



**SEÇİCİ LAZER ERGİTME (SLE) YÖNTEMİ ile
ÜRETİLEN METALİK BİYOMALZEMELER ÜZERİNE
BİRİKTİRİLEN Ti-Cu ve Ti-Ag İNCE FİLM
KAPLAMALARIN TRIBOLOJİK ve BİYUYUMLULUK
ÖZELLİKLERİNİN ARAŞTIRILMASI**

Çetin ÇİMEN

Doktora Tezi
Makine mühendisliği Ana Bilim Dalı
Danışman: Prof. Dr. Mehmet KARAKAN
2025
(Her hakkı saklıdır.)

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

**SEÇİCİ LAZER ERGİTME (SLE) YÖNTEMİ İLE ÜRETİLEN METALİK
BİYOMALZEMELER ÜZERİNE BİRİKTİRİLEN Ti-Cu ve Ti-Ag İNCE FİLM
KAPLAMALARIN TRİBOLOJİK ve BİYUYUMLULUK ÖZELLİKLERİNİN
ARAŞTIRILMASI**

(Investigation of the Tribological and Biocompatibility Properties of Ti-Cu and Ti-Ag Thin
Film Coatings Deposited on Metallic Biomaterials Produced by Selective Laser Melting
(SLM))

DOKTORA TEZİ

Çetin ÇİMEN

Danışman: Prof. Dr. Mehmet KARAKAN

Erzurum
Şubat, 2025

T.C.
ATATÜRK ÜNİVERSİTESİ
Fen Bilimleri Enstitüsü Müdürlüğü

TEZ KABUL VE ONAY TUTANAĞI

**SEÇİCİ LAZER ERGİTME (SLE) YÖNTEMİ ile ÜRETİLEN METALİK
BİYOMALZEMELER ÜZERİNE BİRİKTİRİLEN Ti-Cu ve Ti-Ag İNCE FİLM
KAPLAMALARIN TRİBOLOJİK ve BİYOUYUMLULUK ÖZELLİKLERİNİN
ARAŞTIRILMASI**

Prof. Dr. Mehmet KARAKAN danışmanlığında, Çetin ÇİMEN tarafından hazırlanan bu çalışma, 19/02/2025 tarihinde aşağıdaki jüri tarafından Makine Mühendisliği Anabilim Dalı Konstrüksiyon ve İmalat Bilim Dalı'nda Doktora tezi olarak **oybirliği / oy çokluğu (5./5.)** ile kabul edilmiştir.

Jüri Başkanı:	Prof. Dr. Hikmet ALTUN <i>Atatürk Üniversitesi</i>	Aslı Islak İmzalıdır
Danışman:	Prof. Dr. Mehmet KARAKAN <i>Atatürk Üniversitesi</i>	Aslı Islak İmzalıdır
Jüri Üyesi:	Prof. Dr. Burak DİKİCİ <i>Atatürk Üniversitesi</i>	Aslı Islak İmzalıdır
Jüri Üyesi:	Prof. Dr. Hikmet ÇİÇEK <i>Erzurum Teknik Üniversitesi</i>	Aslı Islak İmzalıdır
Jüri Üyesi:	Doç. Dr. Onur ÇOMAKLI <i>Erzurum Teknik Üniversitesi</i>	Aslı Islak İmzalıdır

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

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

Prof.Dr. Alper NUHOĞLU

Enstitü Müdürü

Aslı Islak İmzalıdır

Bu çalışma, Atatürk Üniversitesi BAP Koordinasyon Birimi projeleri kapsamında desteklenmiştir.

Proje No: FDK-2022-11130

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

**FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ**

Graduate School of Natural and
Applied Sciences

T.C.
ATATÜRK ÜNİVERSİTESİ REKTÖRLÜĞÜ
FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ MÜDÜRLÜĞÜ

ETİK BİLDİRİM VE İNTİHAL BEYAN FORMU

Doktora Tezi olarak *Prof. Dr. Mehmet KARAKAN* danışmanlığında sunulan “Seçici Lazer Ergitme (SLE) Yöntemi ile Üretilen Metalik Biyomalzemeler Üzerine Biriktirilen Ti-Cu ve Ti-Ag İnce Film Kaplamaların Tribolojik ve Biyouyumluluk Özelliklerinin Araştırılması” başlıklı çalışmanın tarafımızdan bilimsel etik ilkelere uyularak yazıldığını, yararlanılan eserlerin kaynakçada gösterildiğini, Fen Bilimleri Enstitüsü tarafından belirlenmiş olan Turnitin Programı benzerlik oranlarının aşılmadığını ve aşağıdaki oranlarda olduğunu beyan ederiz.

Tez Bölümleri	Tezin Benzerlik Oranı (%)	Maksimum Oran (%)
Giriş	1	30
Kuramsal Temeller	6	30
Materyal ve Metot	16	35
Araştırma Bulguları ve Tartışma	5	20
Sonuçlar ve Öneriler	0	20
Tezin Geneli	6	25

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

Sunulan bilgilerin doğru olduğunu, aksi halde doğacak hukuki sorumlulukları kabul ettiğimizi beyan ederiz.

Tez Yazarı (Öğrenci)	Tez Danışmanı
Çetin ÇİMEN	Prof. Dr. Mehmet KARAKAN
19.2.2025	19.2.2025
İmza: Aslı Islak İmzalıdır	İmza: Aslı Islak İmzalıdır

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

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

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

Not: Bu form, Tezin son şekline uygun olarak bilgisayar ortamında doldurulmalı, çıktısı imzalanıp Tezin sonuna eklenmelidir.

TEŞEKKÜR

Tez çalışmamın tamamlanmasında desteğini ve yardımını hiçbir zaman esirgemeyen değerli tez danışman hocam Sayın Prof. Dr. Mehmet KARAKAN’a ve tecrübelerinden her an yararlandığım, desteklerini hissettiğim, gösterdikleri ilgi, sabır, anlayış ve yardımlarından dolayı Prof. Dr. Burak DİKİCİ ve Prof. Dr. Hikmet ALTUN’a en kalbi saygı ve teşekkürlerimi sunarım.

Atatürk Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri Koordinasyon Birimine (BAP) FDK-2022-11130 nolu projemize verdikleri destek için teşekkürlerimi arz ederim. Ayrıca Atatürk Üniversitesi Doğu Anadolu Yüksek Teknoloji Uygulama ve Araştırma Merkezi (DAYTAM) ve Erzurum Teknik Üniversitesi Yüksek Teknoloji Uygulama ve Araştırma Merkezinin (YÜTAM) değerli yöneticileri, kıymetli hocaları ve gayretli personeline deneysel çalışmalarımız boyunca desteklerinden ve anlayışlarından dolayı teşekkürü bir borç bilirim.

Hayatım boyunca benden desteklerini, sabırlarını, hoşgörülerini ve anlayışlarını esirgemeyen anneme, babama ve eşime sonsuz teşekkür ederim.

Çetin ÇİMEN

ÖZET

DOKTORA TEZİ

SEÇİCİ LAZER ERGİTME (SLE) YÖNTEMİ ile ÜRETİLEN METALİK BİYOMALZEMELER ÜZERİNE BİRİKTİRİLEN Ti-Cu ve Ti-Ag İNCE FİLM KAPLAMALARIN TRIBOLOJİK ve BİYUYUMLULUK ÖZELLİKLERİNİN ARAŞTIRILMASI

Çetin ÇİMEN

Danışman: Prof. Dr. Mehmet KARAKAN

Amaç: Bu çalışmada seçici lazer ergitme (SLE) yöntemiyle, 316L, CoCrW, Ti6Al4V metalik tozlarından üretilen taban/altlık malzeme yüzeyine, PVD magnetron saçtırma yöntemiyle Ti-Cu ve Ti-Ag biriktirilerek üretilen ince film metalik cam (İFMC) kaplamaların mekanik, tribolojik, elektrokimyasal, ıslanabilirlik ve antibakteriyel özelliklerinin incelenmesi amaçlanmıştır.

Yöntem: 316L, CoCrW, Ti6Al4V metalik tozları kullanılarak SLE yöntemiyle elde edilen altlık malzeme yüzeylerine PVD magnetron saçtırma yöntemiyle Ti-Cu ve Ti-Ag kaplamalar büyütülmüştür. Üretilen numunelerin özelliklerini belirlemek için optik profilometre, X-ışını difraksiyonu (XRD), taramalı elektron mikroskobu (SEM), X-ışını fotoelektron spektroskopisi (XPS), enerji dağılımı X-ışını spektroskopisi (EDX), atomik kuvvet mikroskobu (AFM) analizleri, mikrosertlik ölçümleri, aşınma deneyleri, korozyon testleri, ıslanabilirlik ve antibakteriyel özelliklerin belirlenmesi için analizler yapılmıştır.

Bulgular: Ölçümler sonucunda, Ti-Cu ve Ti-Ag kaplanmış numuneler, düşük su temas açısı ile iyi ıslanabilirlik, yüzey modifikasyonu ile iyileşmiş mekanik performans ve yüksek antimikrobiyal etki sergilemiştir. Elde edilen bulgular, Ti-Cu ve Ti-Ag kaplamaların implant malzemesi olarak kullanılmasının iyi bir alternatif olabileceğini göstermektedir.

Sonuçlar: SLE yöntemi ile imal edilen 316L, CoCrW ve Ti6Al4V numunelerinin yüzeylerine PVD saçtırma yöntemiyle kaplanan Ti-Cu ve Ti-Ag metalik ince filmler, sertlik açısından belirgin bir artış sağlamamakla birlikte, özellikle Ti-Ag kaplamalar CoCrW altlık üzerinde en belirgin farkı göstermiştir. Ti-Ag kaplamalar, hidrofilik özellikleriyle dikkat çekmiş, 316L altlığı üzerinde elektrokimyasal özellikleri iyileştirmiştir. Ayrıca Ti-Ag filmler tüm altlık malzemelerde Ti-Cu kaplamalara kıyasla daha yüksek korozyon direnci sunmuştur. Her iki kaplama da bakteri ve mantarlara karşı yüksek antimikrobiyal etki göstermiştir.

Anahtar Kelimeler: Seçici lazer ergitme, ince film metalik cam, magnetron saçtırma, aşınma, korozyon, hidrofilik, mikrosertlik 316L, CoCrW, Ti6Al4V.

Şubat 2025, 114 sayfa

ABSTRACT

DOCTORAL DISSERTATION

INVESTIGATION OF THE TRIBOLOGICAL AND BIOCOMPATIBILITY PROPERTIES OF TI-CU AND TI-AG THIN FILM COATINGS DEPOSITED ON METALLIC BIOMATERIALS PRODUCED BY SELECTIVE LASER MELTING (SLM)

Çetin ÇİMEN

Supervisor: Prof. Dr. Mehmet KARAKAN

Purpose: This study aims to investigate the mechanical, tribological, electrochemical, wettability, and antibacterial properties of thin film metallic glass (TFMG) coatings of Ti-Cu and Ti-Ag, produced via PVD magnetron sputtering on the surface of base materials (316L, CoCrW, Ti6Al4V) fabricated using the Selective Laser Melting (SLM) method from metallic powders.

Method: Ti-Cu and Ti-Ag coatings were applied onto the surface of base materials (316L, CoCrW, Ti6Al4V) produced by the SLM method using PVD magnetron sputtering. To characterize the properties of the produced samples, optical profilometry, X-ray diffraction (XRD), scanning electron microscopy (SEM), X-ray photoelectron spectroscopy (XPS), energy dispersive X-ray spectroscopy (EDX), atomic force microscopy (AFM), microhardness measurements, wear tests, corrosion tests, wettability, and antibacterial properties analyses were conducted.

Findings: As a result of the measurements, Ti-Cu and Ti-Ag coated samples exhibited good wettability with a low water contact angle, improved mechanical performance through surface modification, and high antimicrobial activity. The obtained findings suggest that Ti-Cu and Ti-Ag coatings could be a good alternative for use as implant materials.

Conclusion: Although the Ti-Cu and Ti-Ag metallic thin films deposited on the surfaces of 316L, CoCrW, and Ti6Al4V specimens manufactured by the SLE method using the PVD sputtering technique did not provide a significant increase in hardness, Ti-Ag coatings exhibited the most noticeable effect on the CoCrW substrate. Ti-Ag coatings stood out with their hydrophilic properties and improved electrochemical performance on the 316L substrate. Also Ti-Ag films provided higher corrosion resistance than Ti-Cu coatings across all substrate materials. Both coatings exhibited strong antimicrobial effects against bacteria and fungi.

Keywords: Selective Laser Melting, thin film metallic glass, magnetron sputtering, wear, corrosion, hydrophilic, microhardness, 316L, CoCrW, Ti6Al4V.

February 2025, 114 pages

İÇİNDEKİLER

KABUL VE ONAY TUTANAĞI.....	i
ETİK BİLDİRİM VE İNTİHAL BEYAN FORMU	ii
TEŞEKKÜR	iii
ÖZET	iv
ABSTRACT	v
İÇİNDEKİLER.....	vi
TABLolar DİZİNİ.....	viii
ŞEKİLLER DİZİNİ	viii
KISALTMALAR VE SİMGELER DİZİNİ	xi
GİRİŞ.....	1
KURAMSAL TEMELLER.....	12
Biyomalzemeler	12
Metalik Biyomalzemeler.....	15
316L Paslanmaz Çelik.....	16
CoCr Alaşımları	17
Ti ve Alaşımları.....	18
Eklemeli İmalat	19
Metalik Camlar.....	26
Ti Esaslı İFMC	28
Cu Esaslı İFMC.....	29
Ag Esaslı İFMC	30
İnce Film Kaplamalar.....	31
PVD.....	32
Buharlaştırma	34
Saçtırma.....	35
MATERYAL ve YÖNTEM	40
SLE Yöntemiyle Altlık Malzemelerin (Numunelerin) İmalatı	40
Magnetron Saçtırma ile İFMC Kaplama İşlemi.....	42
İFMC'lerin Karakterizasyonu	43
Yüzey Görüntüleri.....	46
Islanabilirlik ve Yüzey Enerjisi.....	47
Mikrosertlik ve Aşınma Deneyleri.....	47
Korozyon Deneyleri	49

Antibakteriyel Test.....	51
ARAŞTIRMA BULGULARI ve TARTIŞMA	52
XDR Analizleri	52
SEM Analizleri.....	58
EDX Analizleri.....	60
XPS Analizleri	61
Yüzey Topografyası	64
Islanabilirlik ve Yüzey Enerjisi.....	67
Aşınma ve Mikro Sertlik Analizleri	69
Mikrosertlik.....	75
Elektrokimyasal Korozyon Testleri	76
Potansiyodinamik Polarizasyon Testleri	76
Elektrokimyasal Empedans Spektroskopisi (EIS)	79
Antibakteriyel testler	85
SONUÇ ve ÖNERİLER	87
KAYNAKLAR.....	90
ÖZGEÇMİŞ.....	99

TABLÖLAR DİZİNİ

Tablo 1. Biyomalzeme Türleri ve Her Türün İçerdiği Örnek Malzemeler.....	14
Tablo 2. Bazı Metalik Biyomalzeme ve Kompakt Kemikğin Özelliklerinin Kıyaslaması.....	16
Tablo 3: Eklemeli İmalatın Avantajları ve Dezavantajları	20
Tablo 4. Bazı Metal İmplant Materyal ve Kemikğin Mekanik Özelliklerinin Karşılaştırılması	29
Tablo 5. Metalik Tozlar a) 316 L b) CoCrW c) Ti6Al4V	40
Tablo 6. Metalik İnce Film Biriktirme Güç Değerleri ve Kaplama Kalınlıkları	43
Tablo 7. Triboloji Deney Şartları.....	48
Tablo 8. Laktatlı Ringer Çözelti İçeriği 1L için	50
Tablo 9. Numunelerin Pürüzlülük Değerleri	66
Tablo 10. Yüzey Enerji Değerleri.....	68
Tablo 11. Altlık ve Kaplanmış Yüzeylere Ait Aşınma Verileri	73
Tablo 12. Ringer Solüsyonu Ortamında Altlık/İFMC'lerin Korozyon Karakteristiğinin Analiz Sonuçları.....	79
Tablo 13. Altlık ve Ti-Cu/Ti-Ag Kaplamaların Antimikrobiyal Aktivitesi	86

ŞEKİLLER DİZİNİ

Şekil 1. Ortopedik tıbbi müdahalelerde biyomateryallerin tarihsel gelişimi ve uygulamaları.	13
Şekil 2. Biyolojik sistemlerle etkileşime girecek şekilde tasarlanmış materyaller	14
Şekil 3. İmalat yöntemleri a) Konvansiyonel imalat b) Eİ.....	21
Şekil 4.SLS 3D baskı işleminin şematik diyagramı	24
Şekil 5. SLE tabanlı 3D baskı işleminin şematik diyagramı	25
Şekil 6. İnce Film Kaplama Teknikleri	32
Şekil 7. PVD Teknikleri	34
Şekil 8. Buharlaştırma Yönteminin Şematik Gösterilişi	35
Şekil 9. Püskürtme Tüpü.	36
Şekil 10. Magnetron Saçtırma Yoluyla Biriktirme İşlemi	37
Şekil 11. Triyot Saçtırma Yöntemi	37
Şekil 12. Manyetik Alan Saçtırma Yöntemi Çalışma Prensibi	38
Şekil 13. İyon Demeti ile Saçtırma	39
Şekil 14. Concept Laser'den Mlab Cusing Cihazının İki Açıdan Görünüşü	40
Şekil 15. SLE Cihazı ile Numune Üretimi a) CoCrW b) Ti6Al4V.....	41
Şekil 16. SLE Yöntemi ile Üretimi Yapılacak Numunelerin CAD Çizimi (mm).....	42
Şekil 17. Vaksis PVD Magnetron Saçtırma Cihazı a) Dıştan Görünüş b) İç Kısımın Görünüşü	43
Şekil 18. PANalytical Empyrean X-ışını Kırımı (XRD) Cihazı	44
Şekil 19. Kla Tencor Stylus Profiler P7 Profilometre	45
Şekil 20. Zeiss Crossbeam 540 FIB-SEM Taramalı Elektron Mikroskobu	45
Şekil 21. Specs-Flex XPS cihazı	46
Şekil 22. Hitachi 5100N AFM cihazı.....	46
Şekil 23. Attension Theta Flex Optik Tansiyometre	47
Şekil 24. SHIMADZU HVM Sertlik Ölçme Cihazı.	48
Şekil 25. Bruker UMT Tribometre Cihazı	49
Şekil 26. Bruker-Contour GT 3D Optik Profilometre Cihazı	49
Şekil 27. Interface 1010 Potentiostat/Galvanostat/ZRA-Gamry Instruments Cihazı.....	50
Şekil 28. Altlık Malzemelerin XRD Spektrumları a) 316L b) CoCrW c) Ti6Al4V	52
Şekil 29. Ti-Cu Kaplamanın XRD Spektrumları a) 316L b) CoCrW c) Ti6Al4V d) Bütün Altlıklar	54
Şekil 30. Ti-Ag Kaplamanın XRD Spektrumları a) 316L b) CoCrW c) Ti6Al4V d) Bütün Altlıklar	56

Şekil 31. SEM görselleri a) 316L altlık b) CoCrW altlık c) Ti6Al4V altlık d) Ti-Cu kaplama (316L üzerinde), e) Ti-Cu kaplama (CoCrW üzerinde), f) Ti-Cu kaplama (Ti6Al4V üzerinde), g) Ti-Ag kaplama (316L üzerinde), h) Ti-Ag kaplama (CoCrW üzerinde), i) Ti-Ag kaplama (Ti6Al4V üzerinde).....	58
Şekil 32. Altlık malzemelerin EDX analizi.....	60
Şekil 33. Ti-Cu İFMC EDX Analizi	60
Şekil 34. Ti-Ag İFMC EDX Analizi	61
Şekil 35. XPS Spektrumları a) Ti-Cu İFMK b) Ti2p c) Cu2p	62
Şekil 36. XPS Spektrumları a) Ti-Ag İFMK XPS Spektrumu b) Ti2p C) Ag3d.....	63
Şekil 37. Kaplama Yapılmamış ve Kaplanmış Yüzeylere Ait 3D AFM Verileri	64
Şekil 37. Kaplama Yapılmamış ve Kaplanmış Yüzeylere Ait 3D AFM Verileri (Devamı)...	65
Şekil 38. Altlık Malzeme Su Temas Açısı a) 316L b) CoCrW c) Ti6Al4V	67
Şekil 39. Ti-Cu İFMC Kaplama Temas Açısı a) 316L b) CoCrW c) Ti6Al4V	67
Şekil 40. Ti-Ag İFMC Kaplama Temas Açısı a) 316L b) CoCrW c) Ti6Al4V.....	68
Şekil 41. Altlık ve Kaplanmış Yüzeye Ait Aşınma Görüntüleri.....	69
Şekil 42. Altlık ve Kaplanmış Yüzeye Ait Sürtünme Katsayısı COF.....	73
Şekil 43. Altlık ve Kaplanmış Yüzeye Ait Aşınma Oranları	74
Şekil 44. Altlık ve Kaplamaların Vickers Mikro Sertlik Değerleri.....	75
Şekil 45. Polarizasyon Eğrileri a) Altlıklar b) Ti-Cu Kaplama c) Ti-Ag Kaplama d) 316L ve üzerine yapılan kaplamalar e) CoCrW ve üzerine yapılan kaplamalar f) Ti6Al4V ve üzerine yapılan kaplamalar.....	78
Şekil 46. Açık Devre Potansiyeli OCP Grafikleri a) Altlıklar b) Ti-Cu c) Ti-Ag d) 316L ve üzerine yapılan kaplamalar e) CoCrW ve üzerine yapılan kaplamalar f) Ti6Al4V ve üzerine yapılan kaplamalar.....	80
Şekil 47. Bode ($ Z $ -frekans) Eğrileri a) Altlıklar b) Ti-Cu c) Ti-Ag d) 316L ve üzerine yapılan kaplamalar e) CoCrW ve üzerine yapılan kaplamalar f) Ti6Al4V ve üzerine yapılan kaplamalar (Devamı).....	82
Şekil 48. Bode (Faz Açısı-Frekans) Eğrileri a) Altlıklar b) Ti-Cu c) Ti-Ag d) 316L ve üzerine yapılan kaplamalar e) CoCrW ve üzerine yapılan kaplamalar f) Ti6Al4V ve üzerine yapılan kaplamalar.	83
Şekil 49. Nyquist grafikleri a) Altlıklar b) Ti-Cu c) Ti-Ag d) 316L ve üzerine yapılan kaplamalar e) CoCrW ve üzerine yapılan kaplamalar f) Ti6Al4V ve üzerine yapılan kaplamalar	84
Şekil 50. Nyquist Grafiği için Eşdeğer Randles Devre Modeli	85
Şekil 51. Ti-Ag Kaplamaların Antimikrobiyal Aktivite Görüntüleri.....	86

