düşürmüştür.

UA1 ve UA2 kodlu kaplamalarda sadece polimer kaplama U kodlu olana göre pürüzlülüğünü sırasıyla “Alümina” artışına bağlı olarak artırmıştır. UA1 kodlu kaplama kontrole göre belirli oranda pürüzlülüğü düşürürken UA2 alümina artışı ile pürüzlülükteki artış en yüksek olmaktadır. İmplant malzemelerinde vücut içerisindeki davranışı için porozite önemlidir. Kemik bütünleşmesi, hücrelerin büyümesi, hareket edebilmesi, farklılaşarak büyüebilmesi adına yüzey gözenekleri-porozite belirli oranda istenmektedir (Albrektsson ve Wennerberg, 2019). UA2 kodlu kaplama en yüksek pürüzlülüğü vermiştir.

Yüzey pürüzlülüğü testinde aynı işlemler Ti6Al4V için de gerçekleştirilmiştir. Testte Ti6Al4V altlık ve U, UA1 ve UA2 kaplamaların Ra (μm) sonuç ve ortalama değerleri aşağıdaki Tablo 4.2’de verilmiştir. Elde edilen test sonuçlarının daha iyi yorumlanması için sonuçlar şekil 4.19’de verilmiştir.

Tablo 4.3. Ti6Al4V alaşımı altlığın yüzey pürüzlülük (Ra(μm)) sonuçları.

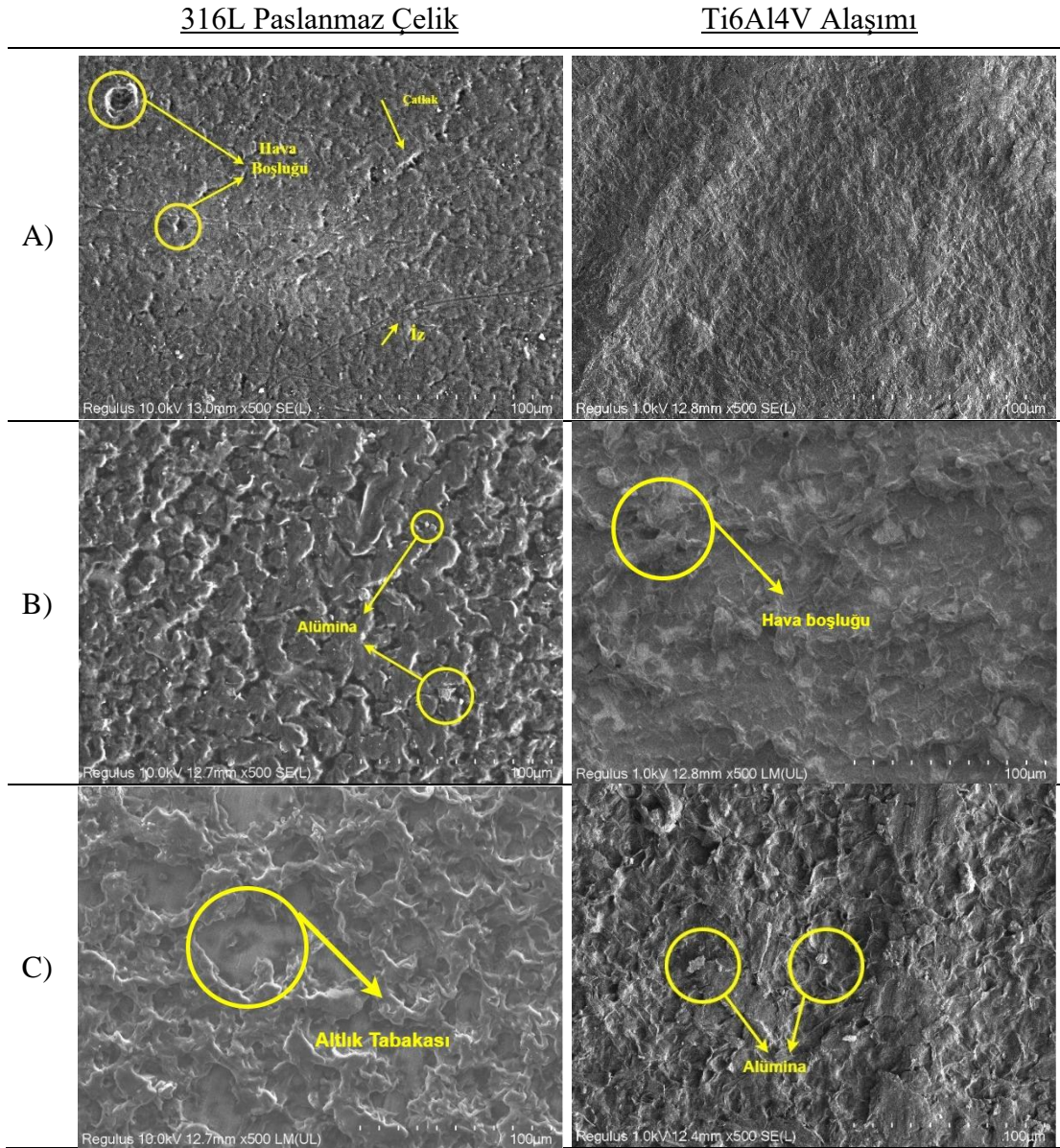
	Kontrol	U	UA1	UA2
1	0,669	0,255	0,301	0,688
2	0,419	0,285	0,302	0,752
3	0,537	0,254	0,310	0,678
Ortalama	0,541	0,264	0,304	0,706



Şekil 4.29. Ti6Al4V altlığın yüzey pürüzlülük grafiği.

Değerlendirme sonucunda ortalama Ra değerleri; Kontrol numunesi için 0,541667, U için 0,264666, UA1 için 0,304333, UA2 için 0,706'dır. U kodlu sadece UHMWPE polimeri içeren kaplama kontrole göre yüzey pürüzlülüğünü %51,14 düşürmüştür. UA1 kaplamasının değerine bakıldığında ise kontrol numunesine göre yüzey pürüzlülüğü %43,82 düşerken U kodlu kaplamaya göre %14,98 artmıştır. UA2 kaplamasının değerine bakıldığında ise kontrol numunesine göre yüzey pürüzlülüğü %130,33 artar iken UA1 kodlu kaplamaya göre %231,98 artmıştır. Kaplamalar için sadece polimer içeren U kodlu kaplama kontrol numunesine göre yüzey pürüzlülüğünü düşürmüştür. UA1 ve UA2 kodlu kaplamalarda sadece polimer kaplama U kodlu olana göre pürüzlülüğünü sırasıyla "Alümina" artışına bağlı olarak artırmıştır. UA1 kodlu kaplama kontrole göre belirli oranda pürüzlülüğü düşürürken UA2 alümina artışı ile pürüzlülüğteki artış en yüksek olandır. İmplant malzemelerinde vücut içerisindeki davranışı için porozite önemlidir. (Albrektsson ve Wennerberg, 2019) Kemik bütünleşmesi, hücrelerin büyümesi, hareket edebilmesi, farklılaşarak büyüebilmesi adına yüzey gözenekleri-porozite belirli oranda istenmektedir. UA2 kodlu kaplama en yüksek pürüzlülüğü vermiştir.

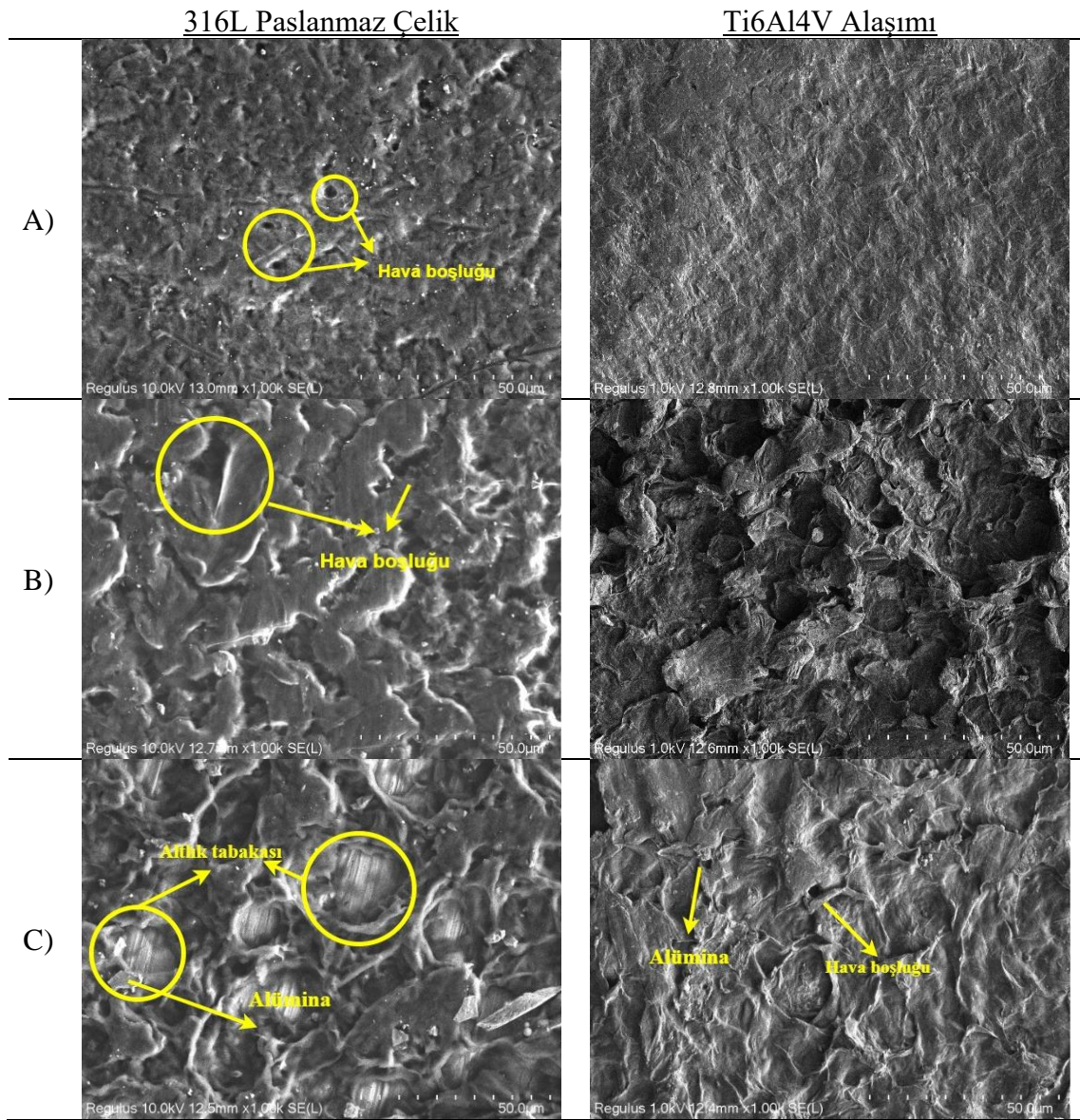
4.5. SEM-EDS Sonuçları



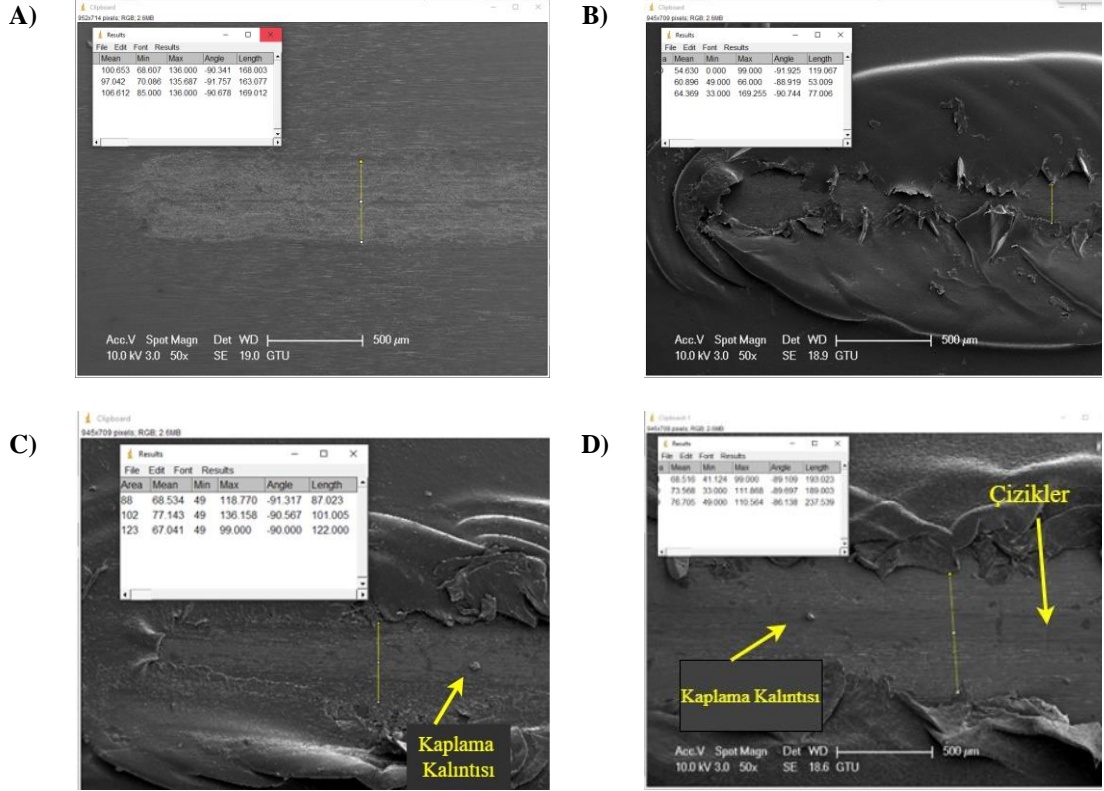
Şekil 4.30. Altlık numunelerinin A) U kodlu, B) UA1 kodlu, C) UA2 kodlu kaplamalarının x500 büyütme görüntüleri.

316L paslanmaz çelik ve Ti6Al4V alaşım numunelerinin SEM görüntülerinin x500 büyütme Şekil 4.28'deki gibi verilmiştir. Kaplama görüntülerinde kaplamanın altlık malzemelerine yapışarak iyi bir kaplama gözlenmiştir. Kaplamanın yüksek sıcaklık ve yüksek yoğunluğu ile kaplama esnasında oluşmuş hava boşlukları gözlemlenmiştir. B ve C bölümlerinde alümina varlığı görülmüştür. 316L paslanmaz çeliğin C bölümünde hava boşluğuna bağlı altlık tabakası görülmüştür. B ve C bölümlerinde alümina artışı ile yüzeydeki pürüzlülük artışı vardır. Kaplama görüntülerinde polimer matriste tanecikler şekilsiz (aglomera) yapı gözlenmiştir.

316L paslanmaz çelik ve Ti6Al4V alaşım numunelerinin SEM görüntülerinin x1000 büyütmeleri Şekil 4.29'daki gibi verilmiştir. Kaplama görüntülerinde kaplamanın altlık malzemelerine yapışarak iyi bir kaplama elde edilmiştir. Kaplamanın yüksek sıcaklık ve yüksek yoğunluğu ile kaplama esnasında oluşmuş hava boşlukları gözlemlenmiştir. Şekil 4.29'daki B ve C bölümlerinde alümina varlığı görülmüştür. 316L paslanmaz çeliğin C bölümünde hava boşluğuna bağlı altlık tabakası görülmüştür. B ve C bölümlerinde alümina artışı ile yüzeydeki pürüzlülük artışı vardır. Kaplama görüntülerinde polimer matriste tanecikler şekilsiz (aglomera) yapı gözlenmiştir.

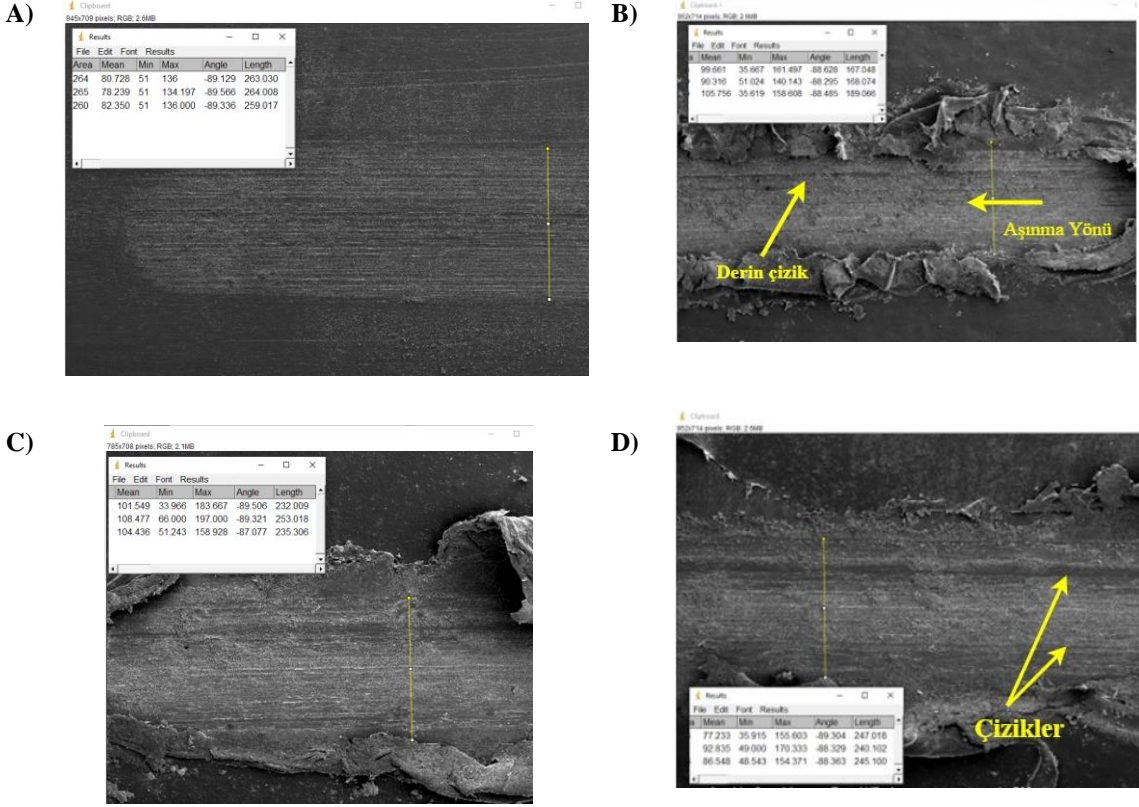


Şekil 4.31. Altlık numunelerinin A) U kodlu, B) UA1 kodlu, C) UA2 kodlu kaplamalarının x1000 büyütme görüntüleri.



Şekil 4.32. 316L altlık numunelerinin A) Kontrol, B) U, C) UA1 ve D) UA2 tribolojik test sonrası SEM görüntüleri

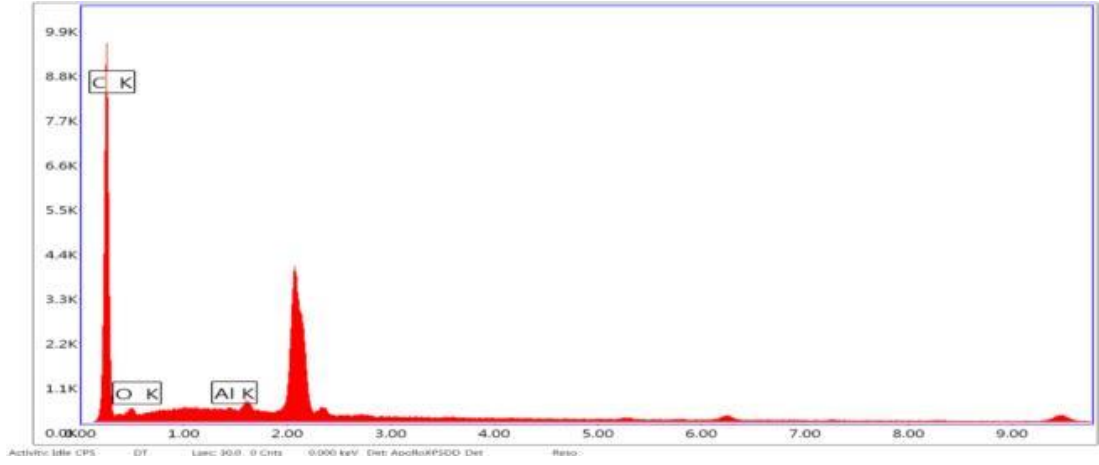
Şekil 4.30’da verildiği üzere 316L paslanmaz çelik altlığın numunelerinin aşınma iz genişlikleri İmageJ programı ile elde edilmiştir. Numunelerinin ortalama iz genişlikleri; kontrol numunesi 166,70µm, U kodlu numune 83,02 µm, UA1 kodlu numune 103,343 µm ve UA2 kodlu numune 206,50µm alınmıştır. U kodlu kaplamada deformasyon, kopma, kopan parçanın geri yapışmasıyla yassılaşıma ve adhezif aşınma görülmüştür. UA1 kaplamasının etkisiyle aşınmaya dayanımının artışı görülürken aşınan kaplama geri yapışmıştır. UA2’de kaplama artıkları gözlemlenmiştir. UA2’de yüzey pürüzlülüğü sonuçları ile uyumlu olarak matristeki seramik artışı ile katlanmada artışına yorumlanabilir.