KISALTMALAR VE SİMGELER DİZİNİ

Kısaltmalar

AC	: Alternatif akım
AFM	: Atomik kuvvet mikroskobu
ASTM	: Amerikan test ve materyalleri topluluğu
CA	: Temas açısı
COF	: Sürtünme katsayısı
DC	: Doğru akım
EDS	: Enerji dağılım spektroskopu
EIS	: Elektrokimyasal empedans spektroskopu
HMK	: Hacim merkezli kübik
HV	: Vickers sertlik
İFMC	: İnce film metalik cam
MC	: Metalik cam
OCP	: Açık devre potansiyeli
PH	: Potansiyel hidrojen
PP	: Potansiyodinamik polarizasyon
PVD	: Fiziksel buhar saçtırma
RF	: Radyo frekansı
SLE	: Seçici lazer ergitme
SEM	: Taramalı elektron mikroskobu
SPH	: Sıkı paket hekzagonal
XPS	: X-ışını fotoelektron spektrometresi
XRD	: X-ışını difraktometresi

Simgeler

A	: Amper
Å	: Angstrom
Ag	: Gümüş
Al	: Alüminyum
Al₂O₃	: Alümina
Ar	: Argon
Au	: Altın
Be	: Berilyum
CaO	: Kalsiyum oksit
Co	: Kobalt
CoCrW	: Kobalt- krom- tungsten
Cu	: Bakır
Dw	: Güç yoğunluğu
E	: Elastisite modülü
E, Ebd	: Potansiyel, potansiyel (kırılma)
Ecorr	: Korozyon potansiyeli

Epp	: Birincil pasifleşme potansiyeli
Esp	: İkincil pasifleşme potansiyeli
eV	: Elektron volt
Fe	: Demir
F	: Uygulanan kuvvet
GPa	: Gigapaskal
Gr	: Gram
Hz	: Hertz
Icorr	: Korozyon akım yoğunluğu
Ip	: Korozyon pasif bölge akım yoğunluğu
J	: Joule
K	: Kelvin sıcaklık
Lc	: Kritik yük
Mg	: Magnezyum
µm	: Mikrometre
µl	: Mikrolitre
mm	: Milimetre
MPa	: Megapascal
N	: Newton
Ni	: Nikel
nm	: Nanometre
°	: Derece
P	: Gaz basıncı
P2O5	: Fosfor pentoksit
Pa	: Pascal
Pd	: Paladyum
Pt	: Platin
Q	: Aşınma oranı/hızı
R	: Direnç
Rct	: Şarj transfer direnci
Rox	: Oksit tabaka direnci
Rp	: Polarizasyon direnci
Rs	: Çözelti direnci
Ra	: Aritmetik ortalama pürüzlülük
rpm	: Dakikadaki dönme sayısı
sccm	: Standart santimetre küp/dakika
Si	: Silisyum
SiC	: Silisyum karbür
T	: Sıcaklık (Kelvin)
Tg	: Geçiş sıcaklığı
Ti	: Titanyum
Ti6Al4V	: Ti, 6 Alüminyum, 4 Vanadyum
TiAlNb	: Ti, Alüminyum, Niyobiyum

T_m	: Ergime sıcaklığı (Kelvin)
T_x	: Kristalleşme sıcaklığı
V	: Volt
V_b	: Negatif bias voltaj
W	: Watt
Y	: İttriyum
Z	: Empedans
3D	: Üç boyutlu
Ω	: Ohm (direnç)
θ	: Açı
β_a, β_c	: Tafel sabitleri
316L	: Paslanmaz çelik (türü)



GİRİŞ

Baş döndürücü bir hızla ilerleyen teknolojik gelişmeler, yaşamın her safhasında kendini hissettirmiş buna paralel olarak mühendislik malzemeleri tasarımında da bu doğrultuda ihtiyaçlar ve beklentiler artmıştır. Bu beklentileri konvansiyonel (talaşlı imalat, döküm vb.) üretim yöntemleriyle gerçekleştirmek uzun zaman almakta ve karşımıza yüksek işçilik giderleri, atık malzeme israfı, artan kalifiye eleman ihtiyacı vb. dezavantajlı durumlar ortaya çıkmaktadır. Bu olumsuzlukları minimize etmek için eklemeli üretim yöntemi güçlü bir adaydır (Gu 2023; M *et al.* 2023). Bu yöntem, üç boyutlu model verilerinden nesneler yapmak için katmanların birbiri üzerine dizilmesiyle elde edilen bir imal usulü olup, günümüzün ve geleceğin teknolojisi olarak göze çarpmaktadır (Prakash *et al.* 2021).

Seçici lazer ergitme (SLE) yöntemi, son derece kompleks geometrideki parçaların tek işlemlerde, nihai ürün olarak üretilebildiği günümüzün gelişmiş imalat teknolojisidir. Bu yöntemde, toz halindeki hammaddeler lazer vasıtasıyla ergitilerek katman katman birbirine bağlanır (Ghaemifar and Mirzadeh 2023; Xue *et al.* 2023). Proseste vakum ortamına ihtiyaç duyulmaması, bakım maliyetlerinin nispeten düşmesi anlamına gelir. Ayrıca tozların, yalıtkan veya iletken özelliklerinden bağımsız olarak bütün malzemelerle üretim yapılabilir. Kısaca SLE üretim yöntemi ile istenilen geometri ve hacimdeki malzemeler seri ve daha az maliyetli, minimum atık olacak şekilde ve direk çıktı alınabilecek biçimde üretilebilmektedir. Bu nedenlerden dolayı bu gelişmiş teknoloji ile hızlı üretim/imalat yapabilmek mümkün hale gelmiştir (Korkmaz *et al.* 2022).

Metalik biyomalzemeler, görevini kısmi olarak yerine getiremeyen sert dokulara işlevsellik katmak için kullanılabildiği gibi, özelliğini tamamen yitiren sert dokuların yerine kullanılmak üzere geliştirilen alternatiflerdir. Bu malzemeler, karşımıza iyi korozyon dayanımı, yüksek mekanik özellikler, elektriksel artılar, termal iletkenlikler, kas-iskelet sisteminin mekanik kusurlarına en iyi uyum sağlayabilmeleri, değişken ve ani yüklemelere karşı direnç sağlamaları gibi artıları çıkmaktadır. Bu önemli özellikler metalik biyoyoumlu malzemeler üzerinde yoğunlaşmayı çekici kılmaktadır (Nguyen *et al.* 2022; Pesode and Barve 2023).

Metalik biyomalzemeler fiziksel, kimyasal ve biyolojik olarak biyoyoum özellikleri sayesinde sadece vücuttaki dokular yerine kullanılmakla kalmamış aynı zamanda nano elektromekanik sistemler, biyosensörler, dişçilik cihazları ve cerrahi aletler alanlarında ilgi odağı olmuştur (Davoodi *et al.* 2022; Pesode and Barve 2022).

Biyoyoumlu malzemelerin vücutta kullanılabilirliğinin sağlanması için korozyon direncinin yüksek olması son derece önemlidir. Canlı dokuyla etkileşimde bulunan implant

yüzeyi, kan, serum, çözülmüş oksijen ve su gibi biyolojik bileşenlerle sürekli olarak temas halindedir (Mahmud *et al.* 2023; Huang *et al.* 2024). Bu dinamik ortamda, metal malzemeler kimyasal ve elektrokimyasal reaksiyonlara maruz kalarak korozyon riski taşımaktadır. Metalin bulunduğu ortamdaki diğer elementlerle doğrudan elektron alışverişi, kimyasal korozyonun oluşmasına yol açar. Eğer bu süreç, farklı yerlerde meydana gelen iki ayrı kısmi reaksiyon ile karakterize ediliyorsa, bu durumda elektrokimyasal korozyon söz konusudur. Her iki korozyon türünde de elektrik yüklerinin karşılıklı değişimi gerçekleşir. Elektrokimyasal korozyon, tüm metal türlerinde, özellikle de paslanmaz çeliklerde sıkça rastlanan bir sorundur. Dış hekimliğinde kullanılan materyallerin korozyona karşı dayanıklılığı kritik bir öneme sahiptir; zira korozyon, yüzeyde ayrışmalara ve mekanik bütünlüğünün zayıflamasına neden olabilir. Yüzey ayrışmaları, yumuşak dokularda renk değişimleri ve alerjik reaksiyonlar gibi istenmeyen yan etkilere yol açabilir. Korozyon sürecinde, malzeme yüzeyinden dokuya doğru iyon transferi gerçekleşmektedir. Bu durum, metal yüzeyini zayıflatmakla kalmaz, aynı zamanda toksik etkiler üreterek hücrelere zarar verebilir. Bu nedenle, in vivo uygulamalar için tasarlanan metal protezlerin, serum, tükürük veya çeşitli sentetik tampon çözeltiler içinde detaylı bir şekilde test edilmesi gerekmektedir (Zhang *et al.* 2021). Bu testler, malzemelerin biyouyumluluğunu ve uzun süreli performansını değerlendirmek için kritik öneme sahiptir.

Vücut içerisinde kullanılan metalik alaşımların hücrelere doğru iyon transferi, zararlı aşırı duyarlılıklara ve doku reaksiyonlarına sebep olmaktadır. Zira krom iyonları vücutta biyobirikim yoluyla akciğer, gırtlak, mesane, böbrekler, kemik ve tiroid gibi çeşitli kanserleri tetikleyebilmektedir. Alüminyum, çeşitli enzimleri bozabilir, protein sentezi ve hücre zarı geçirgenliğini değiştirebilir ayrıca unutkanlığa sebep olabilir. Demirin ürettiği hidrojen radikalleri DNA'ya saldırarak hücre hasara, mutasyona ve kötü huylu dönüşümlere neden olur ve bunun sonucu olarak bir dizi kötü hastalıkların ortaya çıkmasına neden olur. Dolayısıyla canlı doku ile temas halindeki metalik alaşımların / implantların düşük metalik iyon transferine sahip olması gerekir (Jaishankar *et al.* 2014).

İyon göçü durumlarında belirli oranda salınan iyonların canlı yapıya zarar vermeyecek elementlerden seçilmesi ve uygun üretim tekniklerinin tercih edilmesi doku-implant uyumu için gereklidir. Geleneksel döküm teknikleriyle hazırlanan CoCr alaşımlarının çeşitli bileşenlerinin çözünme özellikleri daha önce belgelenmiş olsa da, SLE yoluyla üretilen CoCr alaşımlarının iyon salınımı yeteri kadar açık değildir (Erener *et al.* 2022).

Gerek metalik temas yüzeyi bozunma problemine çözüm bulmak gerekse uygun element seçimi için çeşitli yöntemler mevcuttur. Bunlar içerisinde yüzey ısı işlemleri bir tercih olabildiği gibi yüzey kaplama işlemi de cazip durmaktadır (Nayak *et al.* 2022). Zira yüzey

kaplama işleminde yüzeye ince film metalik cam (İFMC) kaplama (amorfları yapılarından dolayı tane sınırı, farklı fazlar vb. olmadığı için) homojen bir yapı elde edildiğinden, elde edilecek amorf kaplamaların hem mekanik özellikleri taban/altlık malzemeye göre daha yüksek olmakta hem de biyouyumlu element seçiminde çok geniş alternatifler bulunmaktadır. Bu biyouyumlu metaller içerisinde;

- ✓ Ti alaşımları,
- ✓ CoCr alaşımları,
- ✓ Paslanmaz çelikler, geniş ve güncel kullanım alanına sahiptir (Alvi *et al.* 2020; Zou *et al.* 2022).

İFMC, geleneksel döküm olanlara kıyasla üstün özelliklere sahip kaplama malzemeleridir. Fiziksel ve mekanik özellikleri, kompozisyonları değiştirilerek geliştirilebilir. Buharlaştırma, saçırma ve elektro kaplama gibi pek çok yöntemle kaplama yapılabilirler. Bunların arasında PVD yöntemlerinden olan magnetron saçırma, yaygın bir kullanım alanına sahiptir. Geleneksel döküm olanlara göre magnetron saçırmayla elde edilen İFMC iki avantaja sahiptir. Birincisi; gaz yoğunlaştırması sayesinde hızlı soğutma artık problem değildir ve malzemede ucuz elementler kullanılabilir, ikincisi; saçırma parametreleri istenildiği gibi düzenlenebildiğinden dolayı malzeme maliyetleri farklı tipteki metalik camlar (MC) geliştirilebilecek şekilde ayarlanabilir. Ayrıca magnetron saçırma yöntemi sayesinde geleneksel döküm olanlara göre elementlerin çözünabilir kompozisyon aralığı çok daha yüksektir. Düşük yüzey pürüzlülüğü, tane sınırlarının olmayışı, yumuşak manyetik özellikler ve yüksek termal kararlılık gibi özelliklerine sahiptirler. Bundan dolayı biyomedikal cihazlar, biyosensörler, biyoelektrotlar, implantlar, ortopedik ve dişçilik destek cihazları gibi pek çok alanda gelecek vadetmektedirler (Rajan and Arockiarajan 2021).

Titanyum (Ti) ve alaşımları yüksek mukavemeti, düşük yoğunluğu, iyi mekanik özellikleri, iyi tokluğu, aşırı korozyon direnci ve biyouyumluluğu ile ön plana çıkmaktadır. Mukavemetteki yetersizlikler, yüksek sıcaklıklarda dayanıklılığını yitirmesi ve oksit tabasının oluşumu, yüzeyinde biyofilm oluşumundaki kolaylıklar vb. olumsuzluklardan ötürü saf Ti kullanım kısıtlamaları mevcuttur. Bu dezavantajlar bir yandan biyolojik olarak aktif olan Cu, Ag, Au, Zn gibi elementlerin eklenmesiyle minimize edilebilirken diğer yandan yeni özellikler kazanmasına sebep olur. Böylelikle elde edilen intermetalik bileşikler biyouyumlulukta bariz bir fark oluşturmada yeni özelliklere sahip İFMC elde edilmiş olur (Wojcieszak *et al.* 2017; Lukose *et al.* 2022; Lukose *et al.* 2023).

Birçok araştırmacı tarafından bakterileri engellediği gözlenen Ag metali ve bileşiklerinin antibakteriyel özellikleri, uzun yıllardan beri bilinmektedir. Ag, mikroorganizmaların DNA moleküllerine etki etmek suretiyle çoğalmasını engeller ve bakteri proteinlerindeki SH gruplarıyla etkileşme yoluyla inaktive olmalarını sağlar. Ag ve bileşikleri gerek yüksek antibakteriyel etkisinden gerekse toksit etki oluşturmamasından dolayı yüzeylere kaplama yapılmak suretiyle günlük hayatta kullanılmaya da çok elverişlidir. Kimyasal olarak daha dayanıklı olan Ag etkili materyaller, dayanımları daha fazla olmakla beraber Ag iyonlarının bu materyallerin yüzeylerinde daha iyi tutunmasıyla antibakteriyel özelliklerini uzun süre muhafaza ederler (Tsendzughul and Ogwu 2020).

Cu ve Ag elementleri, diğer ağır metallere kıyasla daha az toksisiteye sahiptir. Antibakteriyel bakış açısından, mikrobiyal DNA'ya bağlanarak, bakteriyel replikasyonu önleyerek ve bakteriyel elektron taşıma zincirindeki metabolik enzimlerin sülfhidril gruplarını bozarak in vitro bakteriyel inaktivasyona neden olabilirler (Wojcieszak *et al.* 2017).

Ti-Cu kaplı malzemeler geçmiş yıllarda daha çok kalın filmler halinde ve bulk olarak üretilerek incelendi. Ti-Ag kaplamalar antibakteriyel özellik ve yüksek biyoaktivite sergiledikleri eskiden beri bilinmektedir. Ti biyouyumluluğu, Ag'nin antimikrobiyal etkisi, Cu'nun MC oluşumundaki katkısı gibi avantajları nedeniyle biyomedikal alanda Ti-Cu ve Ti-Ag ince film uygulamalarına olan ilgi hızla artmaktadır. Ti-Cu kaplı sistemler insan vücudunda kullanılan implantlarda, çok sık temas edilen yüzeyler gibi malzemelerde antibakteriyel sistem oluşturmak için dikkat çekicidir (Mahmoudi *et al.* 2022; Birkett *et al.* 2023).

Biriktirilen İFMC kaplamanın hidrofobik ve hidrofilik özellikleri, özellikle dış implantlarında mutlaka göz önüne alınması gereken özelliklerdir. Hidrofilik yüzeyler dış implantlarında yara iyileşmesinin ilk aşamasında ve osseointegrasyon sırasında kemik entegrasyonunu kolaylaştırabilir. Klinik çalışmalar kemiğin implant yüzeyine mekanik olarak bağlanması ve kemik ankrajında önemli sayılabilecek iyileşme sağlayabildiğini göstermiştir (Aydemir *et al.* 2021).

Bu çalışmada, 316 L, CoCrW ve Ti6Al4V metalik tozlar kullanılarak SLE yöntemiyle malzeme üretimini ve bu numunelerin yüzeylerine kaplanmış Ti-Cu ve Ti-Ag İFMC'lerin özellikleri araştırılmıştır. Ti-Cu ve Ti-Ag, argon gazı ortamında PVD magnetron saçtırma yöntemiyle biriktirilmiş ve İFMC'lerin karakterizasyonu, yüzey mikro yapısı ve fizikokimyasal özellikleri ve biyouyumluluğun incelenmesine odaklanılmıştır. Yapısal özellikleri belirlemek için optik profilometre, X-ışını difraksiyonu (XRD), taramalı elektron mikroskobu (SEM), X-ışını fotoelektron spektroskopisi (XPS), enerji dağılımı X-ışını spektroskopisi (EDX) ve atomik kuvvet mikroskobu (AFM) analizleri gerçekleştirilmiştir.

Ayrıca, korozyon, tribolojik özellikler, ıslanabilirlik (hidrofobik-hidrofilik) ve antibakteriyel özelliklerini de değerlendiren çok kapsamlı bir çalışma yapılmıştır.

Literatür çalışmaları;

Bartolomeu et al. (2017) çalışmasında, 316L paslanmaz çeliğin mekanik ve tribolojik davranışları için, SLE, sıcak presleme ve geleneksel döküm yöntemleri karşılaştırmıştır. SLE yöntemiyle üretilen 316L paslanmaz çelik numunelerinin, geleneksel yöntemlerle elde edilen muadillerine kıyasla mekanik özellikleri ve tribolojik performanslarının daha yüksek olduğu gözlemlenmiştir. Bu üstün performansın nedeni, SLE yöntemiyle üretilen çeliğin ince taneli mikro yapısına dayandırılmıştır (Bartolomeu *et al.* 2017).

Alsalla et al. (2018) çalışmasında, farklı açılarda SLE yöntemiyle üretilen 316L paslanmaz çeliğin yüzey kalitesi, mikro yapısı ve mekanik özellikleri incelenmiştir. SLE parçalarının yoğunluğunun, geleneksel 316L paslanmaz çelik ürünlerine kıyasla yaklaşık %96 olduğu, sertliğin geleneksel malzemeye benzer olmasına rağmen tokluğun arttığı ve dolayısıyla sertlik değerinin düştüğü belirlenmiştir. Ayrıca, SLE ile üretilen parçaların akma ve çekme mukavemetinin, geleneksel malzemeden daha iyi olduğu tespit edilmiştir. Üretim açılarına göre yapılan testlerde, mikroyapı ve mekanik özelliklerin farklılık gösterdiği ve 90° açıyla üretilen numunelerin kırılma tokluğunun en düşük olduğu bulunmuştur (Alsalla *et al.* 2018).

Kumar et al. (2008) çalışmasında, SLS/SLE yöntemleri kullanılarak üretilen 316L paslanmaz çelik, takım çeliği, Ti6Al4V ve CoCrMo metalik tozları arasındaki aşınma performansları karşılaştırılmıştır. Ti6Al4V ve CoCrMo alaşımlarının, aşınmaya karşı son derece dirençli olduğu tespiti yapılmıştır. 316L paslanmaz çelik, takım çeliğiyle karşılaştırıldığında daha yüksek aşınma direnci göstermiştir. Ayrıca, SLE yöntemiyle üretim sırasında doluluk oranının maksimum seviyede olmasını sağlamak için üretim parametrelerinin buna göre ayarlanması gerektiği vurgulanmıştır (Kumar *et al.* 2008).

Galeano-Osorio et al. (2020) çalışmasında, plazma nitrürlenmiş 316L paslanmaz çeliğin kan uyumluluğu üzerine, işleme sıcaklıklarının etkisi incelenmiştir. Düşük sıcaklıklarda yapılan plazma nitrüleme işlemlerinde, üç farklı sıcaklıkta (380, 400, 420 °C) in vitro kan uyumluluğu test edilmiştir. Analiz sonuçlarına göre, pürüzlülük ve ıslanabilirlik sıcaklıkla birlikte artış göstermiştir. 380 °C'deki nitrüleme işlemi hemo-uyumluluğu artırırken, 420 °C'deki işlem, işlenmemiş 316L paslanmaz çelik ile karşılaştırıldığında bile zayıf bir hemo-uyumluluk yanıtı göstermiştir (Galeano-Osorio *et al.* 2020).

Suryawanshi et al. (2017) çalışmasında, SLE ile imal edilen 316L paslanmaz çeliğin mikro yapısı ve mekanik özellikleri değerlendirilmiştir. SLE yöntemi ile üretilen alaşımların

akma mukavemetinde önemli bir artış gözlemlenirken, bu alaşımların kırılma tokluğu, geleneksel yöntemlerle üretilen 316L paslanmaz çeliklerden daha düşük bulunmuştur. Ayrıca, SLE alaşımlarının yorulma çatlak büyüme özelliklerinin, geleneksel olarak üretilen alaşımlarla benzer olduğu belirlenmiştir. Hem SLE hem de geleneksel alaşımların mekanik özelliklerinin önemli ölçüde anizotropik olduğu vurgulanmıştır (Suryawanshi *et al.* 2017).

Stendal *et al.* (2018), yapay vücut sıvısı (SBF) ortamında konvansiyonel yollarla üretilen 316L paslanmaz çeliğin, SLE yöntemiyle üretilen ile korozyon davranışları kıyaslanan çalışmalarında, dövülerek üretilmiş 316L paslanmaz çeliğin SLE ile imal edilmiş olan 316L'ye göre daha az pasivasyon kapasitesi meydana geldiği çıkarımında bulunmuştur. SLE yöntemiyle üretilen 316L paslanmaz çeliğin çukurcuk korozyonuna karşı daha dirençli olduğu saptanmıştır (Stendal *et al.* 2018).