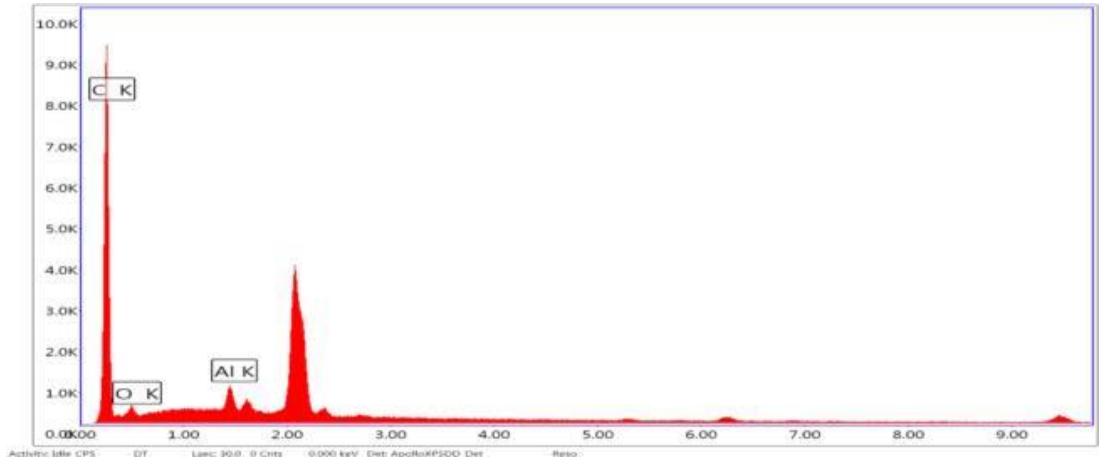
Şekil 4.33. Ti Kontrol numunelerinin A) Kontrol, B) U, C) UA1 ve D) UA2 tribolojik test sonrası SEM görüntüleri

Şekil 4.31’de Ti6Al4V alaşım altlığın numunelerinin aşınma iz genişlikleri ImageJ programı ile elde edilmiştir. Numunelerinin ortalama iz genişlikleri; kontrol numunesi 262,20 μm , U kodlu numune 174,1 μm , UA1 kodlu numune 239,05 μm ve UA2 kodlu numune 244 μm alınmıştır. U kodlu kaplamada izin daha derin gözükmeleri altlık malzemesinin düşük elastisite modülüne bağlı ve kopan kaplamanın yeniden yapışması sonucu olabilir. UA1’de uygulanan kuvvete bağlı kopan kaplama geri yapışmasıyla aşınma/sürtünme direncinin arttığı yönde yorumlanabilir. 316L altlığa göre aşınma yönüyle paralel deformasyon çizgileri görülmüştür. Daha tepecikli izler görülmüştür. UA2’de yüzey pürüzlülüğü sonuçları ile uyumlu olarak matristeki seramik artışı ile katlanmada artışına yorumlanabilir. Kaplamada teste kopan ve geri yapışan kaplama malzemesiyle yüzey daha kaba gözükmektedir (Ullen ve ark, 2020). 316L ve Ti6Al4V altıkları için aşınma izi, yüzey pürüzlülüğü sonuçları ile uyum içerisindedir.

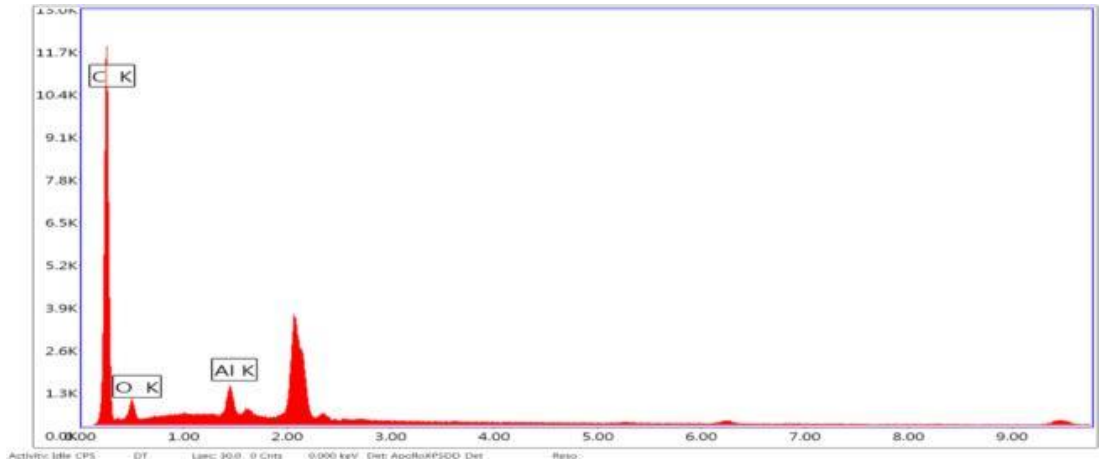
EDS Analizi; 316L ve Ti6Al4V altlıklara uygulanmış olan kaplamaların X-ışınlarıyla elementel ve kimyasal dağılımlarını incelenmiştir. Şekil 4.32, Şekil 4.33, Şekil 4.34'te 316L altlığa ait kaplamaların EDS sonuçları verilmiştir.



Şekil 4.34. 316L altlık numunelerinin U kodlu EDS sonucu.



Şekil 4.35. 316L altlık numunelerinin UA1 kodlu EDS sonucu elementel dağılımı.



Şekil 4.36. 316L altlık numunelerinin UA2 kodlu EDS sonucu.

316L altlığa ait kaplamaların EDS sonuçlarına ait elementel dağılım değerleri Tablo 4.6, Tablo 4.7 ve Tablo 4.8'deki gibi verilmiştir.

Tablo 4.4. 316L altlığın U kodlu EDS sonucu elementel dağılımı.

Element	Ağırlık (%)	Atomik (%)
CK	86,71	89,89
OK	12,57	9,78
AlK	0,72	0,33

Tablo 4.5. 316L altlığın UA1 kodlu EDS sonucu elementel dağılımı.

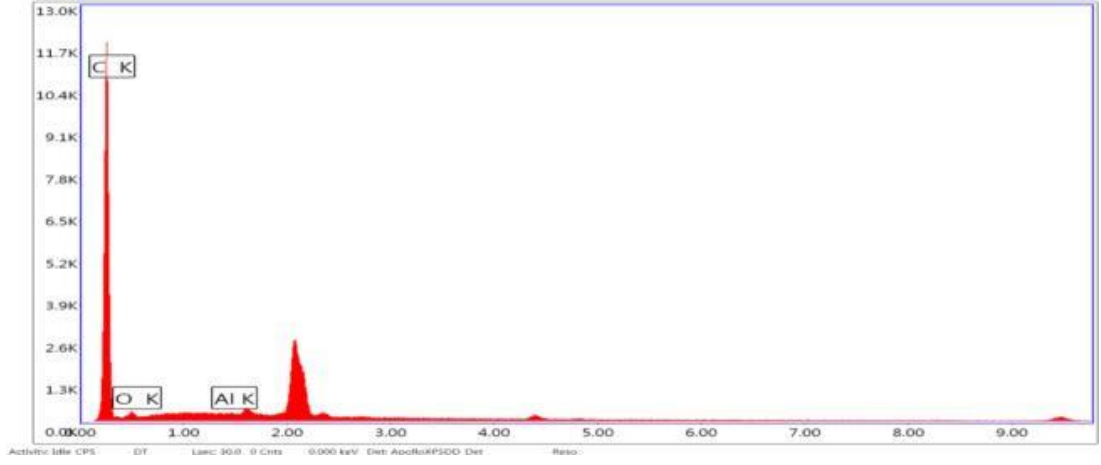
Element	Ağırlık (%)	Atomik (%)
CK	84,96	89,06
OK	12,25	9,64
AlK	2,79	1,3

Tablo 4.6. 316L altlığın UA2 kodlu EDS sonucu elementel dağılımı.