Oymak *et al.* (2024) çalışmasında, SLE ve döküm yöntemleriyle üretilen CoCrW alaşımının mikro frezelenmesi üzerine hem deneysel hem de sayısal bir değerlendirme yapılmıştır. SLE yöntemiyle üretilen CoCrW'nin, hızlı ısıtma ve soğutma nedeniyle iç kusurlar, mikro çatlaklar ve büzülme riskleri taşıdığı belirtilmiştir. SLE ile üretilen CoCrW'nin çapak oluşumu %25-30 oranında daha düşük iken, döküm ile üretilenin ise %2-5 daha düşük yüzey pürüzlülüğüne sahip olduğu gözlemlenmiştir. Mikro frezeleme deneyleri, hem SLE hem de döküm yöntemlerinde 2,5 µm/diş ilerleme hızının, 5 µm/diş hızına kıyasla %35-40 daha fazla çapak ve yüzey pürüzlülüğüne yol açtığını göstermiştir. Ayrıca, kesme sıcaklığı ve üst çapak yüksekliği üzerinde yapılan sonlu eleman simülasyonları, döküm yöntemiyle üretilen CoCrW'deki maksimum sıcaklığın SLE yöntemine göre %6-15 daha yüksek olduğunu ortaya koymuştur. Bu analizler, maksimum sıcaklıklarda ve üst çapak yüksekliğinde %4-7'lik farklar olduğunu göstermiştir (Oymak *et al.* 2024).

Fu *et al.* (2023) çalışmasında, kobalt-krom (CoCr) alaşımlarının diş restorasyon malzemesi olarak kullanımı, incelenmiştir. Araştırmada, SLE ve konvansiyonel üretim yöntemlerinin (CAST) avantajları karşılaştırılmıştır. Metalurjik mikroskopi, X-ray fotoelektron spektroskopisi (XPS), Vickers sertlik testi, nanoindentasyon ve tribolojik testleri kullanılarak mikro yapı analizi, yüzey bileşimleri, mekanik özellikler ve aşınma direnci değerlendirilmiştir. Elde edilen sonuçlar, SLE alaşımlarının sertliğinin 9.06 ± 0.49 GPa, CAST alaşımlarının ise 7.15 ± 0.48 GPa olduğunu göstermiştir. SLE alaşımlarının sürtünme katsayısı yaklaşık 0,46 seviyesinde sabit kalırken, CAST alaşımlarında bu değer dalgalanmıştır. SLE alaşımları, daha az aşınma izi ve aşınma oranı ile biyouyumluluk açısından da L-929 hücreleri üzerinde daha yüksek hayatta kalma oranı ve hücre yapışmasıyla ilişkili gen ifadesi sergilemiştir. Bu bulgular,

Üretim tekniğinin CoCr dış alaşımlarının mekanik ve biyolojik özellikleri üzerinde önemli bir etkiye sahip olduğunu vurgulanmıştır (Fu *et al.* 2022).

Lu *et al.* (2023) alışmasında, SLE yöntemiyle üretilen Cu içeren CoCr yapı iskelelerin erken kemik büyümesi üzerine *in vitro* ve *in vivo* değerlendirmeler yapılmıştır. Farklı birim hücre tiplerine sahip Co₂₉Cr₉W₃Cu gözenekli yapı iskeleleri üretilmiş ve bu yapıların stres koruma etkilerini azaltmak ve osseointegrasyonu teşvik etme potansiyelleri araştırılmıştır. *In vitro* sonuçlar, Co₂₉Cr₉W₃Cu bazlı iskelelerin, süngerimsi ve kortikal kemiğin gereksinimlerini karşılayacak basınç gerilimi ve elastik modüle sahip olduğunu, ayrıca iyi biyouyumluluk gösterdiğini ortaya koymuştur. *In vivo* alışma ise, bu iskelelerin keçilerde 12 haftalık implantasyon sonrası yeni kemik dokusunun içe doğru büyümesini desteklediğini göstermiştir. Sonuç olarak, SLE ile üretilen Co₂₉Cr₉W₃Cu iskelelerinin, ayak bileği eklemine kemikle temas eden gözenekli yüzeyi olarak osseointegrasyonu sağlamak için kullanılabileceği belirtilmiştir (Lu *et al.* 2023).

Al-Aloosi *et al.* (2023) alışmasında, SLE ile üretilen CoCrMoW alaşımlarının tarama hızının mikroyapı, mekanik ve tribolojik özellikler üzerindeki etkileri araştırılmıştır. Farklı lazer tarama hızlarında üretilen alaşımlar üzerinde yapılan incelemelerde, tarama hızının 700 mm/s'den 1000 mm/s'ye çıkarılmasının mikro sertlik ve çekme mukavemetini artırdığı bulunmuştur. Bu artış, tane boyutunun küçülmesi ve dislokasyon yoğunluğunun artmasıyla ilişkilendirilmiştir. Tane boyutunun küçülmesi, yüksek soğuma hızlarının bir sonucu olarak güçlendirme mekanizması olarak belirtilmiştir. Ayrıca, tarama hızının sürtünme katsayısı üzerinde pozitif bir etkisi olduğu gözlemlenmiş; SLE-1000 en yüksek, SLE-700 ise en düşük sürtünme katsayısına sahip olduğu bulunmuştur. Aşınma testi sonuçları, SLE-1000'in daha yüksek aşınma oranına sahip olduğunu, en iyi tribolojik özelliklerin ise ince tane boyutu ve yüksek sertlik nedeniyle SLE-700'de elde edildiğini göstermiştir (Al-Aloosi *et al.* 2023).

Bandekhoda *et al.* (2024) alışmasında, ortopedik uygulamalar için lazer (SLE) ve elektron ışını (EBM) eklemeli olarak üretilmiş Ti6Al4V bileşenlerinin potansiyeli incelenmiştir. Çalışmada, SLE ve EBM yöntemleriyle üretilen Ti6Al4V alaşımlarının korozyon davranışı ve biyoaktivitesi, iki yüzey kalitesinde (işlenmiş ve cilalanmış) olmak üzere değerlendirilmiştir. SLE yönteminde daha yüksek soğutma hızı, α' martenzit oluşumuna neden olmuştur. Polarizasyon ve elektrokimyasal empedans testleri, eklemeli olarak üretilen numunelerin işlenmiş numunelere göre daha üstün korozyon direnci sergilediğini göstermiştir. Işlenmiş numunelerin düşük korozyon direnci, farklı mikroyapılara bağlanmıştır. SLE numunelerinde, β fazının daha az miktarda bulunması ve α' martenzit oluşumu, EBM numunelerine kıyasla daha düşük korozyon direncine yol açmıştır. Ayrıca, hem EBM hem de

SLE numunelerinin cilalanmış yüzeylerinin korozyon direnci, işlenmiş yüzeylerden daha yüksek bulunmuştur. Parlatma işlemi, pürüzlülüğü azaltarak korozyon davranışını iyileştirmiştir. EBM örnekleri, daha büyük β fazı hacim fraksiyonu nedeniyle SLE örneklerine göre üstün biyoaktivite göstermiştir (Bandeckhoda *et al.* 2024).

Yang *et al.* (2024) çalışmasında, yerleşik SLE yöntemiyle üretilen Ti6Al4V alaşımlarının mikroyapısal gelişimi ve mekanik özellikleri üzerine yapı yönlendirme etkilerini araştırmışlardır. Düzenli gözeneklerin, yüzeyden 50-150 μm mesafelerde bulunduğunu ve gözenek düzenlemesinin numune yönelimiyle uyumlu olduğunu belirtmişlerdir. Mikroyapı, ağırlıklı olarak α' martenzit ve az miktarda β fazı içerdiğini göstermiştir. β fazının hacim fraksiyonu numune oryantasyonuna göre simetrik bir eğilim göstermiş ve en yüksek içerik (yaklaşık %2,8) 45° 'de gözlemlenmiştir. SLE ile elde edilen Ti6Al4V alaşımının oryantasyonu 0° 'den 90° 'ye arttıkça, gerilme dayanımı önce azalmış, ardından artmıştır. 0° ve 90° yapı yönlerindeki numunelerin akma ve çekme mukavemetleri benzerken, kırılma şekil değiştirmeleri farklı çıkmıştır. Ayrıca, farklı yapı oryantasyonlarında üretilen Ti6Al4V alaşımlarının kırılma modunun gevrek kırılma ve kesme kırılması olduğu bulunmuştur (Yang *et al.* 2024).

Airao *et al.* (2023) çalışmasında, SLE ve işlenmiş Ti6Al4V alaşımlarının mikro tormalanmasında, takım aşınması, yüzey özellikleri ve talaş morfolojisi detaylı olarak incelenmiştir. SLE Ti6Al4V'nin, işlenmiş Ti6Al4V'ye kıyasla daha yüksek takım aşınması ve düşük yüzey kalitesi sunduğu bulunmuştur. Özellikle, SLE Ti6Al4V numuneleri belirli proses parametreleri altında %25-35 daha fazla takım aşınması ve %16-52 daha yüksek yüzey pürüzlülüğü göstermiştir. Kesme hızı ve ilerlemenin artışıyla birlikte, yüzey pürüzlülüğü ve takım aşınmasının da arttığı gözlemlenmiştir. Her iki malzeme için de daha yüksek hız ve ilerleme değerlerinin, yüzey topoğrafyasını bozduğu belirtilmiştir. SLE Ti6Al4V'nin, daha yüksek sertlik ve plastik deformasyon gösterdiği, bu nedenle daha ciddi malzeme yan akışına neden olduğu tespit edilmiştir. Üretilen talaşlar işlenmiş Ti6Al4V için sürekli, SLE Ti6Al4V için ise süreksiz olarak gözlemlenmiştir. Talaşların her iki malzeme için de yüksek ilerleme hızlarında plastik deformasyon gösterdiği, yüksek kesme hızlarında ise pullu bir yapıya sahip olduğu bulunmuştur. SLE Ti6Al4V'nin yüksek sertliği ve mukavemeti, testere dişi talaşlarının oluşmasına yol açmıştır (Airao *et al.* 2023).

Togawa *et al.* (2022) çalışmasında, %20 Ag ve %1-10 Cu (Cu) içeren TiAgCu alaşımları tasarlanmış ve bu alaşımların mikroyapısı, mekanik özellikleri, antibiyofil aktivitesi ve antibakteriyel özellikleri araştırılmıştır. Bu alaşımlar, argon ark eritme fırınında eritilerek geliştirilmiştir. Araştırma sonuçlarına göre, %20Ag1Cu ve %20Ag2Cu alaşımlarının

mukavemet özelliklerinin, Ti-20%Ag alaşımından önemli ölçüde daha yüksek olduğu belirlenmiştir. Cu'nun α -Ti' deki katı çözeltisi, mukavemetteki gelişmelere katkıda bulunmuştur. Bu alaşımlar, uzun açıklıklı köprüler ve dar çaplı implantlar gibi yüksek mukavemet gerektiren diş protezlerinde kullanılabilecek mükemmel mekanik özellikler sunmuştur. Ayrıca, Ti-Ag alaşımına benzer antibiyofilm aktivitesi gösterdiği için, TiAgCu alaşımlarının, ağız hastalıklarının tedavi sonrası önlenmesinde faydalı olacağı öngörülmüştür (Togawa *et al.* 2022).

Lukose *et al.* (2022) çalışmasında, Ti(1-x) Ag(x) kaplamalarının biyomekanik performansı, intermetalik faz modifikasyonu yoluyla incelenmiştir. Magnetron saçırma yöntemi kullanılarak, Ti(1-x) – Ag(x) ince filmleri 316L paslanmaz çelik ve cam alt tabakalar üzerine büyütülmüş ve 300 °C'de ısıtılmıştır. Çalışma, bu filmlerin morfolojik, mikroyapısal ve kimyasal özelliklerinin ortaya konmasını sağlamıştır. Ag konsantrasyonunun artmasıyla, Ti-Ag intermetalik fazlarının geliştiği ve bu değişimin filmlerin mekanik sertliğinde iyileşmeye yol açtığı gözlemlenmiştir. Ag' nin tane sınırlarında topaklaşması, kristalit boyutunda bir azalmaya neden olarak sertlik artışını sağlamıştır. Bu etki, daha yüksek sıcaklıklarda ısıtılma sırasında belirginleşmiştir. %43 Ag konsantrasyonuna sahip Ti-Ag ince filmi, 7,39 GPa'lık mekanik sertlik ve 105 GPa'lık düşük bir elastik modül değeri göstermiştir. Ti-Ag ince filmleri, tüm Ag konsantrasyon aralığında yüksek biyouyumluluk göstermiştir. Isıtılma işleminden sonra, Ti açısından zengin ve saf Ti numuneleri üzerinde hücre canlılığında hafif bir iyileşme gözlemlenmiştir. Bu iyileşmenin, kristalit boyutundaki artışla ilişkilendirilebileceği ifade edilmiştir (Lukose *et al.* 2022).

Wojcieszak *et al.* (2017) çalışmasında, Cu, Au ve Ag'nin Ti bazlı biyoaktif kaplamaların yapısal ve yüzey özellikleri üzerindeki etkileri incelenmiştir. Magnetron saçırma yöntemi kullanılarak, Cu, Ag ve Au katkı maddeleri içeren Ti bazlı filmlerin mikroyapısı, sertlik, korozyon direnci, ıslanabilirlik ve antimikrobiyal aktivitesi değerlendirilmiştir. Sonuçlar, Cu, Ag ve Au katkıların kaplamaların homojen ve ince kristal yapılar oluşturmalarını sağladığını göstermiştir. Korozyon direnci özellikle Ti-Ag ve Ti-Au kaplamalarında daha yüksek bulunurken, sertlik genel olarak azalmıştır. Kaplamaların hidrofilitesinde önemli bir değişiklik gözlemlenmemiştir. Biyolojik aktivite açısından, Ti-Ag, Ti-Au ve Ti-Cu kaplamaları biyoaktif olarak değerlendirilmiş ve Ti-Cu kaplaması en güçlü antibakteriyel ve antifungal aktiviteyi göstermiştir. Ti-Ag ve Ti-Au kaplamaları da yüksek antimikrobiyal aktivite sergilemiştir. Nanokristal yüzeylerde, bakteri ve mantar hücrelerine doğrudan iyon transferi gözlemlenmiştir (Wojcieszak *et al.* 2017).

Lopes et al. (2015) çalışmasında, biyomedikal uygulamalar için Ti-Ag ince filmlerin fonksiyonel özellikleri ve tavlamanın etkisi incelenmiştir. Magnetron saçtırma yöntemiyle biriktirilen Ti-Ag(x) ince filmlerin termal stabilitesi değerlendirilmiş ve biyomedikal cihazlarda, özellikle elektrotlarda kullanılabilirliği öngörülmüştür. Ti-Ag intermetalik fazlarının tavlama ile geliştirilmesi sonucunda, Ti-Ag(x) sisteminin fonksiyonel özelliklerinde iyileşmeler gözlemlenmiştir. En düşük Ag içeriğine sahip filmlerin elektriksel direnç değerleri, Ag içeriği arttıkça önemli ölçüde düzelmiştir. Sertlik, en yüksek Ag içeriğine sahip filmlerde yaklaşık 3 kat artmıştır. Bu, Ti filmlerine Ag eklenmesinin ardından yapılan ısı işlemlerle, elektriksel, mekanik ve termal özelliklerin iyileştiğini göstermektedir. Ag' nin antimikrobiyal özellikleri, özellikle cilt teması gerektiren uygulamalar için Ti-Ag(x) sistemine değer kattığı, bu özelliklerin, basınç sensörleri gibi biyo-uygulamalarda büyük önem taşıdığına vurgu yapılmıştır. Ti-Ag(x) iletken ince filmlerin biyo-sinyal edinimi için elektrot yüzeyleri olarak kullanımının ideal bir seçenek olduğu belirtilmiştir (Lopes et al. 2015).

Raşid et al. (2022) çalışmasında, fiziksel buhar biriktirme (PVD) magnetron saçtırma yöntemiyle üretilen Ti-Cu (Ag) ince filmlerin biyoyumluluğu ve antibakteriyel özellikleri incelenmiştir. Çalışmada, farklı Ag içerikleriyle yapılan Ti-Cu (Ag) ince filmlerinin yüzey yapısı ve fonksiyonel özellikleri analiz edilmiştir. Ag içeriğinin artması, Ag-nanokristalitlerinin ortaya çıkmasına ve ince filmlerin elastik modülünün yanı sıra sertliğinin azalmasına neden olmuştur. Ti-Cu (Ag) ince filmleri, Ag içeriğinden bağımsız olarak fibroblast MRC5 hücrelerinin iyi yapışmasını ve büyümesini sağlamıştır. %20 Ag ve daha fazla içeriğe sahip üçlü Ti-Cu (Ag) filmler, mükemmel biyoyumluluk ve antibakteriyel özellikler sergilemesine rağmen, orta derecede mekanik özellikler göstermiştir. Bu tür yüzeylerin doku biyoyumluluğu üzerinde olumsuz etkiler yaratabileceği ve implantların çevredeki dokuya entegrasyonunu bozabileceği uyarısı yapılmıştır (Rashid et al. 2022).

Lukose et al. (2023) çalışmalarında, β -Ti3Au ince film yapısına biyosidal Ag ve Cu elementlerinin küçük miktarlarda eklenmesinin, kaplamanın mekanik ve antimikrobiyal özellikleri üzerindeki etkilerini araştırmışlardır. Buna göre, Ti3Au-Ag/Cu ince filmler, mükemmel biyoyumluluğundan ödün vermeden, mekanik sertlik ve aşınma direncinde belirgin bir iyileşme sağlamıştır. Ayrıca, bu kaplamalar güçlü antimikrobiyal özellikler göstermiştir. Bu bulgular, β -Ti3Au-Ag/Cu ince filmlerin, tıbbi implant cihazlarının aşınma performansını artırabileceğini, yaşam döngüsünü uzatabileceğini ve ameliyat sonrası biyofilm oluşumuna direnç gösterebileceğini, ayrıca yeterli antimikrobiyal aktivite sağlayarak implantla ilişkili enfeksiyon riskini azaltabileceğini öne sürmüştür. Bu nedenlerle, β -Ti3Au-Ag/Cu

kaplamalarının gelecekte tıbbi uygulamalarda potansiyel bir malzeme olarak değerlendirilebileceği çıkarımı yapılmıştır (Lukose *et al.* 2023).



KURAMSAL TEMELLER

Biyomalzemeler

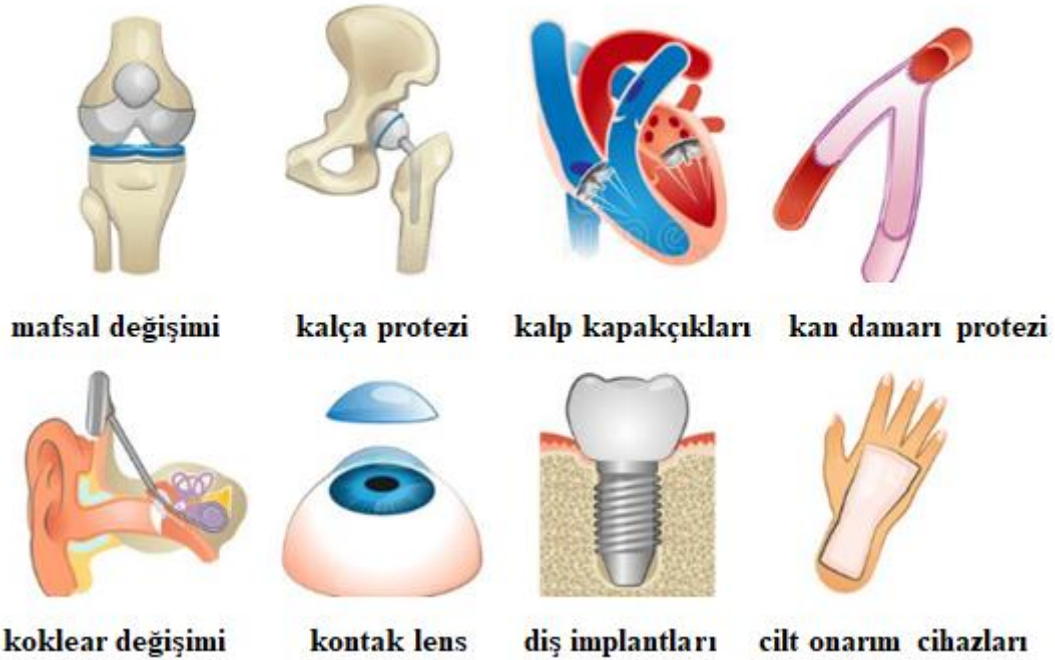
Biyomalzemeler, biyolojik sistemlerle etkileşime girerek, kusurlu organların doğal işlevlerini yerine getirebilen, geliştirilip değiştirilebilen malzemelerdir. Bu malzemeler, canlı dokunun veya organın yokluğunda, potansiyel olarak geniş bir yelpazede fonksiyonlar geliştiren veya görevlerini tam olarak yerine getiremeyen doku ve organların kısmi olarak işlevini üstlenmek amacıyla kullanılır. Biyomalzemelerin seçimi, standart mekanik, kimyasal ve fiziksel özelliklere ek olarak, insan vücudunun zorlu ortamına uygunluk ve malzemenin sahip olması gereken benzersiz biyolojik özellikler de dikkate alınarak yapılır (Ratner *et al.* 2004). Biyomalzemelerin hassas kriterleri arasında yabancı cisim reaksiyonları, stres direnci, biyouyumluluk ve biyoaktivite bulunur. İmplant edilebilir cihazlarda kullanılan biyomalzemeler, bu kriterlere uygun olmalı ve vücutta olumsuz bir tepkiye neden olmamalıdır. Yani, malzemeler toksik olmamalı, kanserojen etki göstermemeli ve vücut dokularının güçlendirilmesi veya değiştirilmesi için yeterli mekanik ve fiziksel özelliklere sahip olmalıdır. Son altmış yılda, biyomalzemelerin gelişimi, biyoinert, biyoaktif ve biyobozunur materyallerin yanı sıra moleküler düzeyde spesifik hücresel tepkileri tetiklemek için tasarlanmış materyallerle de evrilmiştir. Bu gelişmeler, biyomalzemelerin klinik kullanılabilirliğini artırmış ve çeşitli aşamalardan geçmiştir. Örneğin, kırık tedavisinde, paslanmaz çelik gibi biyouyumlu alaşımlar, plakalar, vidalar ve pimler biçiminde kullanıma sunulmuş, böylece uzuvların uzun süre hareketsiz bırakılması yerine, dahili tedavi yöntemleri benimsenmiştir. Bu dönüşüm, kemik sabitleme ve iyileşme süreçlerinde önemli bir ilerlemeyi temsil etmektedir. Uygulamaya özel olduğundan bir biyomateryali tanımlarken dikkatli olunmalıdır. Bir uygulama için biyouyumlu veya bir bireye birebir uygun olan bir biyomateryal başka bir uygulama için biyouyumlu olmayabilir (Balakrishnan *et al.* 2022).

metalik malzemelerden üretilenler tercih edilmektedir. Genel bir sınıflandırmayı aşağıdaki gibi yapmak mümkündür (Chong *et al.* 2023);

Tablo 1. Biyomalzeme Türleri ve Her Türün İçerdiği Örnek Malzemeler

Biyomalzeme Türü	Örnek Malzemeler
Seramik biyomalzemeler	Alüminyum oksit (Al_2O_3), Zirkonya (ZrO_2), Biyoaktif silikat camlar, Hidroksiapatit (HA), Kalsiyum fosfatlar, Karbon esaslı seramikler.
Polimer biyomalzemeler	Polietilen (PE), Poliüretan (PU), Polimetilmetakrilat (PMMA), Poliasetal (PA), Politetrafloroetilen (PTFE), Polietilentereftalat (PET), Polilaktik asit (PLA), Polisülfon (PS), Silikon kauçuk (SR), Hidrojeller
Metal biyomalzemeler	Paslanmaz çelikler (316L), Kobalt-Krom (CoCr) alaşımları, Titanyum ve alaşımları (Ti6Al4V, Ti-Nb), Nikel-Titanyum (NiTi) alaşımları, Değerli metaller (Au, Pt, Ag), Zirkonyum (Zr) esaslı alaşımlar
Kompozit biyomalzemeler	Seramik-metal kompozitler, Karbon fiber takviyeli polimerler, Hidroksiapatit takviyeli polimerler, Metal-polimer kompozitler

BİYOMALZEMELER



Şekil 2. Biyolojik sistemlerle etkileşime girecek şekilde tasarlanmış materyaller

Metalik Biyomalzemeler

Polimerik biyomalzemeler zamanla parçalanırken mekanik özellikleri de düşüktür. Seramik biyomalzemeler ise sertlikleri yüksek/ ve kırılma olma zor işlenirler. Bunun yanında, mekanik özelliklerinin düşük ve yoğunluklarının yüksek olması gibi olumsuzları bünyelerinde barındırırlar. Ayrıca vücutla biyoyumluluk eksiklikleri ciddi kusur olarak gözükmeaktadır.