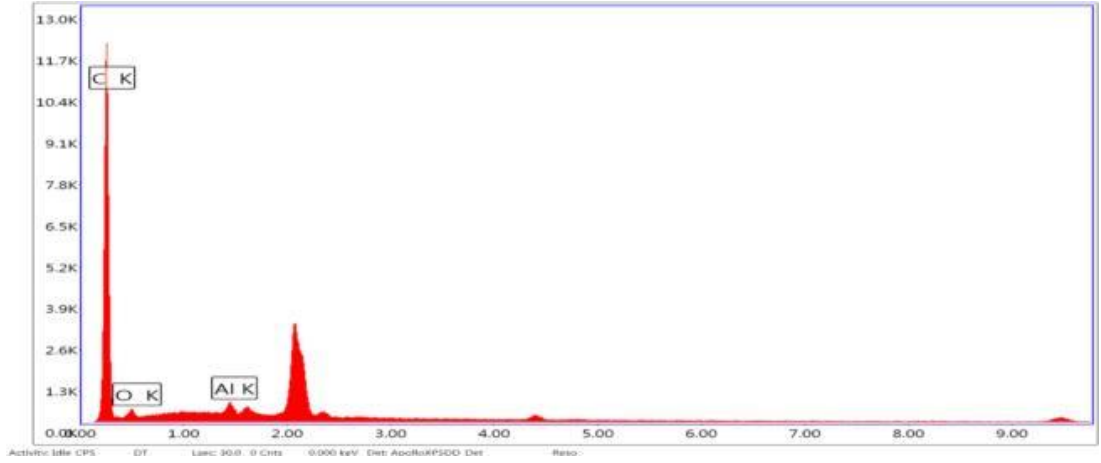
Element	Ağırlık (%)	Atomik (%)
CK	81,79	86,51
OK	15,19	12,06
AlK	3,02	1,42

316L altlığın Tablo 4.6'da C ve O değerleri ile polimer kaplama olduğunu, ağırlık olarak Tablo 4.7'de O elementi 12,25 ve Al elementi 2,79 iken Tablo 4.8'de O değeri 15,19'a, Al değeri ise 3,02'ye çıkmıştır. Değerlerdeki artış kaplama içeriğindeki Al_2O_3 'yü doğrulamıştır. 1,5keV'ta pik gözlemlenmiş ve UA1'de pik şiddeti artmıştır. Şekil 4.33 ve Şekil 4.34'deki spektrumlarda 1,5keV aralığında pik vererek Al_2O_3 varlığı görülmüştür (Girisha ve ark, 2015; Li ve ark, 2008).

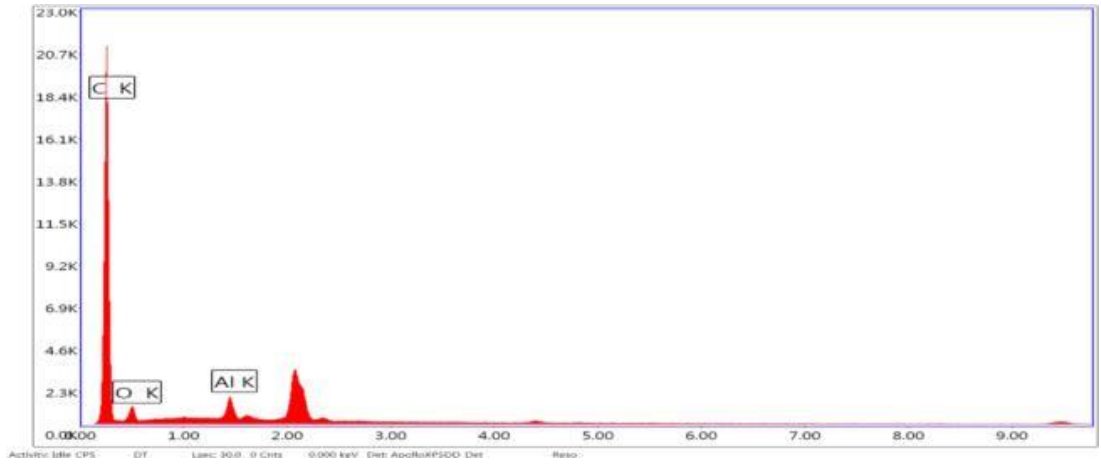
Şekil 4.36, Şekil 4.37, Şekil 4.38’de Ti6Al4V altlığa ait kaplamaların EDS sonuçları verilmiştir.



Şekil 4.37. Ti6Al4V altlık numunelerinin U kodlu EDS sonucu.



Şekil 4.38. Ti6Al4V altlık numunelerinin UA1 kodlu EDS sonucu.



Şekil 4.39. Ti6Al4V altlık numunelerinin UA2 kodlu EDS sonucu.

Ti6Al4V altlığa ait kaplamaların EDS sonuçlarına ait elementel dağılım değerleri Tablo 4.9, Tablo 4.10 ve Tablo 4.11'deki gibi verilmiştir.

Tablo 4.7. Ti6Al4V altlığın U kodlu EDS sonucu elementel dağılımı.

Element	Ağırlık (%)	Atomik (%)
CK	90,89	93,09
OK	8,82	6,78
AlK	0,29	0,13

Tablo 4.8. Ti6Al4V altlığın UA1 kodlu EDS sonucu elementel dağılımı.

Element	Ağırlık (%)	Atomik (%)
CK	88,02	91,15
OK	10,52	8,18
AlK	1,47	0,68

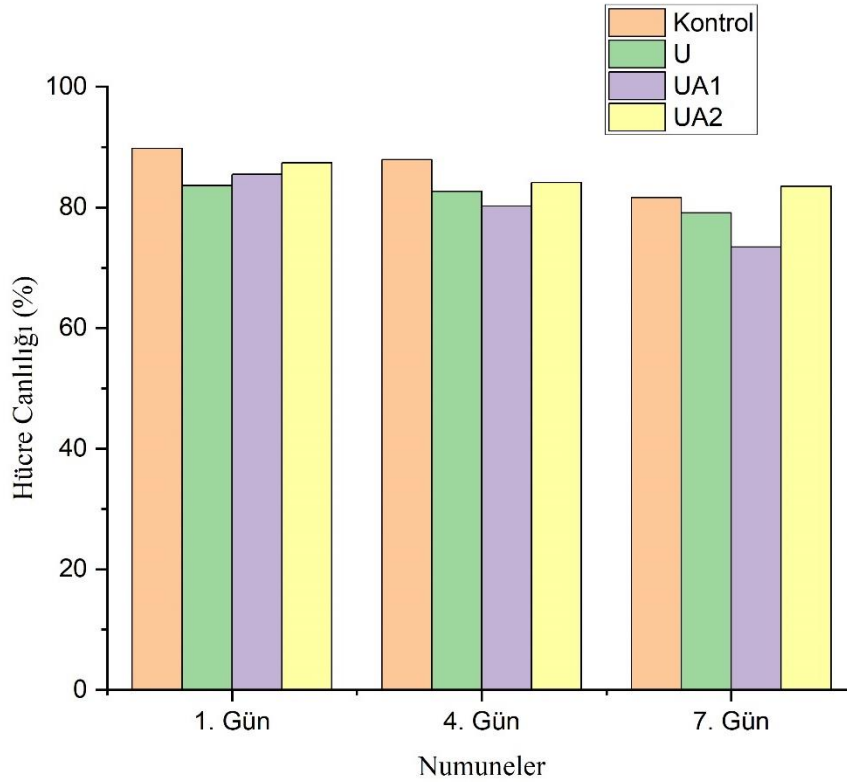
Tablo 4.9. Ti6Al4V altlığın UA2 kodlu EDS sonucu elementel dağılımı.

Element	Ağırlık (%)	Atomik (%)
CK	84,88	88,89
OK	12,7	9,99
AlK	2,42	1,13

Ti6Al4V altlığın Tablo 4.9'da C ve O değerleri ile yalnızca polimer kaplama olduğunu, ağırlık olarak Tablo 4.10'da O elementi 10,55 ve Al elementi 1,47 iken Tablo 4.11'de O değeri 12,7'ye, Al değeri ise 2,42'ye çıkmıştır. Değerlerdeki artış kaplama içeriğindeki Al₂O₃'yü doğrulamıştır. 1,5keV'ta pik gözlemlenmiş ve UA1'de pik şiddeti artmıştır. Şekil 4.40 ve Şekil 4.41'deki spektrumlarda 1,5keV aralığında pik vererek Al₂O₃ varlığı görülmüştür (Girisha ve ark, 2015; Li ve ark, 2008).

4.6. Biyoyumluluk Test Sonuçları

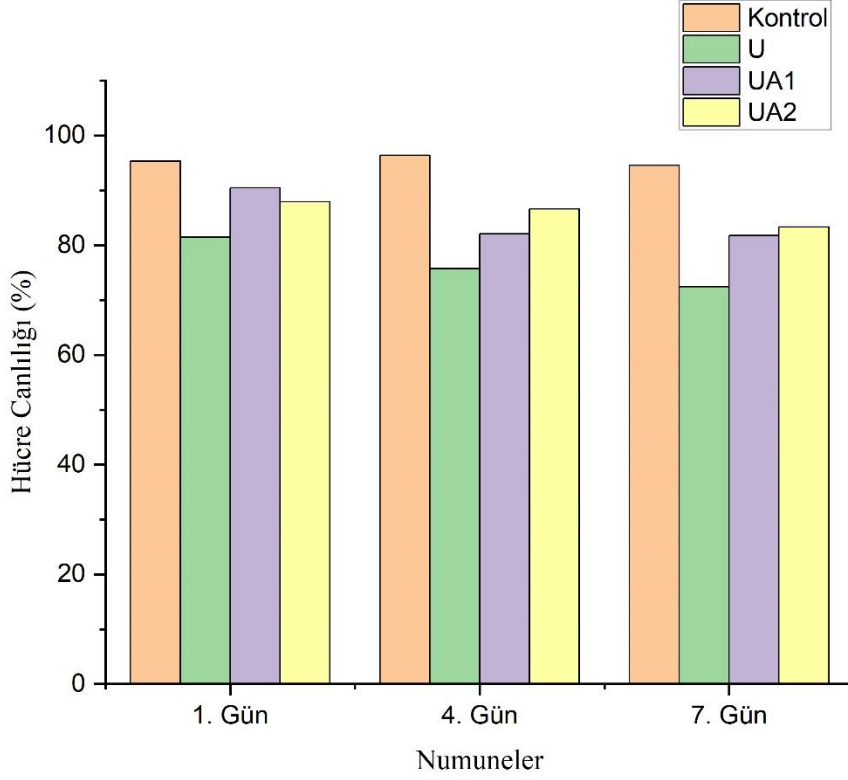
Biyoyumluluk testinde aşamaları verildiği üzere altlıkalardan alınan 1., 4. ve 7. gün numunelerinin 24 saat inkübasyon sonrası 96 kuyucuklu mikropklaklar UV-spektrö okuyucuda 540 nm dalga boyundaki ölçülen 316L paslanmaz çelik altlığın % canlılık sonuçları Şekil 4.30'da verilmiştir.



Şekil 4.40. 316L paslanmaz çeliğin biyoyumluluk (MTT) sonuçları

Şekil 4.30'da verilen grafik de görüldüğü üzere 316L altlık üzerine polimer ve alümina katkılı olmak üzere kaplamalı numunelerin kaplamasız halde kontrol numunelerine göre olumsuz etkisi görülmemektedir tutarlı ve hücre canlılığını destekleyen sonuçlar vermiştir. Kaplamaların vücutta kullanılabilir iyi biyoyuyumluluğa sahip olduğu görülmektedir.

Kaplamasız numune 7.güne doğru az da olsa canlılıkta oranlarında değişim gösterirken UA1 ve UA2 kaplamalar canlılığı koruyarak iyi bir biyoyumluluk vermiştir. Kaplamalar içinde UA2 de alümina artışı ile uyumluluğun korunduğu ve diğerlerine göre arttırdığı gözlemlenmiştir.



Şekil 4.41. Ti6Al4V alaşımlarının biyoyumluluk (MTT) sonuçları

Şekil 4.31’de verilen grafik de görüldüğü üzere Ti6Al4V alaşım altlık üzerine polimer ve alümina katkılı olmak üzere kaplamalı numunelerin kaplamasız halde kontrol numunelerine göre olumsuz etkisi görülmemektedir tutarlı sonuçlar vermiştir. Kaplamaların vücutta tolere edilebilir biyoyumluluğa sahip olduğu görülmektedir. Biyoyumluluğuyla bilinen Ti6Al4V altlığın, UA1 ve UA2 kaplamaları canlılığı koruyarak U kodlu kaplamadan daha yüksek biyoyumluluk vermiştir. Kaplamalar içinde UA1 ve UA2 de alümina varlığı biyoyumluluğu olumlu etkilediği gözlemlenmiştir.

5. GENEL SONUÇLAR

- Ball-on-disk testi sonucunda 316L Paslanmaz Çeliğin U numunesi işlem görmemiş kontrol numunesine karşı sürtünme katsayısını %49,57, UA1 numunesi %53,52, UA2 numunesi %59,35 oranlarında azaltmıştır. 316L paslanmaz çeliğin sonuç grafiğinde katsayılar eğriler arası daha aralıktır.
- Ti6Al4V alaşımının U numunesi işlem görmemiş kontrol numunesine karşı sürtünme katsayısını %32,47, UA1 numunesi %33,33, UA2 numunesi %34,20 oranlarında azaltmıştır. Ti6Al4V alaşım altlığın sonuç grafiğinde katsayılar eğriler arası daha dardır.
- 316L paslanmaz çeliğin biyokorozyon testlerinde U numunesi Nyquist diyagramında en büyük çember ile en iyi korozyon direncini verirken Tafel eğrisinde de pozitif eksene yaklaşarak davranışını doğrulamıştır. UA1 ve UA2 numuneleri ise düşük korozyon direnci vermiştir.
- Ti6Al4V altlıkların biyokorozyon testlerinde de paslanmaz çelikte olduğu gibi U numunesi, Nyquist diyagramında en büyük çember ile en iyi korozyon direncini verirken Tafel eğrisinde de pozitif eksene yaklaşarak davranışını doğrulamıştır. U numunesinin korozyona karşı davranışı korucuyu pasif film (TiO_2) tabakası ile açıklanabilir. UA1 ve UA2 numuneleri ise düşük korozyon direnci vermiştir.
- 316L paslanmaz çeliğin yüzey pürüzlülüğü testi sonucunda UHMWPE kontrol numunesine göre pürüzlülüğünü %43,5 oranında düşürmüştür. UHMWPE-%0,2 Al_2O_3 içeren kaplama kontrole göre pürüzlülüğü %26,4 düşürürken UHMWPE-%2 Al_2O_3 içeren kaplama kontrole göre pürüzlülüğü %173,26 arttırmıştır. UA1 ve UA2 sonuçları için Al_2O_3 artışına bağlı yüzey pürüzlülüğün arttığı görülmüştür.
- Ti6Al4V altlığında ise UHMWPE kaplama kontrol numunesine göre pürüzlülüğü %51,14 oranında, UHMWPE-%0,2 Al_2O_3 içeren kaplama kontrole göre pürüzlülüğü %43,82 düşürürken UHMWPE+ %2 Al_2O_3 içeren kaplama kontrole göre pürüzlülüğü %130,33 arttırmıştır. UA1 ve UA2

sonuçları için Al_2O_3 artışına bağlı yüzey pürüzlülüğün arttığı görülmüştür. İki altlık kaplamalarının sonuçları tutarlı çıkmıştır.

- Kaplamaların SEM analizinde yüzeye düzgün dağılmış ve yapışmış, çatlaksız iyi bir kaplama elde edilirken kaplama yöntemlerinde gözlenebilen hava kabarcıkları, çizik ve çevresel ortamdan kaynaklanabilen artefaktlar vardır.
- Ball-on-Disk testi sonrası SEM analizinde uygulanan kuvvete bağlı kaplama kopma ve kopan parçaların geri yapışması gözlemlenmiştir. UA2 kaplamasında görülen ayrılmalar polimer matrisinde artan seramik ile yorumlanmıştır. Ti6Al4V altlıklarda çizikler daha belirgin görülmüştür.EDS analizinde UA1 ve UA2 kaplamaların 1,5keV değerinde verdikleri pik ve değerler ile kaplama matrisindeki Al_2O_3 varlığı doğrulanmıştır.
- Kaplama öncesinde kompozit hazırlama yöntemleri ile hazırlanan tozların FTIR spektrumunda UHMWPE, $3000-2700\text{ cm}^{-1}$, $1500-1400\text{ cm}^{-1}$ ve $750-600\text{ cm}^{-1}$ dalgaboylarında CH_2 bağlarını verirken Al_2O_3 $500-400\text{ cm}^{-1}$ ile $1000-500\text{ cm}^{-1}$ dalga boylarında Al-O titreşimleri vererek varlığı tespit edilmiştir.
- Biyouyumluluk testinde 316L paslanmaz çeliğin kontrol numunesi güne 1.günden 7.güne kadar az oranda hücre canlılığı azalmıştır. Elde edilen kompozit kaplamaların her biri vücut içerisinde kullanılabilir oranda iyi bir uyumluluk vermiştir. Kendi aralarında kıyaslandığında UA2 numunesi içeriğindeki seramiğe bağlı hem canlılığı korumuş hem de iyi uyumluluk oranı vermiştir.
- Biyouyumluluğu iyi olan Ti6Al4V alaşımının kontrol numunesi 1.,4. Ve 7.günlerde yüksek ve tutarlı oranlarda hücre canlılık göstermiştir. Titanyum alaşımında da kompozit kaplamaların her biri vücut içerisinde kullanılabilir oranda iyi bir uyumluluk vermiştir. Kompozit kendi aralarında kıyaslandığında UA1 ve UA2 numuneleri içeriğindeki seramiğe bağlı hem canlılığı korumuş hem de iyi uyumluluk oranı vermiştir. UA1 ve UA2 numuneleri U numunesine göre dahi iyi oranlar vermiştir.

5.1. Öneriler

- Kullanılan biyomalzemeler; farklı polimerik, seramik, kompozit malzemeler ile sol-jel yöntemi ile denemeler yapılarak sonuçlar mukayese edilebilir.

- Kaplamada kullanılan parametreler değiştirilerek sonuçlara olan etkisi incelenebilir.
- İmplant malzemelerinin sonuçları doğrultusunda kullanılmak istenen alana göre kaplama tercihlerine olanak sağlayan bu sonuçlar pahalı yöntemlerle denenerek sonuç yelpazesi genişletilebilir.
- Korozyon direnci en yüksek olan kaplama kullanım bakımından diş implantlarına önerilebilirken sürtünme katsayısı düşük olan kaplama ortopedik protezlerde kullanımı önerilebilir.
- Tez çalışmamdaki tribolojik deneyler SBF, Hank ve Ringer sıvılarında da test edilerek kuru ve ıslak (yağlamalı ortam) olarak karşılaştırılıp değerlendirilebilir.

KAYNAKLAR

- Aherwar, A., Singh, A. K., & Patnaik, A. (2016). *Cobalt Based Alloy: A Better Choice Biomaterial for Hip Implants*.
- Akkurt, M. (1986). Makina Elemanları ve Konstrüksiyonu Kürsüsü. *Birsen Yayınevi*, 2.
- Albrektsson, T., & Wennerberg, A. (2019). On osseointegration in relation to implant surfaces. *Clinical Implant Dentistry and Related Research*, 21(S1), 4-7. <https://doi.org/10.1111/cid.12742>
- Aliyu, I. K., Mohammed, A. S., & Al-Qutub, A. (2018). Tribological performance of UHMWPE/GNPs nanocomposite coatings for solid lubrication in bearing applications. *Tribology Letters*, 66, 1-11.
- Anderson, J. C. (1986). *A History of Wear and Wear Prevention 1700-1940* [M.Phil.]. Open University (United Kingdom).
- Arkles, B. (2001). Commercial Applications of Sol-Gel-Derived Hybrid Materials. *MRS Bulletin*, 26(5), 402-408.
- Arslan, Ş. (2020). *Ti6Al4V titanyum alaşımının lazer kaynak kabiliyeti ve biyoaktivite özelliklerinin incelenmesi* [Master thesis, Lisansüstü Eğitim Enstitüsü].
- Avila, J. D., Bose, S., & Bandyopadhyay, A. (2018). 3.7—Additive manufacturing of titanium and titanium alloys for biomedical applications. *In Titanium in Medical and Dental Applications* (ss. 325-343). Woodhead Publishing.
- Azam, M. U., & Samad, M. A. (2018). A novel organoclay reinforced UHMWPE nanocomposite coating for tribological applications. *Progress in Organic Coatings*, 118, 97-107.
- Azam, M. U., & Samad, M. A. (2018). Tribological evaluation of a UHMWPE hybrid nanocomposite coating reinforced with nanoclay and carbon nanotubes under dry conditions. *Journal of Tribology*, 140(5), 051304.
- Bartolomeu, F., Buciumeanu, M., Pinto, E., Alves, N., Silva, F. S., Carvalho, O., & Miranda, G. (2017). Wear behavior of Ti6Al4V biomedical alloys processed by selective laser melting, hot pressing and conventional casting. *Transactions of Nonferrous Metals Society of China*, 27(4), 829-838.
- Beşergil, B. (2012). Birsen Beşergil Ders Notları. *CBÜ Fen Bilimleri Enstitüsü*.
- Biyyık, G. (2013). Katodik koruma sistemleri.
- Biesalski, H.-K., Dragsted, L. O., Elmadfa, I., Grossklaus, R., Müller, M., Schrenk, D., Walter, P., & Weber, P. (2009). Bioactive compounds: Definition and assessment of activity. *Nutrition*, 25(11), 1202-1205.
- Biga, L. M., Dawson, S., Harwell, A., Hopkins, R., Kaufmann, J., LeMaster, M., Matern, P., Morrison-Graham, K., Quick, D., & Runyeon, J. (2020). *Anatomy & Physiology*. OpenStax/Oregon State University.