Polimerik ve Seramik biyomalzemelerle karşılaştırıldığında metalik malzemeler, kırılma tokluğu, yorulma mukavemeti, süneklik ve akma mukavemeti gibi büyük yük taşıyan vakalarda güvenilirlik veya kalıcı deformasyona karşı daha üstün mekanik özelliklere sahiptir. 1565 yılı başlarında yarı damak kusurlarını onarmak için altın plakaların kullanıldığı bildirilmektedir. Daha sonra Pt, Ag, Ta, Ni, Cu, Zn, Fe gibi çok sayıda diğer metal ve alaşımlar, insan vücudunda Mg, 316 L, CoCr alaşımları, Ti ve alaşımları kullanılmıştır. Avantajlı yönlerine ek olarak, Döküm, dövme ve talaşlı imalat, eklemeli imalat (Eİ) gibi mevcut üretim tekniklerini kullanarak basit ve karmaşık şekillerin sentezinin kolaylığı, metalik biyomalzemelerin ortopedi ve diş hekimliği alanlarında kullanımını da teşvik etmiştir. Metalik biyomalzemeler, kırılma direnci ve şekillendirilebilirlik gibi özellikler kazandıran atomlar arası bağ ile karakterize edilir. Ayrıca metalin işlenmesi büyük önem arz eder. Metal işleme, özellikleri belirleyen mikro yapıyı belirler. Zira cerrahi implantlarda mekanik başarısızlık kabul edilemez. Çünkü bu durum hastanın ağrısına, komplike ve yaşamı tehdit eden revizyon cerrahisine ve bazı durumlarda hastanın ölümüne neden olur (Kumar *et al.* 2023).

Yakın zamanda daha iyi mekanik özellikler, mükemmel biyoyumluluk ve iyi korozyon direnci gösteren yeni metalik biyomateryaller kullanılmaya başlanmıştır. Bunlar, 316L paslanmaz çelik, Ti ve alaşımları, CoCr alaşımlarıdır. Yüksek krom içeriği, çok çeşitli aşındırıcı çözeltilere karşı iyi bir direnç geliştirir. Paslanmaz çeliğin nispeten düşük maliyeti ve bulunabilirliği nedeniyle, onlarca yıldır insan vücudunda doku ve kemiklerle temasta olduğu başarıyla kanıtlanmıştır. Ancak paslanmaz çeliğin aşınma direnci çok düşük olmasına karşın, CoCr alaşımları, klorür ortamlarında bile daha iyi aşınma direnci ve mükemmel korozyon direnci gösterir. 316L ve CoCr alaşımlarıyla karşılaştırıldığında Ti ve alaşımları, kemik değerine çok yakın olan 55-112 GPa'lık daha düşük modül gösterir (bakınız Tablo 2). Ayrıca TiO₂'nin pasifleştirme filmi mükemmel korozyon direnci sağlar. Bu nedenle Ti ve alaşımları mekanik özelliklerin, biyoyumluluğun ve korozyon direncinin mükemmel kombinasyonu nedeniyle geleneksel metalik biyomalzemeler arasında en iyisi kabul edilmektedir (Nakano 2010).

Tablo 2. Bazı Metalik Biyomalzeme ve Kompakt Kemiğin Özelliklerinin Kıyaslaması

	316L Paslanmaz Çelik	CoCrMo	Ti6Al4V	Kompakt Kemik
Elastik Modül (GPa)	192	241	112	9-19
Eğilme Day. (MPa)	483	824	901	121
Sertlik (HV)	236	431	324	-
Süneklik (%)	30-40	10-15	12-18	~2

Ancak metalik biyoyumlu malzemelerin maruz kaldığı karmaşık ve değişken biyolojik ortam, metallere ilgili en büyük endişe kaynağıdır. Zira metallerin doğasına ilişkin korozyona karşı hassasiyeti ve korozyon süreçlerinin biyolojik sistemde sebep olduğu problemlerin iyi analiz edilmesi gerekmektedir. Bunlar, elektrokimyasal etkilenmelerini, metal oksit varlığının etkilerini, yüzeyin elektriksel yarı iletken doğasını, hücre ve yüzeylerin etkileşimlerini (yüzeyden hücreye doğru iyon salınımı, sürtünme ve aşınma gibi tribolojik etkiler vb.) içeren önemli hususlardır (Ivanova *et al.* 2014).

316L Paslanmaz Çelik

Düşük maliyeti, makul korozyon direnci ve üretim kolaylığı nedeniyle, implant üretiminde en sık kullanılan biyomateryallerden biri ticari olarak temin edilebilen 316L paslanmaz çeliktir. Petrokimya, arıtma tesisleri ve tıp endüstrisi dahil olmak üzere birçok farklı endüstride kullanım alanı bulunmaktadır. Ortopedik araştırmalarda östenitik paslanmaz çelikler kemik restorasyon uygulamalarında en yaygın kullanılan biyomedikal metallerdir. Östenitik faz, manyetik olmadığı için Fe’li alaşımlarda korozyon direnci açısından diğer fazlardan daha üstün avantajlar sunar. Cr elementi korozyon saldırısına karşı savunmak için stabil bir pasif yüzey oksit filmi üretebildiğinden, östenitik paslanmaz çelikler yapay implantlar için en yaygın olarak iyi bir seçenek haline gelmiştir. Bu cerrahi sınıf paslanmaz çelik alaşımları, biyoyumluluk, yüksek mekanik mukavemet ve bulunabilirlik nedeniyle vida, plaka, çivi ve kalça eklemi gibi biyoimplantların geliştirilmesinde yaygın olarak kullanılmaktadır. Onlarca yıldır insan vücudunda başarılı bir şekilde kullanılıyor olması bunun bir kanıtıdır. Örneğin ABD’de yapılan kalça eklemlerinin yaklaşık %70’i 316L çelik kullanılarak üretilmektedir. 2022 rakamlarıyla küresel tıbbi cihaz ve implant pazarının 110 milyar doları aşacağı tahmin ediliyor. Ticari olarak bakıldığında 316L paslanmaz çelik malzemeden üretilen implantlar Ti ve Co bazlı alaşımlara göre onda bir ila beşte bir oranında daha ucuz olduğu görülmektedir. Ayrıca Paslanmaz çelik vidaların burulma özellikleri Ti vidalardan farklı olup, paslanmaz çelik kemik

vidalarının kullanımı daha kolaydır ve cerrahın plastik deformasyonun ne zaman başladığını görmesine olanak tanır. Bu da vidanın sıkma torkunun aşılmasından kaçınmak için bir uyarıdır (Aykac and Turkmen 2022).

Bununla birlikte, onlarca yıllık çalışma ve biyomedikal gözlemler, cerrahi sınıf 316L paslanmaz çelik ile ilgili çözülmesi gereken birçok sorunun devam etmekte olduğunu göstermiştir. Öncelikle biyouyumluluğu arzu edilen düzeyde olmayan implantlar kemiklerle mekanik olarak güçlü bir bağ oluşturmak yerine yalnızca zayıf bir kimyasal bağ oluşturur. İkinci olarak, 316L paslanmaz çelik yüksek Ni ve Cr konsantrasyonuna sahip olduğundan, biyolojik sıvılarla temas ettiğinde çukurcuk korozyonu oluşur ve Ni iyonlarının dokuya/hücreye doğru salınımı söz konusu olur. Çukurcuk korozyonu gelişiminde ve bunun sonucunda bazı durumlarda malzemenin çıkarılması kaçınılmaz olur. Yapılan araştırmaya göre, bir alaşımın çukurcuk korozyon direnci, eser miktarda molibden ilavesiyle geliştirilebilir. 316L'nin diğer bir dezavantajı, dokularla tutarlı bir şekilde bütünleşememesi ve alerjik reaksiyonun Ni içeriğinden kaynaklanması nedeniyle kan uyumluluğunun düşük olmasıdır. Ni, Fe ve Cr iyonları implant çevresindeki dokularda korozyon ürünleri olarak birikmektedir. Salınan elementler arasında Ni'nin genotoksik aktivitelerden, kanserden, egzamadan ve cilt kaşıntısından sorumlu olduğu bulunmuştur. Son zamanlarda başarısız olan implantlar ve implant malzemeleri, biyomateryallerin işleme parametrelerinin optimize edilmesinin, malzeme özelliklerinin iyileştirilmesinde büyük potansiyele sahip olduğu sonucuna ulaşılmıştır. Buradan yola çıkarak son zamanlarda öncelikle Ni duyarlılığı sorununu çözmek için yeni Ni içermeyen paslanmaz çelikler geliştirildi. Bu paslanmaz çelikler ayrıca üstün mekanik özelliklere ve korozyona karşı daha fazla dirence sahiptir. Ni içermeyen formülasyonlar, gelecekte implantlarda olası uygulamalar için mükemmel bir özellik kombinasyonuna sahip gibi görünmektedir (Zhang *et al.* 2018).

CoCr Alaşımları

Yüksek aşınma direnci, iyi korozyon direnci ve mükemmel mekanik özellikleriyle CoCr alaşımları etkili metalik biyomalzemeler olarak kabul görmüştür. CoCr alaşımları fizyolojik ortamlarda paslanmaz çeliklere göre daha iyi korozyon direncine sahiptir. Co alaşımları, daha ağır olmalarına rağmen paslanmaz çeliklere göre aşınmaya daha dayanıklıdır. Cerrahi implant uygulamaları için farklı alaşımlarda imal edilmelerine rağmen daha çok iki tip CoCr alaşımı tercih edilmektedir. Birincisi dökülebilir CoCrMo alaşımı, ikincisi ise genellikle (sıcak) dövme ile elde edilen CoNiCrMo alaşımıdır. Alaşımının en önemli ve yaygın uygulaması diz implantlarıdır. Yine vücut dokuları ve kanıyla yüksek biyouyumluluğu ve yüksek korozyon direnci nedeniyle kalça protezi olarak kullanılır. Omurga seviyelerindeki tutulumu hareketsiz

hale getirmek ve omurgayı doğru hizaya getirmek için kancalar, vidalarla ve plaklar biçiminde kullanılan Omurga implantı için de CoCrMo alaşımı sık tercih edilmektedir. CoCr alaşımının bir başka yaygın kullanımı ise diş implantları olarak karşımıza çıkmaktadır. CoCrMo alaşımı 1938'de Strock, tarafından oral cerrahi implantolojiyi tanıtmasıyla kullanıma başlanmıştır. Alaşım, enfekte olmuş dişin yerine veya kuronlar ve hatta köprüler için kullanılmaktadır (Mengucci *et al.* 2016).

Co bazlı implantlar, Ti alaşımlarına göre daha yüksek aşınma direnci ve elastik modüle sahiptir. CoCr alaşımları, özellikle biyomedikal uygulamalarda (implantlar gibi) yaygın olarak kullanılır. Bu alaşımların akma mukavemeti genellikle 448 MPa ile 1606 MPa arasında değişir. Çekme mukavemeti ise tipik olarak 655 MPa ile 1300 MPa arasında değişebilir. Ancak bazı CoCr alaşımları, özel işleme teknikleriyle daha yüksek çekme mukavemetlerine sahip olabilir (yaklaşık 1600 MPa'ya kadar). Akma mukavemeti genellikle 896 MPa ile 1034 MPa arasında ve çekme mukavemeti ise genellikle 965 MPa ile 1200 MPa arasında yer alan Ti6Al4V alaşımına göre, CoCr'nin çekme mukavemeti, daha yüksektir. Ancak, CoCr alaşımlarının biyoyumluluğu ve osseointegrasyon kapasitesi Ti alaşımlarına göre daha düşüktür. Bu nedenle, klinik ortamlarda Ti genellikle vidalar gibi kemikle doğrudan temas eden elemanlar için tercih edilirken, CoCr alaşımları kemikle doğrudan temas etmeyen elemanlar, örneğin omurga fiksasyon çubukları için kullanılır. CoCr alaşımları, insan vücut sıvısında 316L paslanmaz çeliklere göre daha yüksek korozyon direncine sahip olmasına rağmen, korozyon ve aşınma sonucu açığa çıkan Cr ve Co iyonları potansiyel riskler taşır. Co'nun kanserojen etkileri ve Cr'nin oksidatif reaksiyonlar yoluyla kan hücreleri, böbrek ve karaciğeri etkileyebileceği bildirilmiştir. 3D baskılı implantlar, geleneksel döküm alaşımlarına göre daha yüksek korozyon direnci sağlayabilir ve metal iyonlarının salınımını sınırlayabilir (Xin *et al.* 2012).

Ti ve Alaşımları

Ticari olarak saf Ti ve Ti alaşımları, 1940'lardan bu yana biyomedikal uygulamalarda en yaygın kullanılan malzemeler arasında yer almaktadır. Ti ve alaşımlarının biyo-inertlik, süneklik ve işlenebilirlik, sıkıştırılmaya duyarlı olmayışı, düşük yoğunluğu, korozyon direnci, termal genleşme ve elastikiyet modülünün insan kemiğine benzerliği, düşük sertliği, esnekliği ve şekil hafızası, geliştirilmeye müsait yüzey modifikasyonları, biyoyumluluğu ve antibakteriyel özelliklerinden dolayı biyomateryal olarak ilgi çekmektedir (Gushchina *et al.* 2022). Ti, implant bölgesindeki canlı kemiğe fiziksel olarak bağlanarak herhangi bir ek yapıştırıcıya gerek kalmadan osseointegrasyonu destekler. Ti yaygın olarak kullanım alanları; biyomedikal uygulaması, kalça ve diz protezleri, omuz ve dirsek eklemi implantları, diş implantları, iç ve dış protezler, cerrahi aletler ve sağlık ürünlerde kullanımı sayılabilir. Ti ayrıca

omurga düzeltme parçaları, omurga sabitleme cihazları, omurga füzyon kafesleri ve son yıllarda omurga disklerinin değiştirilmesi için omurga bölgesinde sıklıkla kullanıldığı görülmüştür. Çocuklara yönelik Ti'den yapılmış göğüs kafeslerinin, implantın vücut büyüdükçe genişlemesini mümkün kılar ve böylece genç hastaların göğüs kafesi ile birlikte büyümesine olanak tanır. Alt bacak kırıklarının güçlendirilmesinde kullanılan el ve ayak parmağı implantları Ti ile yapılmıştır. Kemik plakaları, ağlar, pimler, vidalar ve Ti'den yapılmış çubuklar gibi kırık kemikleri destekleyen sabitleme cihazları günümüzde sıklıkla kullanılmaktadır. Genç hastalar için implant ömrünü uzatmak amacıyla bu uygulamalardan bazıları, emilmeyi sınırlamak ve osseointegrasyonu uyarmak için pürüzlendirilmiş biyoaktif yüzeylerden yararlanır. Ti alaşımları α , β ve $\alpha + \beta$ olmak üzere üç tipte üretilir. HSP bir yapılı ($-\alpha$ -Ti-), 950°C'ye kadar sıcaklıkta görülürken, HMK yapılı ($-\beta$ -Ti-) bu sıcaklığın üzerindeki değerlerde görülür (Li *et al.* 2023). Alaşımlama Ti'nin mekanik mukavemetini daha da arttırmak için yaygın olarak kullanılır. Bunlar arasında sırasıyla ağırlıkça %5,5-6,5 ve ağırlıkça %3,5-4,5 alüminyum ve vanadyum içeren Ti6Al4V alaşımı, ticari alaşımsız Ti kıyasla mukavemet özelliği daha iyi olduğundan yaygın olarak kullanılır. Al ilavesi, diğer özelliklerini önemli ölçüde etkilemeden Ti sertliğini %32 artırır. Ti biyo-inertlik özelliği, eser miktarda oksijen varlığında bile doğal olarak koruyucu bir oksit filmi oluşturma yeteneğinin sonucudur. Bu koruyucu film, kimyasal olarak geçirimsiz, oldukça yapışkan, çözünmez ve insan dokusunun biyolojik ortamında insan dokusu ile Ti arasındaki kimyasal reaksiyonları önler.

Ancak Bazı Ti ve alaşımlarında yüksek elastik modül (Ti6Al4V), toksisite elementlerinin varlığı (Al, V), düşük güç ve zayıf aşınma direnci (Ti-13Nb-13Zr), baş-boyun konik sürtünmesi ve korozyon (Ti-12Mo-6Zr-2Fe), daha düşük güç (Ti-15Mo) gibi birtakım dezavantajları kullanımı kısıtlamaktadır Liu *et al.* (2023).

Eklemler İmalat

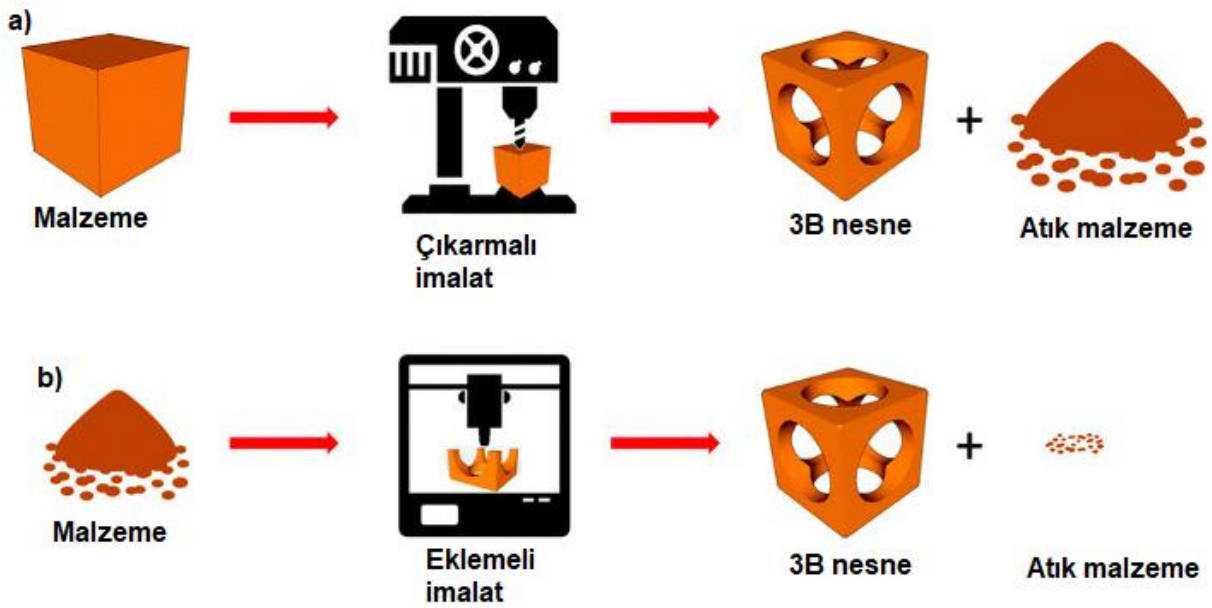
Eklemler imalat süreçleri, doğrudan tasarımdan, nihai ürüne yakın karmaşık geometrideki malzemeleri imal etmek, kişiye özel tasarım üretimi yapmak, malzeme israfını azaltmak için kullanan ve hızla büyüyen, günümüzün popüler teknolojileri arasındadır. Teknik, ilk olarak 1981 yılında Hideo Kodama tarafından "ışıkla sertleşen polimerle üç boyutlu bir plastik modelin üretilmesi için otomatik yöntem" konusunu ayrıntılarıyla anlatan bir makalede tanıtılırken, bundan birkaç yıl sonra Charles Hull bağımsız olarak 8 Ağustos 1984'te "stereolitografi ile üç boyutlu nesnelerin üretimi için aparat" başlıklı bir patent başvurusunda bulundu ve bu aynı zamanda bir eklemli üretim yöntemini de tanımlamış oldu. O zamandan günümüze kadar, otomotiv ve biyomedikalden havacılığa kadar çeşitli sektörlerde yaygın olarak kullanılmaktadır (Gao *et al.* 2015).