- Boch, P., & Ni, J. C. (Eds.). (2010). *Ceramic Materials: Processes, Properties, and Applications*. John Wiley & Sons.
- Brinker, C. J., & Scherer, G. W. (2013). *Sol-Gel Science: The Physics and Chemistry of Sol-Gel Processing*. Academic Press.
- Bulucu, E. D. (2015). MBM 301 Ders notları, seramikler. *TC Erciyes Üniversitesi Mühendislik Fakültesi Malzeme Bil. ve Müh. Bölümü, 2016*.
- Chandra Yadaw, R., Kumar Singh, S., Chattopadhyaya, S., Kumar, S., & C. Singh, R. (2018). Tribological behavior of thin film coating-a review. *International Journal of Engineering & Technology*, 7(3), 1656.
- Chilukoti, G. R., & Periyasamy, A. P. (2012). *Ultra high molecular weight polyethylene for medical applications*. 55, E100-E103.
- Cho, S. M., Park, J.-W., Han, H.-S., Seok, H.-K., Moon, M.-W., & Kim, Y. C. (2013). Multifunctional Composite Coating as a Wear-Resistant Layer for the Bearing in Total Hip Joint Replacement. *ACS Applied Materials & Interfaces*, 5(2), 395-403.
- Chouirfa, H., Bouloussa, H., Migonney, V., & Falentin-Daudré, C. (2019). Review of titanium surface modification techniques and coatings for antibacterial applications. *Acta Biomaterialia*, 83, 37-54.
- Cimenoglu, H., Gunyuz, M., Kose, G. T., Baydogan, M., Uğurlu, F., & Sener, C. (2011). Micro-arc oxidation of Ti6Al4V and Ti6Al7Nb alloys for biomedical applications. *Materials Characterization*, 62(3), 304-311.
- Czichos, H. (2009). *Tribology: a systems approach to the science and technology of friction, lubrication, and wear* (Vol. 1). Elsevier.
- Çelik, İ., Karakan, M., & Bülbül, F. (2016). Investigation of structural and tribological properties of electroless Ni-B coated pure titanium. *Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers, Part J: Journal of Engineering Tribology*, 230(1), 57-63.
- Çömlekoğlu, M. E., DüNDAR, M., Güngör, M. A., Aladağ, A., & Artunç, C. (2008). *Dişhekimliğinde Alerji: Döküm Alaşımları, Polimerler ve Seramikler*. 29(2), 81-92.
- Das, A., & Mahanwar, P. (2020). A brief discussion on advances in polyurethane applications. *Advanced Industrial and Engineering Polymer Research*, 3(3), 93-101.
- Das, S. S., & Chakraborti, P. (2018). Development of Biomaterial for Total Hip Joint Replacement. *IOP Conference Series: Materials Science and Engineering*, 377(1), 012177.
- Davis, J. R. (2001). *Surface Engineering for Corrosion and Wear Resistance*. ASM International.
- Dehsheish, H. G., Karamian, E., Owsalou, R. G., Ghasemi-Kahrizsangi, S., Vefgh, N., & Soheily, A. (2018). Improvement in performance of MgO-CaO refractory composites by addition of Iron (III) oxide nanoparticles. *Ceramics international*, 44(13), 15880-15886.
- DeStefano, V., Khan, S., & Tabada, A. (2020). Applications of PLA in modern medicine. *Engineered Regeneration*, 1, 76-87.

- Devaraju, A., Kumar, A., Kumaraswamy, A., & Kotiveerachari, B. (2013). Influence of reinforcements (SiC and Al₂O₃) and rotational speed on wear and mechanical properties of aluminum alloy 6061-T6 based surface hybrid composites produced via friction stir processing. *Materials & Design*, 51, 331-341.
- Diniz, G., Karakayalı, E. M., Aycan, İ., Ertürk, G., & Uysal, G. (2022). Mikroorganizmaların Keşfi ve Mikrobiyolojinin Tarihçesi. *İzmir Tıp Fakültesi Dergisi*, 1(2),
- Efe, G. Ç., Yenilmez, E., Altınsoy, I., Türk, S., & Bindal, C. (2021). Characterization of UHMWPE-HAp coating produced by dip coating method on Ti6Al4V alloy. *Surface and Coatings Technology*, 418, 127091.
- Epitez—Hastaya Özgü İmplant ve Yüz Protezleri*. (2024, 18 Nisan). Epitez. <http://www.epitez.net/>
- Erkan, S. (2022). *Bakır nanopartikül kaplama sonrası Ti6Al4V alaşımının antibakteriyel, biyouyumluluk ve biyokorozyon özelliklerinin incelenmesi* [Yüksek lisans tezi]. İstanbul Yeni Yüzyıl Üniversitesi
- Fazel-Rezai, R. (Ed.). (2011). *Biomedical Engineering: From Theory to Applications*. BoD – Books on Demand.
- Fu, Y., Zhang, X.-C., Sui, J.-F., Tu, S.-T., Xuan, F.-Z., & Wang, Z.-D. (2015). Microstructure and wear resistance of one-step in-situ synthesized TiN/Al composite coatings on Ti6Al4V alloy by a laser nitriding process. *Optics & Laser Technology*, 67, 78-85.
- Gadelmawla, E. S., Koura, M. M., Maksoud, T. M. A., Elewa, I. M., & Soliman, H. H. (2002). Roughness parameters. *Journal of Materials Processing Technology*, 123(1), 133-145. [https://doi.org/10.1016/S0924-0136\(02\)00060-2](https://doi.org/10.1016/S0924-0136(02)00060-2)
- Ganesh, B. K. C., Sha, W., Ramanaiah, N., & Krishnaiah, A. (2014). Effect of shotpeening on sliding wear and tensile behavior of titanium implant alloys. *Materials & Design (1980-2015)*, 56, 480-486.
- Ghasemi Owsalou, R. (2018). *Aşınmaya maruz parçaların aşınma dayanımlarının araştırılması* [masterThesis, Fen Bilimleri Enstitüsü]. <https://acikbilim.yok.gov.tr/handle/20.500.12812/559561>
- Girisha, K. G., Prasad, C. D., Anil, K. C., & Rao, K. V. S. (2015). Dry Sliding Wear Behaviour of Al₂O₃ Coatings for AISI 410 Grade Stainless Steel. *Applied Mechanics and Materials*, 766-767, 585-589.
- Gooch, J. W. (2010). *Encyclopedic Dictionary of Polymers*. Springer Science & Business Media.
- Guazzato, M., Albakry, M., Quach, L., & Swain, M. V. (2004). Influence of grinding, sandblasting, polishing and heat treatment on the flexural strength of a glass-infiltrated alumina-reinforced dental ceramic. *Biomaterials*, 25(11), 2153-2160. <https://doi.org/10.1016/j.biomaterials.2003.08.056>
- Guazzato, M., Proos, K., Sara, G., & Swain, M. V. (2004). Strength, reliability, and mode of fracture of bilayered porcelain/core ceramics. *International Journal of Prosthodontics*, 17(2).

- Gurrappa, I. J. M. C. (2003). Characterization of titanium alloy Ti-6Al-4V for chemical, marine and industrial applications. *Materials characterization*, 51(2-3), 131-139.
- Güner, A. T., & Meran, C. (2020). Ortopedik implantlarda kullanılan biyomalzemeler. *Pamukkale Üniversitesi Mühendislik Bilimleri Dergisi*, 26(1), Article 1.
- Güven, Ş. (2014). Biyouyumluluk ve biyomalzemelerin seçimi. *Mühendislik Bilimleri ve Tasarım Dergisi*, 2(3), Article 3.
- Hallab, N. J., & Jacobs, J. J. (2020). 2.5.4—Orthopedic Applications. İçinde W. R. Wagner, S. E. Sakiyama-Elbert, G. Zhang, & M. J. Yaszemski (Ed.), *Biomaterials Science (Fourth Edition)* (ss. 1079-1118). Academic Press. <https://doi.org/10.1016/B978-0-12-816137-1.00070-2>
- Hassan, N., & Abdel Ghany, N. A. (2017). Corrosion of biomaterials: anodic treatment and evaluation of 316L stainless steel in simulated body fluid. *Corrosion Engineering, Science and Technology*, 52(4), 267-275.
- Hench, L. L. (1991). Bioceramics: From Concept to Clinic. *Journal of the American Ceramic Society*, 74(7), 1487-1510.
- Hench, L. L., & Wilson, J. (Eds.). (1993). *An Introduction To Bioceramics*. World Scientific.
- Hasırcı, N. ve Hasırcı, V.N. (2022). *Biyomalzemelerin temel ilkeleri* (1. Baskı). ODTÜ Yayınları.
- İyibilgin, O., Türk, S., Özsoy, M. İ., Findik, F., & Özacar, M. (2024). Chapter 35—Biomechanical analysis of artificial knee joint components. İçinde A. R. Nochehdehi, F. Nemavhola, S. Thomas, & H. J. Maria (Ed.), *Cartilage Tissue and Knee Joint Biomechanics* (ss. 593-609). Academic Press.
- Jin, W., ve Chu, P. K. (2019). Orthopedic implants. *Encyclopedia of biomedical engineering*, 1(3), 425-439.
- João, Pedro, Oliveira, Cesar, Tonicha, Laia, Luís, Cobra, & Branco. (2012). Optimization of Ionic Liquid Film Deposition by Spin and Dip Coating Techniques. *Journal of Materials Science and Engineering. A*, 2(8A), 437.
- Jones, R. W. (1989). Fundamental principles of sol-gel technology. (*No Title*).
- Joshi, M. D., Patil, R. A., Ma, Y.-R., Devan, R. S., & Hosmani, S. S. (2021). Reciprocating Wear Behavior of Noncoated and Polymer/Composite Coated AISI 316L Steel: Role of Surface Mechanical Attrition Treatment. *Tribology Transactions*, 64(5), 916-935.
- Kamrani, S., & Fleck, C. (2019). Biodegradable magnesium alloys as temporary orthopaedic implants: A review. *BioMetals*, 32(2), 185-193. <https://doi.org/10.1007/s10534-019-00170-y>
- Kao, W.-H., & Su, Y.-L. (2018). Tribological properties of biomedical 316L stainless steel after plasma nitriding and Ti-C:H sputtering coating. *Industrial Lubrication and Tribology*, 70(8), 1516-1526. <https://doi.org/10.1108/ILT-04-2017-0084>
- Kaya, Ö. A., Çakir, K., & Bozkurt, Y. (2017). Coating of Different Alloys on Carbon Steel by Plasma Spray Method. *Uluslararası Mühendislik Araştırma ve Gelistirme Dergisi*, 36-42.