Tablo 3: Eklemeli İmalatın Avantajları ve Dezavantajları (Ngo *et al.* 2018)

Avantajlar	Dezavantajlar
Konvansiyonel üretim kısıtlamalarını azaltır, organik şekillerin ve montajın kolaylıkla üretilmesine olanak tanır.	Plastik ve metallerin seçiminde malzeme yelpazesi sınırlıdır.
Yüksek maliyetleri düşürür, destek malzemesi ve toz genellikle geri dönüştürülebilir.	Eİ sistemleri genellikle küçük boyuttaki parçaları imal edebilir.
Üretim parçaları dijital ortamda gönderilebilir, bu da üretimin yerel olarak yapılmasına olanak sağlar ve ulaşım sıkıntılarını azaltır.	İşlem sonrasında numunelerin temizlenmesi veya ek işlem yöntemleri gerekebilir.
Daha karmaşık parçaların imalatı saatler içinde gerçekleşebilir, zaman tasarrufu sağlar.	Mevcut standardizasyon, üretim için yeterli seviyede olmayabilir.
Geleneksel model yapımına kıyasla daha az vasıflı iş gücü gerektirir.	Ani soğutma nedeniyle işlem sonu gerilmeler yapıyı olumsuz etkileyebilir.
Ticari avantaj ve rekabet gücünü artırır. Sağlıkta hastaya özel parçalar üretilebilir	Otomasyon, imalat sektörlerinde iş kayıplarına yol açabilir.
Talebe göre üretim ve aşırı üretimin önlenmesiyle verimli malzeme kullanımı sağlar.	Teknolojinin erişilebilirliği, sahte ve taklit ürün riskini artırabilir.

Eİ süreci, bilgisayar kontrollü bir lazer kullanarak toz halindeki hammaddenin istenilen geometrilere göre katman katman şekillendirilmesini içerir. Süreç, öncelikle bir nesnenin üç boyutlu modelinin oluşturulmasıyla başlar. Bu model, genellikle bilgisayar destekli tasarım (CAD) yazılımı kullanılarak oluşturulur ya da bir lazer tarayıcı yardımıyla tersine mühendislik teknikleriyle elde edilir. Oluşturulan CAD dosyası, standart bir katmanlı imalat dosya formatına, genellikle stereolitografi (STL) dosya formatına dönüştürülür. STL dosyasının oluşturulma süreci, modelin karmaşıklığına ve bilgisayarın işlem gücüne bağlı olarak zaman alabilir. STL dosyası, modelin dijital olarak katmanlara bölünmesini sağlar. Sonraki aşama, STL dosyasının Eİ makinesine aktarılması ve makinenin uygun şekilde kurulmasıdır. Genellikle, maliyet tasarrufu sağlamak ve malzeme israfını azaltmak amacıyla birden fazla parça aynı anda yazdırılır. Makine, dosya talimatlarına göre modelin katmanlarını tek tek oluşturur. Katman kalınlığı, nihai ürünün kalitesini belirler ve kullanılan makine ve teknolojiye bağlıdır. Örneğin, Erimiş Biriktirme Modellemesi (FDM) teknolojisinde tipik bir katman

kalınlığı 0,254 mm iken, STL baskısında bu kalınlık 0,05 ila 0,1 mm arasında değişir. Model tamamlandıktan sonra, parça makineden çıkarılır ve genellikle soğutma ve sertleştirme süreçlerine tabi tutulur. Elde edilen ürünün yüzeyi çoğu zaman istenilen standartlarda olmayabilir, bu nedenle ilave işlem adımları gerektirir. Yüzeylerin temizlenmesi, cilalanması ve boyanması gibi işlemler, genellikle ek makineler ve araçlar (örneğin, zımpara ve polisaj makineleri) kullanılarak gerçekleştirilir. Bu işlemler, ürünün estetik ve fonksiyonel kalitesini artırmak için yapılır (Davoodi *et al.* 2022). Eİ'nin avantajları ve dezavantajları Tablo 3'te verilmiştir.



Şekil 3. İmalat yöntemleri a) Konvansiyonel imalat b) Eİ

Her ne kadar yer yer “3D Baskı” terimi tüm Eİ süreçleriyle eşanlamlı olarak kullanılsa da aslında katman üretim, daha farklı bireysel süreçlerden oluşur. Bireysel işlemler, kullanılan malzeme ve makine teknolojisine bağlı olarak farklılık gösterecektir. Bu nedenle, 2010 yılında, Amerikan Test ve Malzeme Derneği (ASTM) grubu "ASTM F42 – Eklemeli Üretim", Eklemeli Üretim süreçlerini 7 kategoride sınıflandıran bir dizi standart formüle etti (Materials 2012). Bunlar;

- ✓ Hazne (Tekne) Fotopolimerizasyonu: Bu, bir fotopolimer çözeltisinin veya reçinesinin bir hazneye yerleştirilip UV ışığı ile polimerize edilerek sertleştirilmesini sağlayan bir yöntemdir. UV ışığı, polimerizasyonu başlatan fotoinitiatörleri aktive eder ve çözeltinin katılaşmasını sağlar.
- ✓ Malzeme Jeti: malzeme parçacıklarını yüksek hızda veya belirli bir biçimde yüzeye püskürtme veya bırakma yöntemidir. Malzeme jeti, polimerler ve mumlar gibi viskoz

yapıları ve damla oluşturma yetenekleri olan malzemeler (kontrol edilen bir kalınlık ve yoğunlukta) bu yöntem için uygun ve yaygın olarak kullanılır.

- ✓ Bağlayıcı Püskürtme: Bağlayıcı püskürtme yöntemi, toz ve sıvı bağlayıcı kullanarak nesneler üretir. Sıvı bağlayıcı, toz katmanları arasında yapıştırıcı görevi görürken, toz malzeme yapı malzemesi olarak kullanılır. İşlem tamamlandığında, basılan nesne toz yatağından çıkarılır ve bağlanmamış tozdan ayrılır.
- ✓ Malzeme Ekstrüzyonu: Bu teknikte, malzeme nozül aracılığıyla katman katman ekstrüde edilerek bir yapı veya parça oluşturulur. FDM, PLA, ABS ve PP gibi malzemeler kullanarak karmaşık şekiller üretir ve özellikle mekanik parçalar, otomotiv ve havacılık endüstrileri ile biyomedikal cihazların üretiminde tercih edilir.
- ✓ Sac Laminasyon: Toz veya tel yerine folyo kullanır. Bu işlem üç türde yapılabilir: kağıt bazlı laminasyon, kompozit bazlı laminasyon ve seçici laminasyon. Kağıt bazlı laminasyonda, kağıt veya folyo katman katman yapıştırılarak istenilen geometriye göre hassas şekilde kesilir ve nihai ürünü oluşturur.
- ✓ Yönlendirilmiş Enerji Birikimi: Malzemeleri eritip biriktirmek için odaklanmış termal enerji kullanan bir eklemeli üretim yöntemidir. Genellikle onarım ve ayarlama işlemlerinde kullanılır ve lazer, elektron ışını veya plazma arkı gibi enerji kaynakları kullanılabilir. Biriktirilen malzemeler genellikle tel veya toz formundadır ve çoğunlukla metallerden oluşur. Kullanılan metaller arasında Ti ve alaşımları, Ta, W, Nd, paslanmaz çelik, Al, Ni, Co, Sn ve Cu bulunmaktadır. Büyük metal yapıların üretiminde ve onarımında, özellikle havacılık ve uzay sektörlerinde yaygın olarak tercih edilir. Ayrıca, sağlam ve hafif kompozit parçaların üretimi için de uygundur.
- ✓ Toz Yataklı Füzyon

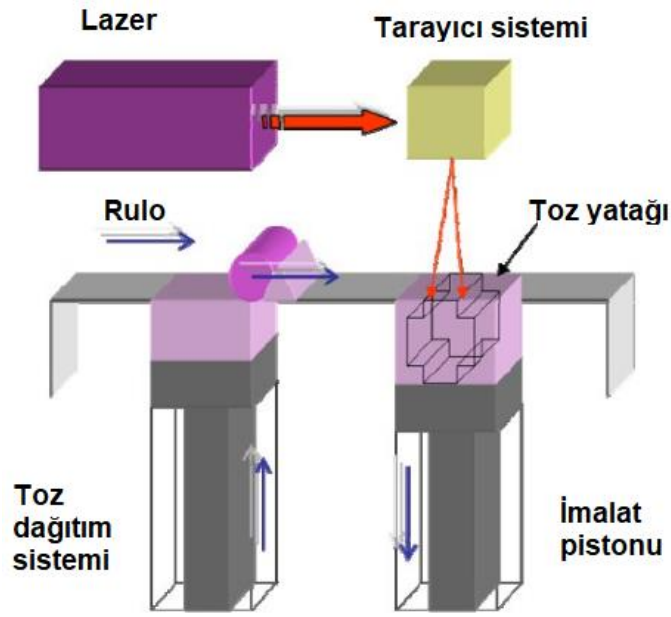
Toz Yatağı Füzyon Teknolojisi, bir dizi teknik içeren bir eklemeli üretim yöntemidir. Bu yöntemler arasında doğrudan metal lazer sinterleme (DMLS), elektron ışınıyla eritme (EBM), seçici ısı sinterleme (SIS), seçici lazer sinterleme (SLS) ve SLE bulunur. Temelde, bu teknolojiler toz halindeki malzemeleri eritip füzyona uğratarak fonksiyonel parçalar üretir. Doğrudan DMLS, metal 3D baskıya yönelik bir eklemeli üretim tekniğidir. Bu süreçte, metal tozu (genellikle 20 µm çapında) yüksek güçlü lazer ışını kullanılarak tamamen eritilir. Elde edilen parça, orijinal metal malzeme ile benzer özelliklere sahip olur. DMLS, polimer bağlayıcı gerektirmediği ve yakma adımları içermediği için, %95 yoğunlukta çelik parçalar üretebilir. DMLS'nin kullandığı daha küçük toz çapı, daha ince katmanlar ve yüksek ayrıntılı çözünürlük sağlar. Yaygın olarak kullanılan malzemeler arasında alaşımlı çelik, paslanmaz çelik, takım

çeliği, alüminyum, bronz CoCr ve Ti yer alır. DMLS, fonksiyonel prototipler, yüksek ısı uygulamaları için kesici takımlar, tıbbi implantlar ve havacılık parçaları üretiminde sıkça kullanılır.

EBM, vakum atmosferinde yüksek sıcaklıklarda tutulan toz yatağının yanı sıra tozun eritilmesi için enerji kaynağı olarak elektron ışınını kullanır. Ayrıca imalat sonrasında işin soğutulması için uzun bir soğutma süresi gerektirir. SLE sürecine oldukça benzer. Ancak Elektron ışını sistemi, lazer ışını sistemine göre enerji açısından daha verimlidir. EBM elektron ışını kullandığından, hava-elektron etkileşimini önlemek için işlem odasında vakumun korunmasına ihtiyaç duyulur. Etkileşim elektron ışınının hareketine müdahale eder ve ışın enerjisini azaltır. Hareketli elektron ışını bu nedenle hareketi/taraması, uygulanmasıyla kontrol edilebilir. SLS/SLE durumunda tarama ayna tarafından kontrol edilir. Bu nedenle EBM, SLS/SLE'den daha hızlı taramaya olanak tanır (Joshua *et al.* 2024).

SIS, termal yazıcı kafası kullanarak bitmiş bir ürün oluşturmak için toz haline getirilmiş termoplastik malzemeleri katman katman eritmek için kullanılan Toz Yataklı Füzyon prosesinin katmanlı üretim teknolojisi biçimidir. SLS ile karşılaştırılabilir ancak SIS, güçlü bir lazer yerine daha taşınabilir ve makul fiyatlı bir termal baskı kafası kullanır. SIS'nin maliyet etkinliği, lazer yerine termal yazıcı kafası kullanmasına atfedilir, bu da SLS yazıcıların kullanımına kıyasla daha düşük fiyatlar sağlar. SIS yazıcıları, SLS yazıcılara göre daha kompakttır ve masaüstü dostudur. Naylon, poliamid ve polistiren gibi çeşitli termoplastik malzemelerle etkili bir şekilde kullanılabilir. SIS'nin dezavantajları arasında düşük yazdırma hızı, yüksek sıcaklıktaki uygulamalar için uygun olmama ve 3D yazıcıların sınırlı kullanılabilirliği yer almaktadır (Davoodi *et al.* 2022).

SLS, lazer enerjisi kullanarak tozları eritip kaynaştırarak 3D model verilerine göre katman katman parça üretimi gerçekleştiren toz bazlı bir katkı maddesi üretim teknolojisidir. Toz kalitesi, SLS sinterlenmiş parçaların performansını etkileyip, dolayısıyla toz tasarımı ve hazırlığı SLS'nin temelini oluşturur. Bu teknoloji, nispeten düşük maliyetle yüksek mekanik güç sahip büyük parçaların üretilmesini sağlar. Seramik, metal tozları da kullanılabilir ancak özellikle polimerlerin işlenmesinde yaygın olarak tercih edilir. Şekil 4'te SLS 3D baskı işleminin şematik diyagramı gösterilmektedir.



Şekil 4. SLS 3D baskı işleminin şematik diyagramı (Peltola *et al.* 2008)

SLE, nispeten daha yeni bir 3D baskı teknolojisidir ve 1995 yılında Alman bilim adamları tarafından geliştirilmiştir. SLE, güçlü bir lazer kaynağı kullanarak metalik tozların tamamen erimesi suretiyle, iyi mekanik özelliklere sahip yoğun ve sağlam bileşenlerin üretilmesi sürecidir. Baskı işlemi sırasında lazer ışını çeşitli metalik tozları eritir ve birleştirir. Toz metalurjisi, dövme ve ekstrüzyon gibi geleneksel imalat yöntemleriyle üretilmesi zor/mümkün olmayan karmaşık geometrideki parçaların üretilmesine olanak sağlar. Örneğin havacılık endüstrisi hassas, dayanıklı ve hafif parçaların gerektiği bazı öncü projelerinde 3D yazdırma kullandığı gibi, tıbbi ortopedi endüstrileri de biyomedikal cihazların üretilmesinde de (önemli maliyet artışları olmadan kısa üretim süreçlerine izin verdiği için) bu üretim yöntemini çok sık kullanmaya başlamıştır. SLE prosesinde genellikle parçacık boyutları 20 ila 50 μm arasında ve katman kalınlığı 20 ila 100 μm arasında olan tozlar kullanılır (Fe-Perdomo *et al.* 2021). SLE tekniğinde ortaya çıkarılan, başta Zn, Cu, Cr, CoCr, paslanmaz çelik, Al ve Ti alaşımı olmak üzere biyolojik olarak parçalanabilen metaller gibi çok çeşitli metal tozları, bilim insanları arasında giderek ilgi çekmektedir. SLE prosesindeki diğer bir ilerleme, kısmi erime SLS prosesi ile zor olan, kristal, yarı kristal ve amorf sistemler gibi farklı yapıdaki malzemeleri işleyebilme yeteneğidir. Daha önceki girişimlerde saf metallerin SLS yoluyla işlenmesi başarısız oldu. Bunun nedeni, sıvı malzemenin yüksek viskozitesinin, işlemi kısıtlayan bir toplanma etkisine neden olmasıdır. Aksine SLE yöntemi ile üretilen ürün daha az boşluğa sahip olduklarından veya hiç boşlukları olmadığından daha güçlü olma eğilimindedirler. Ayrıca kullanılmayan tozların çoğu daha sonraki Eİ işlemleri için geri dönüştürülebilir. Ancak SLE çalışma odasındaki yapı hacmini doldurma zorunluluğu, özellikle büyük bileşenlerin üretilmesi gerektiğinde uygunsuz ve verimsizdir. Tozlar eritme işlemi sırasında kirlendiğinde veya

yeteneği yer almaktadır. SLE' nin sınırlamaları, aşırı maliyeti, sınırlı imalat kapasitesi ve destek yapılarına duyulan ihtiyaçtır (Yadroitsev *et al.* 2012; Sefene 2022).

Metalik Camlar

MC ileri mühendislik özellikleriyle bilinir. 1960 yılında Klement ve arkadaşları tarafından Kaliforniya Teknoloji Enstitüsü'nden altın silikon alaşımı kullanılarak ilk MC geliştirildi. 1966 yılında metallerin sıçratılarak soğutulması sırasında hızlı su verme esnasında farklı soğutma hızlarının etkisi üzerine çalışmalar yapılmıştır. Bu amorf malzemeler metal esaslı olduğundan bunlara camsı metaller veya MC adı verildi. Daha sonra camsı halde farklı bileşimlerde yüzlerce ve binlerce alaşım hazırlandı. 1980'lerin sonlarından bu yana geniş kesit kalınlığına sahip çok sayıda MC üretildi. "Kristal olmayan", "amorf" veya "camsı" terimleri, katı malzemelerdeki rastgele atomik düzenlemeleri ifade eder ve bu nedenle birbirlerinin yerine kullanılırlar.

MC mikroskobik ölçekte tanecikler, tane sınırları, dislokasyonlar ve diğer topolojik kusurların olmadığı malzemelerdir. MC'deki atom dizilişi mesafe ve açı dağılımıyla tanımlanabilirken, kristal alaşımlardaki atomlar uzun menzilli periyodik yapılar oluşturur. Metalik bir camdaki atomların düzensiz konfigürasyonu (amorf) katılardan gelen X-ışını kırınım desenleri keskin tepe noktalarına sahip değildir, bunun yerine yoğun ve geniş yükseklikler gösterirler (Sohrabi *et al.* 2024).

Bulk metalik camların (BMC) sentezi üzerine oluşturulan kapsamlı verilere dayanarak Inoue, üç temel ampirik kural formüle etmiştir. Bunlar şu şekilde ifade edilebilir:

1. Alaşım en az üç bileşen içermelidir. Alaşım sisteminde bileşen sayısı arttıkça cam oluşumu kolaylaşır. 2. Alaşımı oluşturan elementler arasında önemli atomik büyüklük farkı bulunmalıdır. Atom büyüklüğünün önerildiği ana kurucu unsurlar arasındaki farklar yaklaşık %12'nin üzerinde olmalıdır. 3. Alaşım sistemindeki (ana) bileşen elementler arasında negatif karışım ısısı bulunmalıdır.

Yukarıdaki kriterlerden ilki cam oluşumunun termodinamik ve kinetik yönlerine, ikincisi ise topolojik yönler (atomların yapısı ve paketlenmesi) dayanmaktadır. Üçüncü kriter atomların karışması (alaşımın oluşması) ve homojen bir camsı fazın oluşması için gereklidir. Bununla birlikte, birkaç alaşım sisteminde bazı belirgin istisnalar kaydedilmiştir. Bu nedenle yeni kriterler önerilmiştir. Son yıllarda BMC'lerin yüksek COY'sını açıklamak için önerilen tüm yeni kriterler genel olarak aşağıdaki şekilde gruplandırılabilir:

- **Camların Dönüşüm Sıcaklıkları:** Bu grupta COY, camların T_g, T_x ve T_i gibi karakteristik dönüşüm sıcaklıkları ve bu üç parametrenin farklı kombinasyonları temel

alınarak açıklanmaktadır. Tüm bu parametrelerin değerleri ancak cam sentezlendikten ve dönüşüm sıcaklıkları ölçüldükten sonra elde edilebilir.

- Termodinamik Modelleme: Karıştırma ısısı gibi termodinamik parametreler bu grupta cam oluşumunu tahmin etmek ve belirli bir alaşım sisteminde COY'u değerlendirmek için kullanılır.
- Alaşımların Fiziksel Özellikleri: Bu grup, eriyiğin viskozitesi, ısı kapasitesi, cam oluşumu ve kristalleşme için aktivasyon enerjileri, kütle modülü vb. gibi malzemelerin fiziksel özelliklerini dikkate alır.
- Hesaplamalı Yaklaşımlar: Bu yöntemler, temel termodinamik verilerden alaşımların COY'unu tahmin etmeye yardımcı olur ve COY'u belirlemek için camı sentezlemek üzere herhangi bir deney yapılmasına gerek kalmaz.

Taneler, tane sınırları ve dislokasyonlar gibi kusurlar genellikle kristal alaşımın genel performansını engelleyebilecek deformasyon, korozyon veya manyetik olaylar için temel oluşturur. Buna karşılık metalik bir cam bileşenleri aşağıdakilere sahip olabilir; Tane sınırlarının olmaması nedeniyle daha düşük korozyon oranları, dislokasyonların olmaması nedeniyle daha yüksek mekanik dayanım ve elastik limit, atomik uzun menzilli düzenin olmaması nedeniyle daha yüksek elektriksel direnç ve alan duvarlarını sabitleyen dislokasyonların ve tane sınırlarının bulunmaması nedeniyle daha düşük manyetik direnç. Bu özellikler hidrojen depolama, nükleer enerji, havacılık ve enerji dağıtım teknolojileri, biyomateryal/biyomedikal gibi çeşitli uygulamalar için faydalıdır (Liu *et al.* 2021).

Camsı metallerin uygulamalarını sınırlayan ana faktörlerden biri, termodinamik olarak yarı kararlı durumlarıdır ki, bu durum, yüksek sıcaklıkta düşük enerjili, kristal bir duruma dönüşme riskini taşır. Ayrıca, normal çalışma sırasında işlevsel bir malzeme genellikle havaya maruz kalır ve dolayısıyla yüzey oksidasyonuna yatkın olabilir. Bu nedenle, İFMC'lerin atmosfer altında ve yüksek sıcaklıkta kristalleşmesinin ve oksidasyonunun önlenmesi, pratik uygulamaları için çok önemlidir. MC'lerin termal stabilitesi genellikle cam geçiş sıcaklığının birkaç veya birkaç on derece üzerindeki sıcaklıklarda camın tavlanması sırasında kristalizasyonun izlenmesiyle deneysel olarak incelenir. Bu sıcaklıkta dönüşüm kinetiği yalnızca ölçümün zaman ölçeği (tipik olarak saniye veya dakika) dönüşüm kinetiğinkiyle eşleştğinde çözülebilir. Çeşitli MC formlarının elde edilmesi için takip edilen işlemler iki türe ayrılabilir: metalurjik prosesler ve mikro teknolojik prosesler.

- Metalurjik Prosesler: MC sentezi

Bu işlemler, amorf alaşımların oluşumuyla sonuçlanan hızlı amorf alaşım oluşumunu içerir. Soğutma hızı, kristal oluşumunu atlayıp doğrudan camsı duruma ulaşacak şekilde erime noktası boyunca yeterince hızlı olmalıdır. Döküm/bulk yöntemi toplu MC üretirken, eğirme ve söndürme yöntemi şerit şeklinde MC üretir. Bu metodlar şöyle sıralanabilir: kalıp döküm, emme döküm, santrifüj kalıp döküm, soğuk haddeleme, uyarı söndürme, eriyik eğirme vb. sayılabilir.