- Kayali, Y., Büyüksağış, A., & Yalçın, Y. (2013). Corrosion and wear behaviors of boronized AISI 316L stainless steel. *Metals and Materials International*, 19(5), 1053-1061.
- Keledi, G., Hári, J., & Pukánszky, B. (2012). Polymer nanocomposites: Structure, interaction, and functionality. *Nanoscale*, 4(6), 1919-1938.
- Klein, L. C. (1988). Sol-Gel technology for thin films, fibers, preforms, electronics, and specialty shapes. (*No Title*).
- Kurtz, S., Ong, K., Lau, E., Mowat, F., & Halpern, M. (2007). Projections of Primary and Revision Hip and Knee Arthroplasty in the United States from 2005 to 2030. *JBJS*, 89(4), 780-785.
- Lansdown, A. R., & Price, A. L. (1986). *Materials to resist wear*.
- Ledet, E. H., Liddle, B., Kradinova, K., & Harper, S. (2018). Smart implants in orthopedic surgery, improving patient outcomes: A review. *Innovation and Entrepreneurship in Health*, 5, 41-51.
- Lee, B. K., Yun, Y., & Park, K. (2016). PLA micro- and nano-particles. *Advanced Drug Delivery Reviews*, 107, 176-191.
- Lee, S. J., & Lai, J. J. (2003). The effects of electropolishing (EP) process parameters on corrosion resistance of 316L stainless steel. *Journal of Materials Processing Technology*, 140(1-3), 206-210.
- Li, H. X., Rudnev, V. S., Zheng, X. H., Yarovaya, T. P., & Song, R. G. (2008). Characterization of Al₂O₃ ceramic coatings on 6063 aluminum alloy prepared in borate electrolytes by micro-arc oxidation. *Journal of Alloys and Compounds*, 462(1), 99-102.
- Low, Y. J., Andriyana, A., Ang, B. C., & Zainal Abidin, N. I. (2020). Bioresorbable and degradable behaviors of PGA: Current state and future prospects. *Polymer Engineering & Science*, 60(11), 2657-2675.
- Lu, J., Zhang, Y., Huo, W., Zhang, W., Zhao, Y., & Zhang, Y. (2018). Electrochemical corrosion characteristics and biocompatibility of nanostructured titanium for implants. *Applied Surface Science*, 434, 63-72.
- Mahyudin, F., Widhiyanto, L., & Hermawan, H. (2016). Biomaterials in Orthopaedics. İçinde F. Mahyudin & H. Hermawan (Ed.), *Biomaterials and Medical Devices: A Perspective from an Emerging Country* (ss. 161-181). Springer International Publishing.
- Meng, Y., Xu, J., Jin, Z., Prakash, B., & Hu, Y. (2020). A review of recent advances in tribology. *Friction*, 8(2), 221-300.
- Metson, J. (2011). 2—Production of alumina. İçinde R. Lumley (Ed.), *Fundamentals of Aluminium Metallurgy* (ss. 23-48). Woodhead Publishing.
- Mu, M., Liang, J., Zhou, X., & Xiao, Q. (2013). One-step preparation of TiO₂/MoS₂ composite coating on Ti6Al4V alloy by plasma electrolytic oxidation and its tribological properties. *Surface and Coatings Technology*, 214, 124-130.
- Murariu, M., & Dubois, P. (2016). PLA composites: From production to properties. *Advanced Drug Delivery Reviews*, 107, 17-46.

- Niinomi, M. (2002). Recent metallic materials for biomedical applications. *Metallurgical and Materials Transactions A*, 33(3), 477-486.
- Niinomi, M. (2008). Mechanical biocompatibilities of titanium alloys for biomedical applications. *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*, 1(1), 30-42.
- Nunamaker, D. M. (2019). Orthopedic Implant Failure. İçinde *Equine Fracture Repair* (ss. 831-834). John Wiley & Sons, Ltd.
- Öztürk, S., Sünbül, S. E., Metoğlu, A., & İçin, K. (2020). Improvement of microstructure, tribology and corrosion characteristics of nickel-aluminum bronze by P/M method. *Tribology International*, 151, 106519.
- Paksoy, A. K. (2008). Çelik yapıların, atmosferik korozyona karşı korunmasında epoksi bazlı boya ve kaplamaların kullanımı ve performansı. [Yüksek Lisans Tezi]
- Palanivelu, R., & Ruban Kumar, A. (2014). Scratch and wear behaviour of plasma sprayed nano ceramics bilayer Al₂O₃-13 wt% TiO₂/hydroxyapatite coated on medical grade titanium substrates in SBF environment. *Applied Surface Science*, 315, 372-379.
- Panayotov, I. V., Orti, V., Cuisinier, F., & Yachouh, J. (2016). Polyetheretherketone (PEEK) for medical applications. *Journal of Materials Science: Materials in Medicine*, 27(7), 118. <https://doi.org/10.1007/s10856-016-5731-4>
- Pande, S., & Dhattrak, P. (2021). Recent developments and advancements in knee implants materials, manufacturing: A review. *Materials Today: Proceedings*, 46, 756-762. <https://doi.org/10.1016/j.matpr.2020.12.465>
- Parida, P., Behera, A., & Chandra Mishra, S. (2012). Classification of Biomaterials used in Medicine. *International Journal of Advances in Applied Sciences*, 1(3), 125-129. <https://doi.org/10.11591/ijaas.v1i3.882>
- Park, J., & Lakes, R. S. (2007). *Biomaterials: An Introduction*. Springer Science & Business Media.
- Pas, A. (2004). *Biyomedikal Uygulamalarda Kullanılan Biyomalzemeler*.
- Patel, B., Favaro, G., Inam, F., Reece, M. J., Angadji, A., Bonfield, W., Huang, J., & Edirisinghe, M. (2012). Cobalt-based orthopaedic alloys: Relationship between forming route, microstructure and tribological performance. *Materials Science and Engineering: C*, 32(5), 1222-1229.
- Patel, R. M. (2016). 2—Polyethylene. İçinde J. R. Wagner (Ed.), *Multilayer Flexible Packaging (Second Edition)* (ss. 17-34). William Andrew Publishing. <https://doi.org/10.1016/B978-0-323-37100-1.00002-8>
- Pierre, A. C. (2020). *Introduction to Sol-Gel Processing*. Springer Nature.
- Pound, B. G. (2014). Corrosion behavior of metallic materials in biomedical applications. II. Stainless steels and Co-Cr alloys. *Corrosion Reviews*, 32(1-2), 21-41. <https://doi.org/10.1515/corrrev-2014-0008>
- Premier, Orthopaedic& Trauma Specialists (2024). Ortopedik travma. <https://www.premierortho.org/services/> adresinden 10 Mayıs 2024 tarihinde alınmıştır.

- Qin, S., Xu, K., Nie, B., Ji, F., & Zhang, H. (2018). Approaches based on passive and active antibacterial coating on titanium to achieve antibacterial activity. *Journal of Biomedical Materials Research Part A*, 106(9), 2531-2539. <https://doi.org/10.1002/jbm.a.36413>
- Rae, P. J., & Dattelbaum, D. M. (2004). The properties of poly(tetrafluoroethylene) (PTFE) in compression. *Polymer*, 45(22), 7615-7625. <https://doi.org/10.1016/j.polymer.2004.08.064>
- Rahman, M. (2006). *Plasma nitriding and duplex coating of biocompatible surfaces for low friction and wear resistant applications* [Doctoral, Dublin City University]. <https://doras.dcu.ie/18173/>
- Ravi, K., Ichikawa, Y., Deplancke, T., Ogawa, K., Lame, O., & Cavaille, J.-Y. (2015). Development of Ultra-High Molecular Weight Polyethylene (UHMWPE) Coating by Cold Spray Technique. *Journal of Thermal Spray Technology*, 24(6), 1015-1025. <https://doi.org/10.1007/s11666-015-0276-5>
- Roesler, J., Harders, H., & Baeker, M. (2007). *Mechanical Behaviour of Engineering Materials: Metals, Ceramics, Polymers, and Composites*. Springer Science & Business Media.
- Ronca, S. (2017). Chapter 10—Polyethylene. İçinde M. Gilbert (Ed.), *Brydson's Plastics Materials (Eighth Edition)* (ss. 247-278). Butterworth-Heinemann.
- Rotundo, F., Ceschini, L., Martini, C., Montanari, R., & Varone, A. (2014). High temperature tribological behavior and microstructural modifications of the low-temperature carburized AISI 316L austenitic stainless steel. *Surface and Coatings Technology*, 258, 772-781.
- Say, U. (2018). *Çok amaçlı bir tribometre konstrüksiyonu* [masterThesis, Fen Bilimleri Enstitüsü].
- Schwiesau, J., Schilling, C., Kaddick, C., Utschneider, S., Jansson, V., Fritz, B., Blömer, W., & Grupp, T. M. (2013). Definition and evaluation of testing scenarios for knee wear simulation under conditions of highly demanding daily activities. *Medical Engineering & Physics*, 35(5), 591-600.
- Siegel, I. M. (2002). *All About Joints: How to Prevent and Recover from Common Injuries*. Demos Medical Publishing.
- Sinha, S. K., Lee, C. B., & Lim, S. C. (2008). Tribological Performance of UHMWPE and PFPE Coated Films on Aluminium Surface. *Tribology Letters*, 29(3), 193-199. <https://doi.org/10.1007/s11249-007-9296-8>
- Stachowiak, G., & Batchelor, A. W. (2013). *Engineering Tribology*. Butterworth-Heinemann.
- Stewart, C. J. (2022, Aralık 21). *Orthopedic Implants Market is expected to grow from USD 41.30 billion in 2021 to USD 69.38 billion by 2029: GreyViews*. Ortho Spine News. <https://orthospinenews.com/2022/12/21> adresinden 20.03.2024 tarihinde alınmıştır.
- Stuart, R. V. (2012). *Vacuum technology, thin films, and sputtering: an introduction*. Academic Press.