➤ Mikro teknolojik işlemler

Bu işlemler, ince filmler biçiminde; Püskürtme ve buharlaşmayı içeren PVD formunda MC alaşımlarının imalatını içerir. Gaz yoğunlaşması neticesinde yüksek soğutma hızı nedeniyle bu işlemler amorf ince filmlerinin kolaylıkla oluşmasına yol açar. Cihaz parametreleri istenildiği gibi düzenlenebildiğinden alaşımların farklı bileşimleri elde edilebilmektedir. Farklı elementler kullanılabildiğinden geniş bir ürün opsiyonu elde etmek kolaylaşır. Saçtırma birikimi, darbeli lazer biriktirme, buharlaşma, tavlama kaynaklı amorfizasyon vb. yöntemler mikro teknolojik başlık altında incelenebilir (Li *et al.* 2020).

Ti Esaslı İFMC

Cam oluşturucu Ti bazlı alaşımlar, implant uygulamaları için potansiyel yeni malzemeler olarak kabul edilmektedir. Ti bazlı MCler, imalat kolaylığı, çok iyi osseointegrasyon ve insan kemiğine daha yakın olan düşük elastiklik modülü (bu modül uyumsuzluğu kemik erimesine, implantın gevşemesine veya başarısız olmasına neden olabileceği ve revizyon cerrahisini artırabileceği unutulmamalıdır), yüksek mukavemet, korozyona dayanıklılık gibi dikkate değer mekanik özellikleri nedeniyle biyomedikal endüstrilerinde oldukça ilgi çekici uygulamalar oluşturmuştur. MC'nin termal özellikleri, termal stabilite ve camsı yapıdaki rolleri nedeniyle daha önemlidir. Bias voltajındaki artış ve Ar iyon bombardımanı, camsı yapıya Ar dahil edilerek büyütüldüğünde filmin atomlarını yeniden düzenler ve MC termal stabilitesi iyileştirilir.

Bir başka önemli husus ise biyomedikal uygulamalarda, kaplamayı oluşturan metal alaşımlarının insan sağlığına yönelik potansiyel toksisite açısından dikkate alınması gereğidir. Ti korozyon direncini, elektrokimyasal stabiliteyi ve sitotoksisiteyi geliştirir. Üstelik Ti insan vücudunda herhangi bir biyolojik rol oynamaz ve bu elementin yüksek dozlarda alınmasından sonra bile hiçbir toksik etki gözlenmez. Her ne kadar zirkonyum (Zr) metali ve belirli alaşımları vücuttaki tüm metaller arasında en yüksek biyoyumluluğu sergileyip düşük toksisiteye sahip olsa da bu materyallerin antibakteriyel özelliği yoktur ve klinik uygulamalarda bakteriyel

enfeksiyonlara yol açmaktadırlar. Bununla birlikte, Ti bazlı alaşımlar da esas olarak aşınma direnci ve yorulma mukavemeti ile ilgili sorunlarla karşı karşıyadır (Xie *et al.* 2013).

Tablo 4. Bazı Metal İmplant Materyal ve Kemiğin Mekanik Özelliklerinin Karşılaştırılması (Li *et al.* 2017)

Özellikler	Doğal kemik	Ti alaşımları	CoCr alaşımları	Paslanmaz çelik	Ti bazlı MC	Zr bazlı MC
Yoğunluk (g/cm ³)	1.8–2.1	4.4–4.5	8.3–9.2	7.9–8.1	4.4–5.2	5.9–6.7
Young modülü (GPa)	3-20	110-117	230	189-205	78-115	80-100
Basınç akma dayanımı (MPa)	130-180	758-1117	450-1000	170-310	1950-2165	~200
Kırılma tokluğu (MPa m ^{1/2})	3-6	55-115	N/A	50-200	40-100	50-90

Cu Esaslı İFMC

Cu insan vücudu için gerekli mikro besinler arasında yer alır. Yapısal bileşen olarak hareket etme yeteneği ile ilgili olarak Cu, doku biyosentezinin yanı sıra hücresel fonksiyonları (örneğin solunum ve serbest radikal savunması) doğrudan etkiler. Örneğin, cilt proteinlerinin hücre dışı matrisinin (ECM) sentezinde ve stabilizasyonunda çok önemli bir rol oynar. Deneysel çalışmalar, vücuttaki Cu miktarındaki dengesizliğin doku ve organ gelişimi gibi hayati fonksiyonlar üzerinde olumsuz etkilere neden olabileceğini göstermiştir. Cu eksikliğinin iskelet anormalliklerine yol açması sonucu kemik mineral içeriğinin ve kemik gücünün azalmasına neden olabilir. Canlı yapıdaki kemik ve deri gibi çeşitli doku ve organların onarım için Cu gereklidir. Bu bağlamda, Cu varlığında kırık kemiklerin iyileşme sürecinin daha hızlı gerçekleştiği daha önce doğrulanmıştı. Bu özelliklerden faydalanmak amacıyla çok sayıda çalışma, hasarlı dokuların yeniden yapılanma sürecini geliştirmek için uygun alaşımlarla Cu kullanımına odaklanmaktadır.

Cu'nun MC'nin yapısına dahil edilme potansiyeli, biyoimplantların daha fonksiyonel gelişimi için umut verici yaklaşımlar arasındadır. Zira bu element antibakteriyel yaklaşımlardan kanser tedavilerine kadar biyotıpta en çok kullanılan metalik elementlerden biridir. Cu farklı türdeki biyomateryallere kolayca dahil edilebilir; Küçük iyon yarıçapına sahip Cu iyonları, cam ağına tam pozisyonda girerek fosfatlar tetrahedral arasında çapraz bağlanan bir bağ oluşturarak

cam numunesinin stabilitesinin yanı sıra mekanik özelliklerini de geliştirebilir. MC elde edilme sürecinde soğutma ve ısıtma sonrasında faz ayrımı Cu ilavesiyle bastırılabilir. Cu eklendikten sonra alaşımın oksijen içeriği azalır; azalma alaşımın COY'sinin iyileşmesine katkıda bulunur (Saini *et al.* 2020).

Çeşitli avantajlarından dolayı son zamanlarda özellikle Ti-Cu, Zr-Cu, Ti-Zr-Cu, Ti-Ag-Cu alaşımları İFMC elde etmek için ilgi çekici popüler yüzey modifikasyon işlemleri arasında yer almaktadır. Örneğin ikili Ti alaşımları üzerine yapılan çalışmalar, Cu'nun Ti'nin gücünü Ag'den daha az eklemeye iyileştirebileceğini göstermiştir. Alaşımın Cu eklenmesiyle gerilme mukavemeti artarken Ti'nin uzamasını büyük ölçüde azalttığı, bunun neticesi olarak az miktarda Cu ilavesiyle bir diş alaşımı olarak gerekli uzamayı korurken mukavemeti artırmak mümkün olabileceği belirtilmiştir. Cu ilavesi dökümü kolaylaştırabilir, Ti' un mekanik davranışını iyileştirebilir, MC oluşumuna pozitif etki edebilir. Ayrıca, Cu-Ti alaşımlarının sertliği ve gerilme mukavemeti saf Ti 'dan daha yüksektir. Bazı bakterileri (daha dirençli biyofilm) nötralize etmek için yeterli ve uzun süreli Cu salınımı yeterli olabilir.

Bütün bunlarla birlikte şunu ifade etmekte fayda vardır; düşük konsantrasyonlardaki Cu, insan vücudunun bazı kritik işlevlerinin (örneğin kemik oluşumu) düzenlenmesinde önemli bir rol oynamasına rağmen, bu elementin fazla miktarı serbest radikaller üretebilir ve toksisite veya iltihaplanma ile sonuçlanabilir (Patel *et al.* 2020).

Ag Esaslı İFMC

Metal Ag, yüksek elektrik iletkenliği, önemli termal iletkenlik, üstün işlenebilirlik, yansıtma özelliği ve canlı doku üzerindeki antibakteriyel etkisi dahil olmak üzere mükemmel özelliklere sahiptir. Tıbbi cihazlar, biyoimplant materyaller, enerji malzemeleri, madeni para ve mücevherat alanlarında yaygın olarak kullanılmaktadır. Tıpta saf metal, Ag nitrat, Ag tuzları, Ag polimer kompozit, Ag nanopartiküller ve Ag bazlı ince filmler dahil olmak üzere çeşitli Ag formlarının kullanımı yaygındır.

Günümüzde Ag'nin implant malzemesi ve ince film kaplamalarda katkı elementi olarak kullanımı çok popülerdir. Malum, implantasyon öncesinde implant yüzeyinin antimikrobiyal özelliklerinin ayarlanmasıyla, ameliyat sonrası enfeksiyonların üstesinden gelinebilir. Literatürde açıklanan teknikler, implantasyondan önce antibiyotiklerle doğrudan emdirme veya antibiyotik veya Ag katkılı polimer kaplamaların kullanılmasıdır. Ag bazlı antimikrobiyaller, aktif Ag+'nın insan hücrelerine toksik olmaması nedeniyle antimikrobiyal aktivite sergilerler. Ag ince filmleri, bakteri koloni oluşumu için gerekli olan biyofilmlerin gelişimini engelleyen Ag iyonlarını serbest bırakmak için bir yüzey alanı sağlar. Bu, yeni implante edilen cihazı

çevreleyen biyolojik ortamın enfeksiyona ve ameliyat sonrası iyileşmenin ilk aşamalarında bakterilerle savaşmak için yararlı olabilir. Ayrıca Ag iyonlarının polimerik malzemelere dahil edilmesi birkaç yıldır yaygın olarak kullanılmaktadır. Özellikle vücut içerisine yerleştirilen ince tüpler, enfeksiyonları azaltmak için Ag kaplamayla donatılmıştır. Kalp kapakçıkları veya diyaliz üniteleri gibi tıbbi cihazlar da Ag noktalı yüzeylerin kullanımından yararlanır (Lopes *et al.* 2020).

Kaplamaların, yük taşıyan implantlar üzerindeki bir uygulama için Ti 'un sert ve yumuşak dokuya karşı biyouyumluluğunu ve sertliğini korurken sıvı bir ortamda Ag iyonlarının salınması nedeniyle antimikrobiyal özellikler sağlaması mümkün olabilmektedir.

Bununla birlikte, Ag veya Ag alaşımları ısı ve nem gibi birçok faktörden, özellikle de ortamda aşındırıcı kükürt veya klor elementlerinin varlığından dolayı kolayca bozulur. Ag sülfid (Ag_2S) ve Ag klorürün ($AgCl$) baskın Ag korozyon ürünleri olduğu düşünülmektedir. Ag'nin kükürt ve klora karşı korozyon duyarlılığı, Ag ve Ag bazlı alaşımların ince MC oluşturmadaki nispeten zayıf kabiliyeti, dayanıklılığını ve kullanım alanlarını sınırlandırmaktadır (Radtke *et al.* 2018).

İnce Film Kaplamalar

İnce bir film, kalınlığı birkaç nanometreden birkaç mikrometreye kadar değişen bir malzeme tabakası olarak tanımlanır. Ultra ince bir filmin kalınlığı birkaç nanometre aralığındadır. İnce film kaplamalar günlük hayatımızın bir parçasıdır. Ellerimizi yıkamak için kullandığımız musluk/bataryalar, kapı kulpları, dokunmatik ekranlar, süs eşyaları, dış yüzeyi modifiye ederek korozyondan dolayı yıpranmaktan koruduğumuz diğer ev eşyaları veya cep telefonumuzu almak olsun, her gün onlara temas halindeyiz. Elbette ince film kaplamaların kullanım alanları sadece günlük hayatta kullandığımız eşyalarla sınırlı değildir. Elektronik, optik, savunma, uçak, uzay bilimi, endüstriler, ilaçlar, biyomateryaller, radar hücreleri vb. gibi çeşitli alanlardaki kapsamlı uygulamaları mevcuttur. İnce filmler, üretimde daha iyi tekrarlanabilirliğe ve yüksek mikro yapısal kontrole sahip oldukları için sensör uygulamaları için bulk/döküm malzemelerden üstündür (Sivaperuman *et al.* 2023).

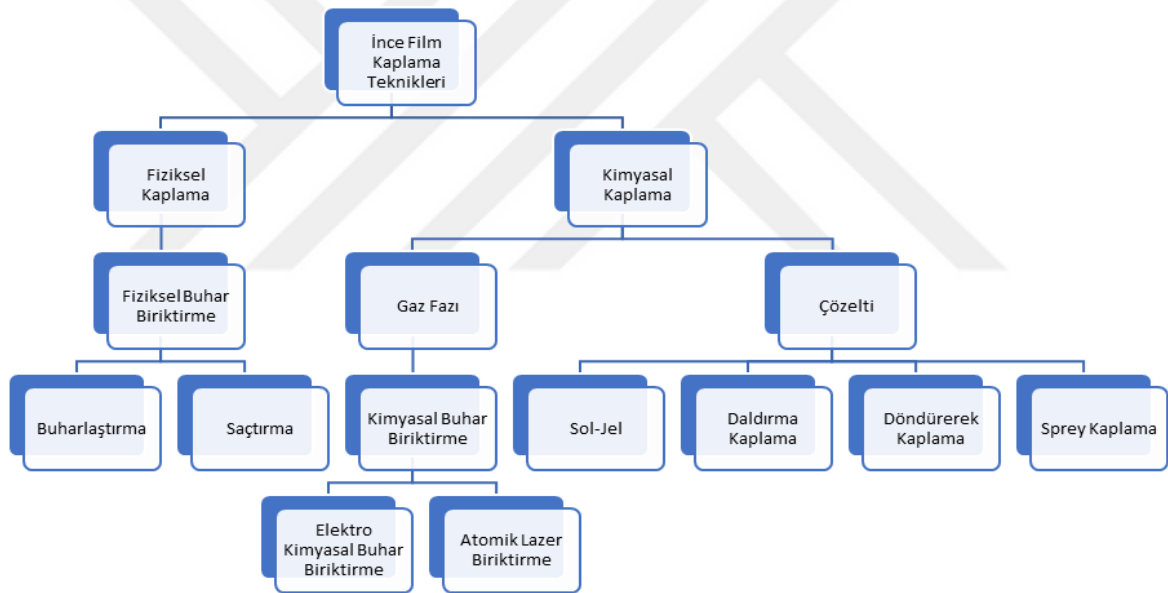
İnce film kaplamaların kullanım amaçları iki kategoriye ayrılabilir:

- Yüzey koruma,
- Yüzey işlevselleştirme

Örneğin, alümina kaplamalar mekanik aşınma ve korozyona karşı oldukça dirençlidir ve bu tür kaplamaların kesici takımlarda kullanılması bu parçaların ömrünü birçok kez

uzatılabilir ve daha yüksek kesme hızları gibi zorlu koşullarda kullanılabilir. Diğer taraftan alümina mükemmel dielektrik özelliklere sahiptir ve birçok yüzeye oldukça iyi yapışır. Bu özellikler alüminayı silikon mikroelettronik ve ince film cihaz endüstrilerinde yalıtkan, difüzyon bariyeri ve koruyucu kaplama olarak kullanılmasını özendirir (Liang *et al.* 2013).

Esasen ince film kaplamaları, metal cevheri çıkarma sahalarının yakınındaki çamur kaplarında, metal tabakaların bulunduğu M.Ö. 5000 yılına kadar dayandırmak mümkündür. Alman eczacı Johan Schroeder tarafından, 1649'da endotermik reaksiyon yoluyla arsenik oksidi odun kömürü ile indirgemeye yönelik bir yöntem denenmiştir. Bu, buhar fazı kullanılarak ince metal film büyümesine yönelik bildirilen en eski çalışmadır. İnce film kaplama, 1960'lardan bu yana yarı iletken ve yansıtıcı uygulamalar için endüstriyel ölçekte uygulanmaya başlandı. Optik kaplama için başarılı püskürtme ise 1880'den beri bilinmektedir. On yıllar boyunca, ince filmlerin biriktirilmesinin fiziği ve özellikleri hakkında daha derin bir anlayış geliştirildi.



Şekil 6. İnce Film Kaplama Teknikleri (Arango *et al.* 2012)

PVD

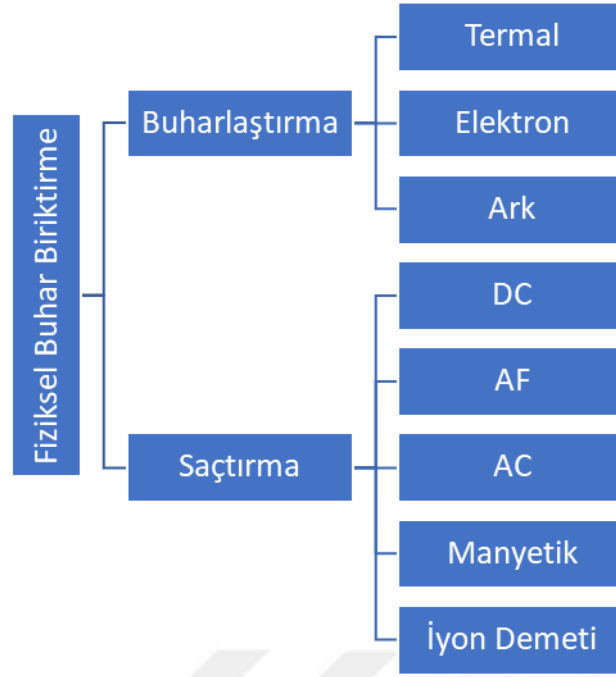
Faraday'ın 1857 yılında metal bir teli vakum altında buharlaştırarak yaptığı kaplama, ilk PVD kaplama uygulaması olarak kabul edilir. Bu yöntemle 1888 yılında Kuntz tarafından üretilen ince filmlerle optik özellikler incelemeleri yapılmıştır. Plazma destekli PVD yaklaşık 80 yıl önce patentlenmiştir. PVD yöntemi uzun yıllar fizik çalışmalarıyla sınırlıydı ancak takım aşınmasını geciktirmek amacıyla 1960'lardan sonra kesici takım yüzeylerinde kullanılmasıyla yaygınlaşmaya başlanmış ve "fiziksel buhar biriktirme" terimi de ancak 60'larda ortaya çıkmıştır.

Fiziksel buhar biriktirme, ince filmler ve kaplamalar oluşturmak için kullanılan bir dizi vakumlu biriktirme tekniğini ifade eden bir terimdir. PVD, bir malzemenin yoğunlaşmış fazdan buhar fazına geçtiği ve daha sonra ince bir tabakanın yoğunlaşmış fazına geri döndüğü bir işlemdir. Püskürtme/saçtırma ve buharlaşma en sık görülen iki PVD mekanizmasıdır. PVD, farklı bileşenlerin püskürtülmesi/buharlaştırılmasıyla başlayarak bir gaz fazı oluşturur; daha sonra metal nano parçacıkların yoğunlaşma olasılığını artırmak için inert bir atmosferde gaz fazının aşırı doyurulması ve son olarak nanokompoziti sertleştirmek için inert bir atmosferde termal işlem ile nihayetlenir (Nimalan and Begam 2024).

PVD yöntemi sürekli gelişen ve yenilenebilen bir kaplama yöntemidir. Bunun için proses iyileştirmeye odaklanarak, kaplama birikimi ve alt tabaka temizliği sırasında ayarlanabilen parametreleri bilmek önemlidir. Bu parametrelerden bazıları pompa sayısı, hedef sayısı, hedef türü, alt tabaka geometrisi, reaktör doluluk oranı, basınç, gaz türü, gaz akışı, sıcaklık, akım yoğunluğu vb. olabilir. Ancak, parametre değişiklikleri film biriktirme hızı ve yapışması üzerinde etkili olacaktır. Bu parametrelerin sonucunda, kaplamanın özelliklerini, yani sertliğini, elastiklik modülünü, morfolojisini, mikro yapısını ve kimyasal bileşimini belirleyecek tane boyutunda ve film kalınlığında değişiklikler olabilir.

PVD yönteminin; Kimyasal reaktif veya temizlik sonrası işlem kullanımına gerek kalmadığından çevreye etkisi oldukça düşük olması, her türlü inorganik malzemeye uygulanabilmesi, elde edilen kaplamalar yüksek yapışma, direnç ve dayanıklılığa sahip olması, kaplamaların bileşimi ve kalınlığı üzerinde mükemmel kontrol sağlanabilmesi gibi avantajları vardır. Bunun yanında çok yüksek maliyetli, karmaşık ekipmanlar kullanıma ihtiyacı, kaplamaların üretim hızı diğer kaplama biriktirme proseslerine göre yavaş oluşu ve alt tabakanın geometrisinin çok önemli olması gibi sınırlamaları mevcuttur.

PVD yönteminin çok geniş kullanım alanları mevcuttur. Başlıcaları; Başlangıçta olmayan bir alt tabakaya yarı iletken özellikler sağlamak için metalik kaplamalar, manyetik film kaplama, mücevherat alanında yaygın olarak kullanılan dekoratif amaçlı kaplamalar, optik girişim bariyeri veya yansıtıcı bariyer görevi gören güneş gözlüğü veya ayna kaplamaları, elektron mikroskobu numuneleri için iletken paladyum veya karbon katmanları, biyomedikal uygulamalar, kompozit malzemelerin yüksek sertlikteki kaplamaları, aşınma ve korozyon dayanımının gerekli olduğu malzemeler, mekanik aletlerin iyileştirilmesi sayılabilir (Swann 1988).

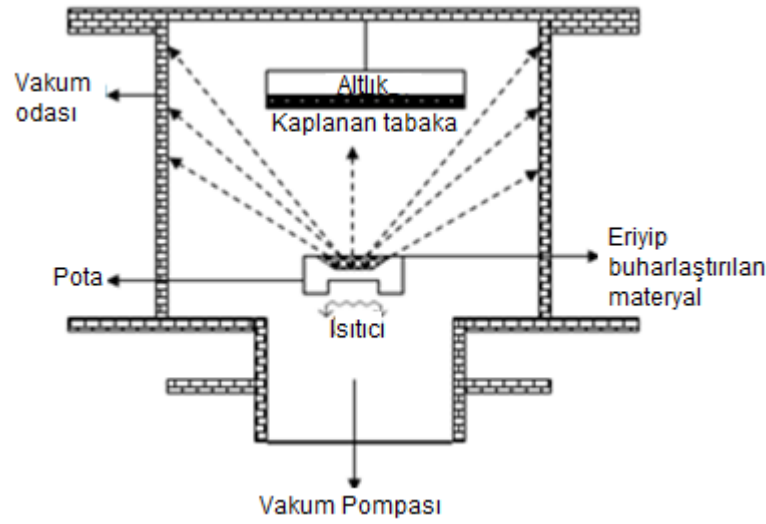


Şekil 7. PVD Teknikleri (Stan *et al.* 2023)

Buharlaştırma

Buharlaştırma, hedef malzemelerin yüksek sıcaklıklara ısıtıldığı, burada eridiği ve daha sonra buharlaştığı veya buhar haline geldiği yöntemdir. Bu atomlar daha sonra yüzeylerde katı formda çökerek, görüş alanı içindeki odadaki her şeyi ince bir hedef malzeme tabakasıyla kaplar. Tipik olarak bu biriktirme, hedef malzemenin alt tabakaya giderken gaz çarpışmalarını en aza indirmek ve istenmeyen reaksiyonları, sıkışan gaz katmanlarını ve ısı transferini azaltmak için yüksek vakumlu bir odada yapılır.

Buharlaştırmadan kaynaklanan buhardaki atomlar sadece termal enerjiye sahiptir ve alt tabakaya çok az veya hiç kinetik enerji olmadan çarpar ve sıcak hedef malzemeden, numuneye ısı transferi ışık radyasyonu tarafından yönetilir. Buharlaştırıcılar, soğuk duvarlı odalar ve küçük/merkezli nokta kaynakları ile uzun atış mesafelerine sahip kubbe/kaldırma araçlarıdır. Buharlaştırmanın yönlülüğü ile malzemenin alt tabakaya normal bir açıyla çarpacağı ve düşük ısı transferi ile alt tabakaların filmler biriktirilirken çok ısınmayacağı anlamına gelir. Bu, onları alt tabakaların herhangi bir plazma ısıtmasını ve daha kalın filmleri kaldıramadığı biriktirmeler için ideal hale getirir. Yan duvar kaplaması veya kontrollü gerilim gerektiren herhangi bir uygulama için uygun değildirler (Depla *et al.* 2010).



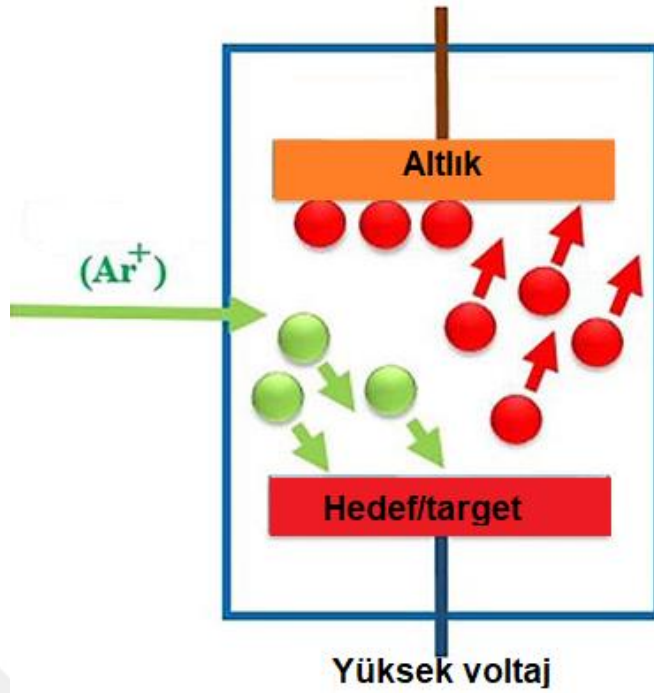
Şekil 8. Buharlaştırma Yönteminin Şematik Gösterilişi (Smallman and Ngan 2011)

Saçtırma

Saçtırma yöntemi, PVD yöntemlerinden biridir. İlk kez M. Blocher tarafından icat edilmiştir. Bu işlem, yüksek enerjili iyonların bombardımanı ile başlatılır. Genellikle, düşük maliyeti, kimyasal inertliği ve yüksek püskürtme verimi sağlama özelliğinden dolayı argon (Ar^+) gazı kullanılır (şekil 9). Saçtırma, bir vakum ortamında, yüksek enerjili iyonların bir hedef malzemeye yönlendirilerek, hedef atomlarının yüzeyden uzaklaştırılması işlemidir. Bu yayılan atomlar daha sonra yüzeylere çöker ve bu süreç saçtırma biriktirmesi olarak adlandırılır. Kaplama işlemi, hedef malzemenin atomlarının vakum ortamında serbest bırakılarak, altlık yüzeylerine birikmesiyle gerçekleşir.

Saçtırma işlemi genellikle yüksek vakumlu odalarda yapılır. Yüksek vakum ortamı, atomların serbestçe hareket etmelerini ve gaz çarpışmalarını en aza indirmeyi sağlar. Ayrıca, istenmeyen reaksiyonlar, sıkışan gaz katmanları ve ısı transferini azaltarak, yüksek kaliteli kaplamaların elde edilmesini mümkün kılar. Saçtırma yöntemi, özellikle metal, seramik, polimer ve kompozit malzemelerle yapılan ince kaplamalar için idealdir. Kimyasal olarak inert olan argon gazı kullanılması, istenmeyen kimyasal reaksiyonları engeller. Ayrıca, saçtırma işlemi yüksek püskürtme verimi sağladığı için hızlı ve verimli bir kaplama süreci sunar.

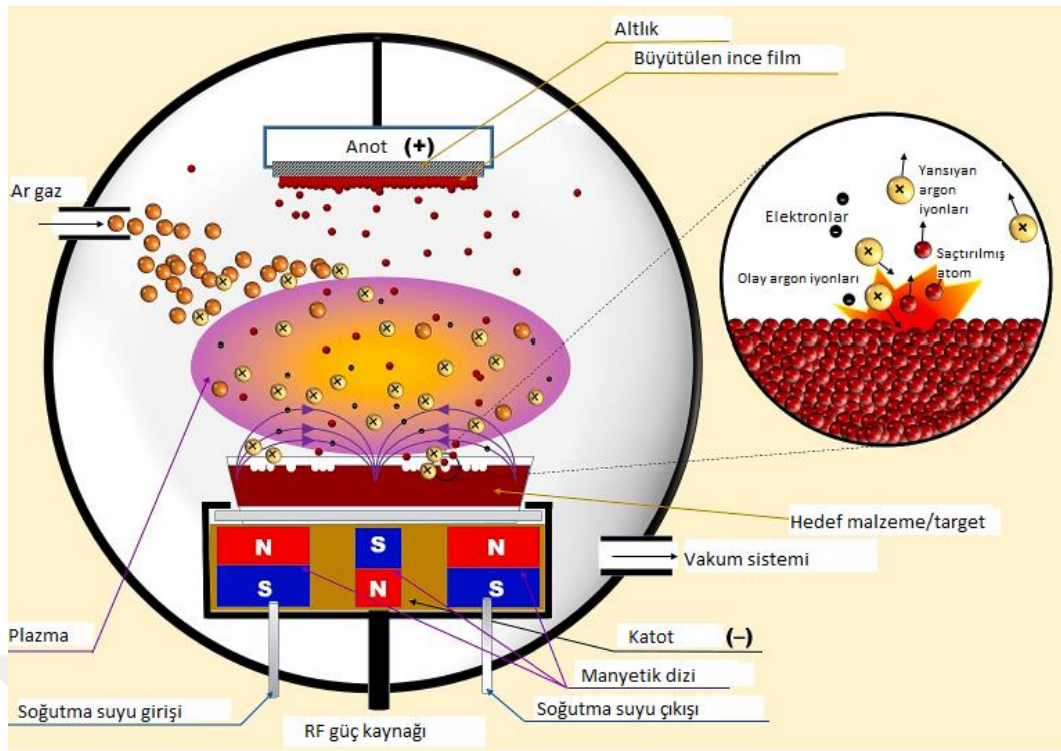
Saçtırma yöntemi, düşük maliyetli bir PVD işlemidir. Yüksek kaliteli, homojen ve düzgün kaplama tabakalarının üretimini mümkün kılar. Kaplama kalınlıkları nano/mikro seviyesinde hassasiyetle ayarlanabilir. Bu özellikleriyle saçtırma, elektronik, otomotiv, optik ve tıbbi cihazlar gibi birçok endüstride geniş bir uygulama alanına sahiptir.



Şekil 9. Püskürtme Tüpü.

➤ Diyot saçtırma sistemi

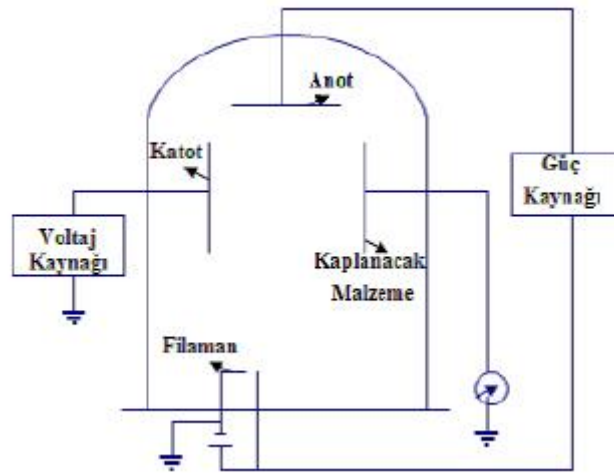
Bu yöntemde sistem biri anot diğeri katot olmak üzere karşılıklı yerleştirilmiş bir çift düzlemsel elektrottan oluşmaktadır. Katodun plazma ile teması halinde olan üst yüzeyinde kaplama malzemesi, katodun altında su soğutmalı hazne bulunmaktadır (Şekil 10). Kaplanacak malzeme anoda yerleştirilmektedir. İşlem, öncelikle sistemin vakum altına alınmasıyla başlar; bu sayede ortamdaki istenmeyen gazlar ve kirleticiler uzaklaştırılır. Ardından, plazma oluşumu için argon gazı gibi inert bir gaz sisteme verilir. Hedef malzeme (katot) ve altlık (anot) arasına bir elektriksel gerilim uygulanarak argon gazı iyonlaştırılır ve plazma oluşturulur. Manyetik alan sayesinde plazmadaki elektronlar hedef malzeme yüzeyine yönlendirilir, bu da plazma yoğunluğunu artırarak işlemin verimliliğini yükseltir. Plazma içindeki pozitif iyonlar, hedef malzemenin yüzeyine çarparak malzemenin atomlarını koparır ve bu atomlar altlık yüzeyine püskürtülür. Püskürtülen atomlar, altlık üzerinde birikerek homojen ve yüksek kaliteli ince bir film tabakası oluşturur. Bu süreç, yüzey kaplamalarında yaygın olarak kullanılan etkili bir yöntemdir. (Greene 2017).



Şekil 10. Magnetron Saçırma Yoluyla Biriktirme İşlemi (Hishimone *et al.* 2020)

➤ Triyod saçırma sistemi

Bu sistemde düşük basınçlarda iyonlaşmayı arttırmak ve parlama deşarjını sürdürmek için diyot sistemine ilave olarak ısıtıcı ve pozitif potansiyelli bir elektrot bulunmaktadır. Isıtıcı ve elektrot, gaz iyonizasyon derecesini arttırarak saçırma verimini yükseltmektedir. Bu şartlar altında düşük basınç değerlerinde dahi homojen bir plazma elde etme imkanı sunmaktadır.

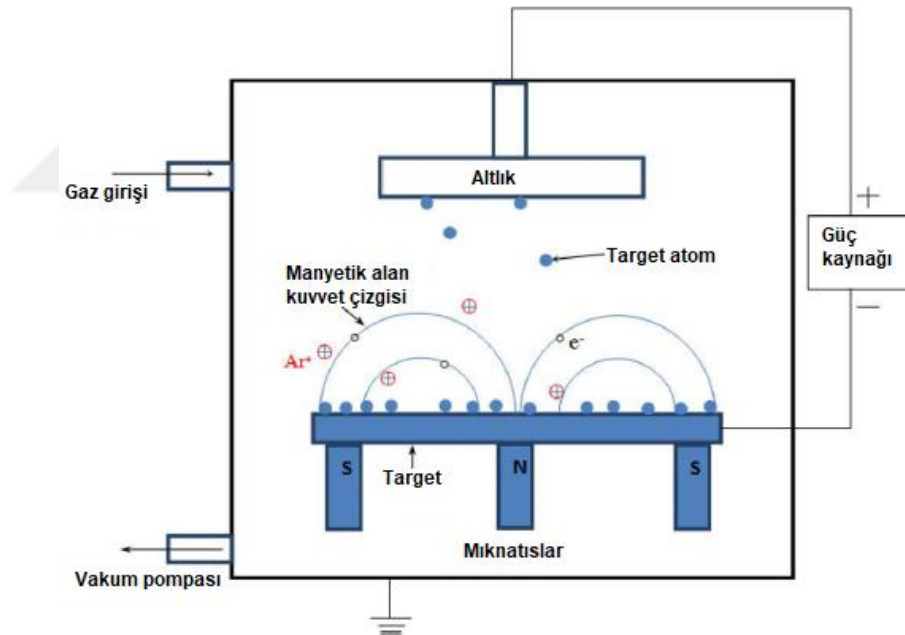


Şekil 11. Triyod Saçırma Yöntemi (George 1992)

Sıcak katot triyot sistemidir. Sıcak katot termoiyonik emisyon süresince elektron yaymaktadır. Bu elektronlar parlama deşarjı sisteminin içine atılmaktadır. Bu durumda iyonizasyon etkinliği artmaktadır. Parlama deşarjı daha düşük basınçlarda (6.6-0.13 Pa) ve daha düşük voltaj (50-100V) uygulanarak oluşmaktadır. Bu nedenle triyot saçırma ile

➤ Manyetik alan saçırma yöntemi

Magnetron püskürtme tekniğinde kalıcı mıknatıslar kullanılır. Bu mıknatıslar manyetik alan oluşturmak için hedefin arkasına yerleştirilir. İyonlar elektronlardan daha ağır olduğundan, iyonlar manyetik alandan doğrudan etkilenmezler. Ancak manyetik alan elektronların spiral bir rotada akmasına neden olarak plazmadaki kalış sürelerini uzatır. Elektronların arka plan gaz atomlarıyla çarpışma olasılığı artacak ve önemli sayıda gaz atomunun iyonlaşmasına neden olacaktır. Elektrik alanının varlığında, gaz iyonları hedefin bombardımanını hızlandırarak sonunda alt tabaka üzerinde yoğunlaşarak gerekli filmi üreten püskürtme atomları üretir. Hedef yüzeyindeki iyonizasyon oranının ve iyon bombardıman oranının bir elektrik alanının etkisi altında arttığı ve dolayısıyla püskürtme oranlarının arttığı görülür (Deng *et al.* 2020).

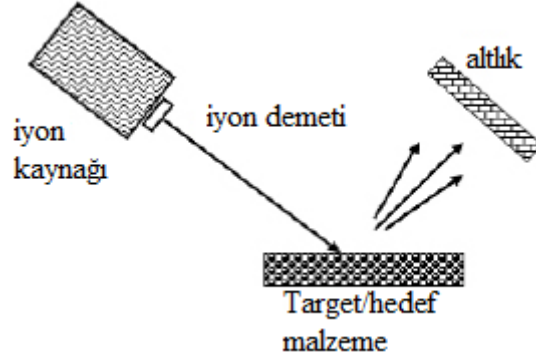


Şekil 12. Manyetik Alan Saçtırma Yöntemi Çalışma Prensibi (Jain *et al.* 2016)

➤ İyon demeti ile saçtırma tekniği

Bir iyon ışını kaynağı, hedefi ve alt tabaka tutucusu, iyon ışını püskürtme biriktirme düzeneğini oluşturur (Şekil 13). Bir hedefi püskürtmek için, düşük enerjili iyonlara sahip geniş ışınlı bir iyon kaynağı kullanır. İyon ışını püskürtme yöntemi, hedef üzerine düşük enerjili geniş bir iyon ışını uygulayarak toz (dağılan parçacıklar) birikmesini sağlar ve bu sayede bir film oluşur. Birincil parçacıklar ayrıca ince bir kaplamanın oluşmasına yardımcı olmak için hedef

üzerinde dağılır. Enerjik bir parçacık bir hedefe çarptığında, momentum ve enerji birincil parçacıktan hedef parçacığına iletilir. Geri çekilen hedef parçacıklar ve dağılmış birincil parçacıklar daha da çarpışarak bir çarpışma kademesi oluşturabilir veya hedefi terk edebilir. Yüzeydeki hedef parçacıklar yüzeyin bağlanma enerjisini yenebilecek kadar enerji kazanmışsa hedeften kaçabilirler. Dağınık birincil parçacıklar ya dağılabilir ya da hedefte kalabilir (Panjan *et al.* 2008).



Şekil 13. İyon Demeti ile Saçtırma

MATERYAL ve YÖNTEM

SLE Yöntemiyle Altlık Malzemelerin (Numunelerin) İmalatı

SLE yöntemiyle altlık malzeme olarak kullanılacak numunelerin üretimi için ticari 316L paslanmaz çelik, CoCrW, Ti6Al4V metal tozları kullanılmıştır. Tablo 5’de kimyasal bileşimleri verilen bu metal tozları biyomalzeme olarak sıklıkla kullanılmaktadır. SLE işlemleri, %0,3-0,6 argon koruyucu gazı altında, lazer ışının damalı şekilde ergitme izi kullanılarak, 100W ve 7 m/s hız parametreleri ile Ytbb (Yb) fiber lazerli CONCEPT LASER'den MLab Cusing makinesi kullanılarak gerçekleştirilmiştir (Şekil 14).



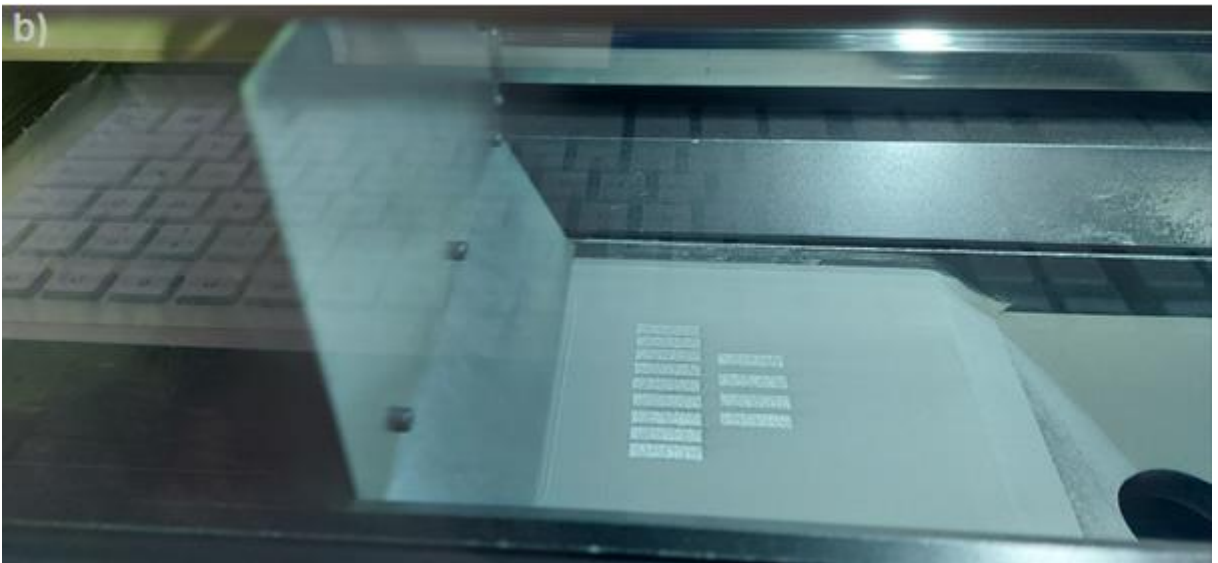
Şekil 14. Concept Laser'den Mlab Cusing Cihazının İki Açıdan Görünüşü

Tablo 5. Metalik Tozlar a) 316 L b) CoCrW c) Ti6Al4V

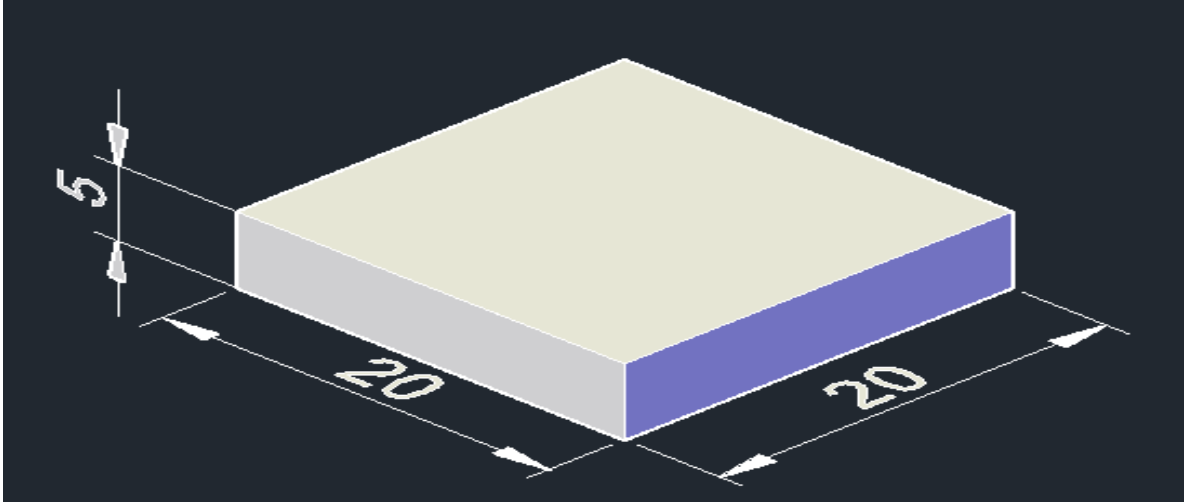
a)	Cr	Ni	Mo	C	Mn	N	S	P	Fe
316 L	16	10	2	0,08	0.75	0,1	0,03	0.045	kalan
	-	-	-	(max)	(max)	(max)	(max)	(max)	
	18	14	3						

Tablo 5. (Devamı)

b)	Cr	W	Si	Mn	C	N	Fe	Co
CoCrW	28	9	1,6	0,01	0.05	0.02	0.05	kalan
	-	-	-	(max)	(max)	(max)	(max)	
c)	Al	V	Fe	C	O	N	H	Ti
Ti6Al4V	5,5	3,5	0,25	0,08	0.13	0.05	0.012	kalan
	-	-	(max)	(max)	(max)	(max)	(max)	
	6,5	4,5	(max)	(max)	(max)	(max)	(max)	



Şekil 15. SLE Cihazı ile Numune Üretimi a) CoCrW b) Ti6Al4V



Şekil 16. SLE Yöntemi ile Üretimi Yapılacak Numunelerin CAD Çizimi (mm)

Magnetron Saçtırma ile İFMC Kaplama İşlemi

Ti-Cu ve Ti-Ag ince filmler, PVD magnetron saçtırma yöntemiyle üretilen 20x20x5 mm³ ölçülerindeki altlıklar (316L paslanmaz çelik, CrCoW alaşımı, Ti6Al4V alaşımı) üzerine biriktirilmiştir (Şekil 16). Biriktirme için %99 saflıkta, 2" (inç) çapında ve 0,250" (inç) kalınlığında Ti, Cu ve Ag hedefleri kullanılmıştır. SLE yöntemiyle üretilen alt tabaka yüzeyleri önce sırasıyla 80,220,400,600,800,1200,1500 ve 2000 (mesh) SiC aşındırıcılarla zımparalanmış (Her zımparalama yaklaşık 5 dakika sürdü) ve ardından yüzey 10 dakika etanolde bekletilip havada kurutularak temizlenmiştir. Kaplama sonrası ince film kalınlığını ölçmek için numunelerin bir tarafı bantlanmıştır. Ti-Cu kaplamalar için, Ti doğru akıma (DC) 125 W ve Cu radyo frekansı (RF) 25 W güç kaynaklarına bağlanmış; Ti-Ag kaplamalar için, Ti DC 125 W ve Ag 12 W RF güç kaynaklarına bağlanmıştır. Cihaz vakuma alınmıştır. İnce film biriktirmeye başlamadan hemen önce, hedef malzemelerin yüzeyini oksit tabakasından temizlemek ve kirlenmeyi önlemek için yaklaşık 5 dakika boyunca argon gazı (60 sccm akış hızıyla) içinde püskürtmeye tabi tutulmuştur. Tüm ince film biriktirme, 1,1 Pa basınç altında gerçekleştirilerek, cihaz vakumu 4×10^{-4} Pa değerinde tutulmuştur. Alt tabaka ve hedefler arasındaki uzaklık 35 cm olup, alt tabaka 70 rpm'de döndürülmüştür. PVD magnetron saçtırma ile yapılan İFMC kaplamasında, 1-1,5 mikron ortalama kaplama kalınlığı elde etmek ve birbirine yakın kaplama kalınlıklarına ulaşmak için, Ag ve Cu farklı güç aralıklarında püskürtmeye tabi tutulmuştur. Biriktirme koşulları ve elde edilen film kalınlığı Tablo 6'da verilmiştir.