- Sukuroglu, E. E., Totik, Y., Arslan, E., & Efeoglu, I. (2015). Analysis of Tribo-corrosion Properties of MAO/DLC Coatings Using a Duplex Process on Ti6Al4V Alloys. *Journal of Bio- and Tribo-Corrosion*, 1(3), 22.
- Sun, Y., Duan, Y., Chen, X., Zhang, Q., Jin, X., Li, X., Ma, Y., Sun, L., & Wang, Q. (2006). Research on the molecular entanglement and disentanglement in the dry spinning process of UHMWPE/decalin solution. *Journal of Applied Polymer Science*, 102(1), 864-875. <https://doi.org/10.1002/app.23672>
- Tai, Z., Chen, Y., An, Y., Yan, X., & Xue, Q. (2012). Tribological behavior of UHMWPE reinforced with graphene oxide nanosheets. *Tribology Letters*, 46, 55-63.
- Tiwari, A., & Uzun, L. (2015). *Advanced Functional Materials*. John Wiley & Sons.
- Tiwari, S. K., Sahu, R. K., Pramanick, A. K., & Singh, R. (2011). Development of conversion coating on mild steel prior to sol gel nanostructured Al₂O₃ coating for enhancement of corrosion resistance. *Surface and Coatings Technology*, 205(21), 4960-4967.
- Tlili, B., Barkaoui, A., & Walock, M. (2016). Tribology and wear resistance of the stainless steel. The sol-gel coating impact on the friction and damage. *Tribology International*, 102, 348-354
- Tsarovtceva, I. M., Bryukhanov, A. L., Vlasov, D. Yu., & Maiyorova, M. A. (2023). Biocorrosion of Metal Alloys. *Power Technology and Engineering*, 57(2), 203-208.
- Türhan, İ. (2000). *TiO₂ ve katkılı TiO₂ ince filmlerinin hazırlanması ve karakterizasyonu*. <http://hdl.handle.net/11527/22843>
- Tyona, M. D. (2013). A theoretical study on spin coating technique. *Advances in Materials Research*, 2(4), Article 4.
- Ullen, N. B., Hasak, D. S. M. A., & Dirikolu, M. H. (2020). Factors influencing the machinability during turning sinter-hardened Cu-Ni-Mo based steel: Dependency on cutting speed, feed rate and cutting depth. *Journal of Engineering Research*, 8(4), Article 4. <https://doi.org/10.36909/jer.v8i4.9031>
- Wang, W., Ouyang, Y., & Poh, C. K. (2011). Orthopaedic Implant Technology: Biomaterials from Past to Future. *Annals of the Academy of Medicine, Singapore*, 40(5), 237-244.
- Williams, D. (2003). Revisiting the definition of biocompatibility. *Medical device technology*, 14(8), 10-13.
- Straffelini, G., & Straffelini, G. (2015). Wear mechanisms. *Friction and Wear: Methodologies for Design and Control*, 85-113.
- Williams, D. (2003). Revisiting the definition of biocompatibility. *Medical Device Technology*, 14(8), 10-13.
- Wright, T. M. (2005). Polyethylene in Knee Arthroplasty: What Is the Future? *Clinical Orthopaedics and Related Research (1976-2007)*, 440, 141-148.
- Wu, H., Zhang, X., He, X., Li, M., Huang, X., Hang, R., & Tang, B. (2014). Wear and corrosion resistance of anti-bacterial Ti-Cu-N coatings on titanium implants. *Applied Surface Science*, 317, 614-621.

- Xu, H., Chen, K., Zhang, D., & Yang, X. (2018). Torsional friction behavior of the contact interface between the materials of an artificial knee joint replacement. *Journal of Biomaterials Science, Polymer Edition*, 29(5), 562-581. <https://doi.org/10.1080/09205063.2018.1426921>
- Yetim, A. F. (2010). Investigation of wear behavior of titanium oxide films, produced by anodic oxidation, on commercially pure titanium in vacuum conditions. *Surface and Coatings Technology*, 205(6), 1757-1763. <https://doi.org/10.1016/j.surfcoat.2010.08.079>
- Yılmaz, B., Evis, Z., & Güldiken, M. (2014). Titanyum Alaşımının Biyomimetik Yöntemle Kalsiyum Fosfat Kaplanması. *Gazi Üniversitesi Mühendislik Mimarlık Fakültesi Dergisi*, 29(1), Article 1. <https://doi.org/10.17341/gummfd.56523>
- Yildirim, A., & Şenel, A. S. (2017). Kas ve Eklem Bulguları. *Türkiye Klinikleri Dermatology - Special Topics*, 10(4), 289-292.
- Yildiz, F., Yetim, A. F., Alsaran, A., & Efeoglu, I. (2009). Wear and corrosion behaviour of various surface treated medical grade titanium alloy in bio-simulated environment. *Wear*, 267(5), 695-701.
- Zhao, Z. B., Gillispie, B. A., & Smith, J. R. (2006). Coating deposition by the kinetic spray process. *Surface and Coatings Technology*, 200(16), 4746-4754.
- Zhu, Y., Liu, X.-B., Liu, Y.-F., Wang, G., Wang, Y., Meng, Y., & Liang, J. (2021). Development and characterization of Co-Cu/Ti₃SiC₂ self-lubricating wear resistant composite coatings on Ti6Al4V alloy by laser cladding. *Surface and Coatings Technology*, 424, 127664.
- Znaidi, L. (2010). Sol-gel-deposited ZnO thin films: A review. *Materials Science and Engineering: B*, 174(1), 18-30.

ÖZGEÇMİŞ

Ad-Soyad : Fatma Zehra KÖSE

ÖĞRENİM DURUMU:

- **Lisans** : 2020, Erciyes Üniversitesi, Mühendislik Fakültesi, Biyomedikal Mühendisliği Bölümü
- **Yüksek Lisans** : 2024, Sakarya Üniversitesi, Biyomedikal Mühendisliği Anabilim Dalı, Tezli

MESLEKİ DENEYİM VE ÖDÜLLER:

- Erciyes Üniversitesi 2020 yılı Biyomedikal Mühendisliği Bölüm üçüncülüğü

TEZDEN TÜRETİLEN ESERLER:

- Köse, F. Z., Özsoy, M. İ., Türk, S. (2024). Investigation Of The Effects Of Coating 316l Stainless Steel With Polymer And Alumina On Implant Properties, *International Congress- International Science Andart Researchcenter (Isarc)*, İstanbul, Turkey. (Tam Metin)

DİĞER ESERLER:

Uluslararası hakemli dergilerde yayımlanan makaleler:

- Altınay Ezgi, KÖSE Fatma Zehra, Canım Ateş Sezen, Kızılbey Kadriye (2024). Ibuprofen Loaded Silver Nanoparticle-Doped PVA Gels: Green Synthesis, In Vitro Cytotoxicity, and Antibacterial Analyses. *Gels*, 10(2), 1-21., Doi: 10.3390/gels10020143 (Yayın No: 8955128)

Hakemli dergilerde yayımlan(acak) makale:

- Altınsoy, Ş., Yardımcı, R., Köse, F. Z., Koç, G., (2024). Farklı Soğutma Ortamları Kullanılarak Isıl İşlem Görmüş Ti6Al4V alaşımının SBF ve Hank solüsyonlarında biyokorozyon Davranışının İncelenmesi. *Dicle Üniversitesi Mühendislik Fakültesi Mühendislik Dergisi*, (Kabul aldı, yayın aşamasında)

Uluslararası bilimsel toplantılarda sunulan ve bildiri kitaplarında (proceedings) basılan bildiriler :

- Demirel Münife, Köse Fatma Zehra, Altınsoy Şakir, Beköz Üllen Nuray (2024). PLA ve Re-PLA Polimerlerin Antibakteriyel ve Biyoyoumluluk Davranışlarının İncelenmesi. 8th International ICONTECH CONGRESS on Innovative Surveys

in Positive Sciences, 956-961. (Tam Metin Bildiri/Sözlü Sunum) (Yayın No: 8953641)

- Demirel Münife, Köse Fatma Zehra, Altınsoy Şakir, Beköz Üllen Nuray (2024). 3B Yazıcı Kullanılarak Farklı Üretim Düzlemlerinden Üretilen PLA ve Re-PLA Polimerlerinin Eğme Davranışlarının Karakterizasyonu. 8th International ICONTECH CONGRESS on Innovative Surveys in Positive Sciences, 947-955. (Tam Metin Bildiri/Sözlü Sunum) (Yayın No: 8953611)

Yazılan ulusal/uluslararası kitaplardaki bölümler:

- Mühendislik Alanında Gelişmeler, Bölüm adı: (Polimer Matrisli Biyokompozitlerin Üretim Yöntemleri ve İşlenebilirliği) (2023)., Köse Fatma Zehra, Koç Gökçe, Yardımcı Rezzan, Altınsoy Şakir, Platanus Publishing, Editör:Prof. Dr. Gülden Başyığıt Kılıç, Basım sayısı:1, Sayfa Sayısı 580, ISBN:978-625-6971-84-4, Türkçe(Bilimsel Kitap) (Yayın No: 8564424)