Tablo 6. Metalik İnce Film Biriktirme Güç Değerleri ve Kaplama Kalınlıkları

Altlık malzeme	Kaplama içeriği	Ti güç(W)	Ag güç (W)	Cu güç(W)	Süre (dk)	Kaplama Kalınlığı (µm)
316L	Ti-Ag	125	12	-	130	1.35
CoCrW	Ti-Ag	125	12	-	130	1.12
Ti6Al4V	Ti-Ag	125	12	-	130	1.57
316L	Ti-Cu	125	-	25	130	1.20
CoCrW	Ti-Cu	125	-	25	130	1.11
Ti6Al4V	Ti-Cu	125	-	25	130	1.32



Şekil 17. Vaksis PVD Magnetron Saçtırma Cihazı a) Dıştan Görünüş b) İç Kısımın Görünüşü

İFMC'lerin Karakterizasyonu

İFMClerin kristalografik yapısı Atatürk Üniversitesi DAYTAM bünyesinde bulunan PANalytical Empyrean difraktometre ile X-ışını Kırınımı (XRD) cihazı ile yapıldı. Cihazda, Cu K- α 1.5406 Å dalga boyu ile 45 kV, 40 mA değerleriyle çalıştırılmıştır. Numuneler için, $2\theta = 20-80$ tarama aralığı, 0.05° adım büyüklüğü ve her adım için 2,46 saniyede işlem yapılmıştır.

İFMC film kalınlığı yüzeye dokunarak tarama metodu ile Atatürk Üniversitesi DAYTAM bünyesinde bulunan taramalı profilometre K1a Tencor Stylus Profiler P7 cihazı ile ölçülmüştür. Ölçüm 4.2 μm kalınlığında uçla yapılmış, sivri uç numune yüzeyine 5 mg kuvvet uygulamıştır.

İFMC'lerin yüzey morfolojisi Atatürk Üniversitesi DAYTAM bünyesinde bulunan 30 kV hızlanma potansiyeline sahip Zeiss Crossbeam 540 FIB-SEM Taramalı Elektron Mikroskobu ile incelenmiştir. Aynı sistemde EDX ile elementel analiz yapılmıştır.

XPS spektrumları Atatürk Üniversitesi DAYTAM bünyesinde bulunan Al veya Ag kaynaklarından elde edilen X-ışınlarının monokromatizmi için tek quartz kristalli bir sistem içeren Specs Flex-XPS cihazı ile ölçülmüştür.



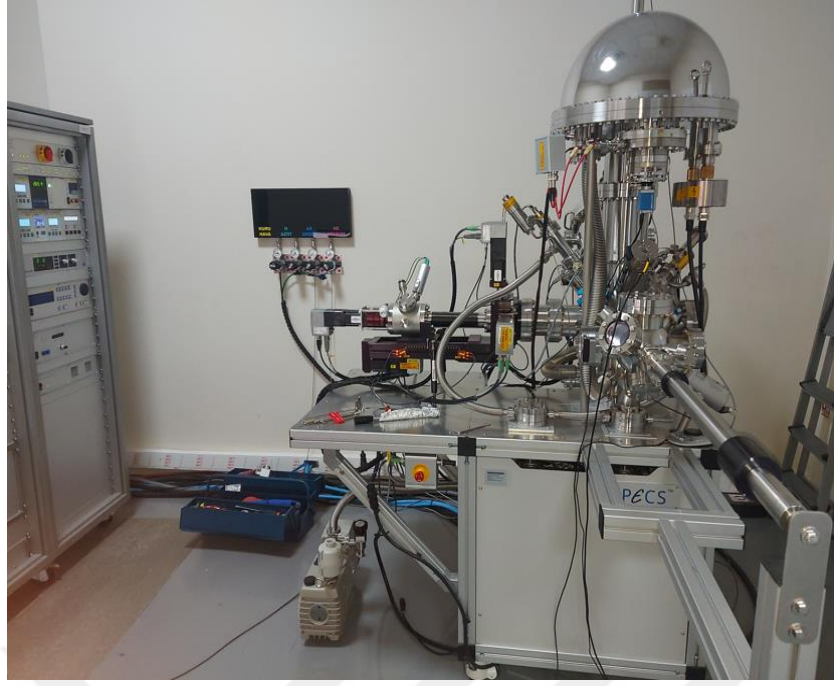
Şekil 18. PANalytical Empyrean X-ışını Kırınımı (XRD) Cihazı



Şekil 19. KLA Tencor Stylus Profiler P7 Profilometre



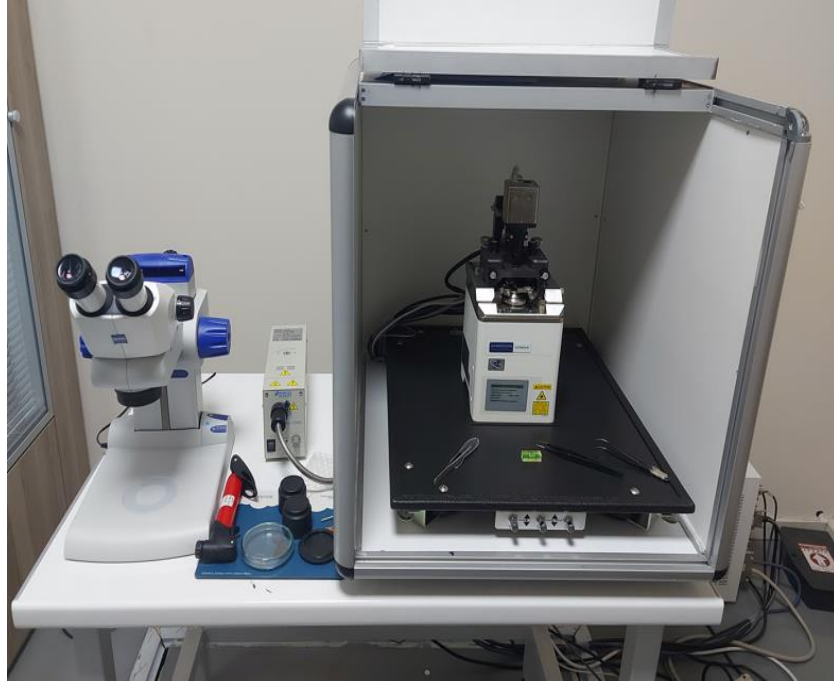
Şekil 20. Zeiss Crossbeam 540 FIB-SEM Taramalı Elektron Mikroskobu



Şekil 21. Specs-Flex XPS cihazı

Yüzey Görüntüleri

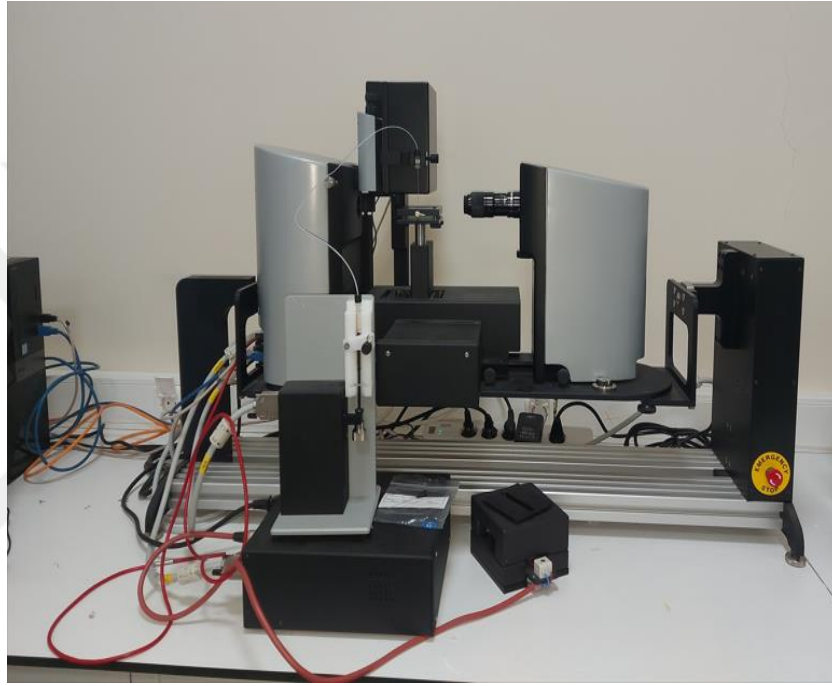
Yüzeylerin topoğrafya ve 3 boyutlu görüntüleri, Atatürk Üniversitesi DAYTAM bünyesinde bulunan Hitachi 5100N AFM (Atomik kuvvet mikroskopisi) cihazı ile ölçülmüştür. Yapılan görüntülemeler $5 \times 5 \mu\text{m}^2$ alanda uygulanmıştır.



Şekil 22. Hitachi 5100N AFM cihazı

Islanabilirlik ve Yüzey Enerjisi

Yüzey ıslanabilirlik deneyleri ve yüzey serbest enerjisi ölçümleri Atatürk Üniversitesi DAYTAM biriminde mevcut Attension Theta Flex optik tansiyometre cihazı ile yapılmıştır. Yüzeylerin su temas açıları sessile drop yöntemiyle hesaplanmıştır. Damıtılmış su kullanılarak yapılmış ölçümler 5 ± 0.5 µl hacmindeki damlacıkla, 22.5 °C’de gerçekleştirilmiştir. Her bir test için 10 saniye süresince sağ ve sol taraf olmak üzere her bir numune için 140 temas açısı ölçümü yapıp ortalamaları alınmıştır.



Şekil 23. Attension Theta Flex Optik Tansiyometre

Mikrosertlik ve Aşınma Deneyleri

Mikrosertlik ölçümleri Vickers (HV) olarak yapılmış ve bunun için Erzurum Teknik Üniversitesi Makine Mühendisliği Bölümünde bulunan SHIMADZU HMV-G20 cihazı kullanılmıştır. Numune yüzeylerinin rastgele seçilmiş bölgelerine 10 saniye yükleme süreyle 100 grf yük uygulanmak suretiyle 5 ölçüm yapılmış ve ortalamaları alınmıştır.

Tribolojik özellikleri belirlemek için Erzurum Teknik Üniversitesi YÜTAM birimindeki Bruker UMT Tribometre kullanılmış ve testler kuru ortamda İleri-geri (reciprocating) yöntemi ile yapılmıştır. Bu işlem için 5 mm çapındaki Al₂O₃ batıcı uç kullanılmıştır. Aşınma deneyine ait parametreler Tablo 7’de verilmiştir. Cihaz tarafından otomatik olarak verilen Sürtünme katsayı değerlerinin ortalamaları alınmıştır. Aşınma izi

görüntüleri yine YÜTAM birimindeki Bruker-Contour GT 3D Optik Profilometre ile sağlanmıştır.

Her bir numunede meydana gelen aşınma miktarının hesaplanmasında Archard aşınma bağıntısından yararlanılmıştır (Q kaybedilen toplam malzeme hacmini (mm³), L toplam kayma mesafesini (m) ,W uygulanan normal yükü (N) , k aşınma oranını (mm³ /Nm) belirtmektedir).

$$k = Q/(W.L)$$

Tablo 7. Triboloji Deney Şartları

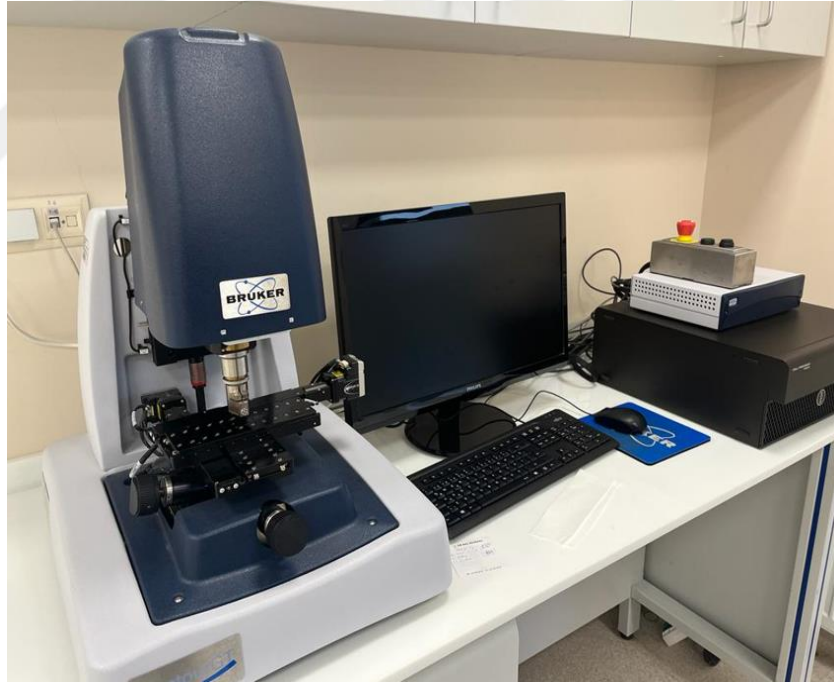
Parametreler	Değerler
Uygulanan yük	1 N
Aşınma izi genişliği	8 mm
Sıcaklık	25 ± 2°C
Nem	%60 ± 10
Aşındırma hızı	12 m/dk
Aşındırma süresi	1800 s
Aşındırma mesafesi	360 m



Şekil 24. SHIMADZU HMV Sertlik Ölçme Cihazı.



Şekil 25. Bruker UMT Tribometre Cihazı



Şekil 26. Bruker-Contour GT 3D Optik Profilometre Cihazı

Korozyon Deneyleri

Korozyon deneyleri, Erzurum Teknik Üniversitesi YÜTAM biriminde mevcut Interface 1010 Potentiostat/Galvanostat/ZRA-Gamry Instruments cihazı kullanılarak gerçekleştirilmiştir. Korozyon testleri numunelerin biyomalzeme olarak kullanımında yapay vücut sıvısındaki

davranışını belirlemek için yapılmıştır. Korozyon deneylerinde laktatlı ringer çözeltisi kullanılmış olup çözelti içeriği tablo 8’de verilmiştir.

Tablo 8. Laktatlı Ringer Çözelti İçeriği 1L için

Reaktif	Miktar
Sodyum Laktat	3 gr.
Sodyum Klorür	6 gr.
Potasyum Klorür	0,4 gr.
Kalsiyum Klorür Dihidrat	0,3 gr.
Steril Enjeksiyonluk Su	1 L

Oda sıcaklığında yapılan testlerde numuneler çalışma elektrotu, grafit ve Ag/AgCl2 ise karşı ve referans elektrot olarak kullanılmıştır. Deneyler için vücut sıvısını temsil etmek üzere Ringer solüsyonu ortamında yapılmıştır. OCP deneyleri, sistemin kararlı hale gelmesi için 1 saat sürmüştür. PP (scan) eğrileri, OCP’ye göre -300 mV ile +2000 mV aralığında 1 mV/sn tarama hızında oluşturulmuştur. EIS deneyleri, 100 kHz-10 mHz frekans aralığında, 10 mV (OCP’ye göre DC 0 V) sinüsoidal AC voltaj kullanılarak gerçekleştirilmiştir.



Şekil 27. Interface 1010 Potentiostat/Galvanostat/ZRA-Gamry Instruments Cihazı

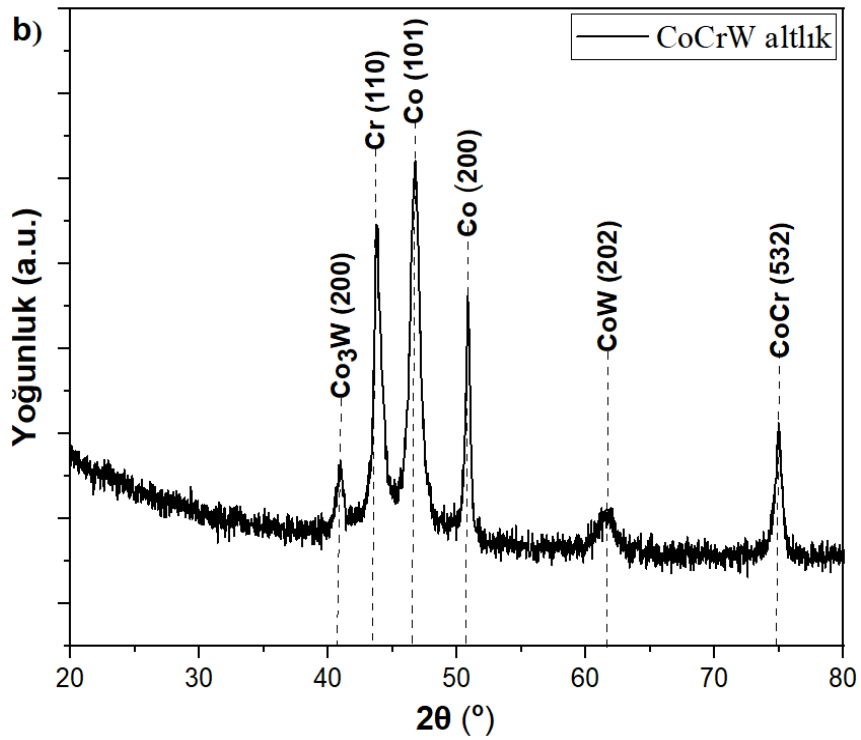
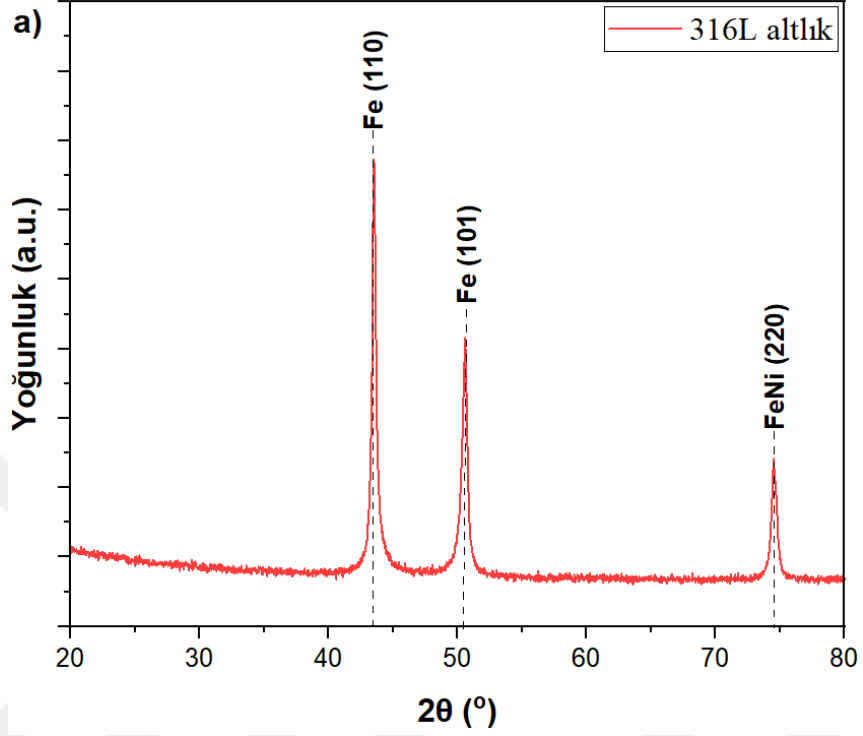
Antibakteriyel Test

316L, CoCrW ve Ti6Al4V yüzeylerine yapılan Ti-Cu ve Ti-Ag kaplamalarının, Gram-pozitif *Staphylococcus aureus* (ATCC 29213), Gram-negatif *Escherichia coli* (ATCC 25923), *Acinetobacter baumannii* (ATCC 49139) ve maya türleri olan *Candida albicans* (ATCC 14053), *Candida glabrata* (ATCC 15126) ve *Candida parapsilosis* (ATCC 22019) üzerindeki antibakteriyel (bakteri önleyici) ve antifungal (mantar önleyici) etkileri JIS Z 2801:2000 standardına göre değerlendirilmiştir. Deneylerde kullanılan numuneler, işlem öncesinde UV lambasıyla sterilize edilmiştir. Bakterilere yönelik testlerde Mueller-Hinton Broth (MHB) ve maya türleri için Sabouraud Dextrose Broth (SDB) adlı sıvı kültür ortamları kullanılmıştır. Örnekler, başlangıçtaki bakteri yoğunluğunun mililitre başına 10^5 ile 10^6 bakteri topluluğu (koloni) oluşturan birim (CFU/mL) arasında olduğu bir seyrelticiyle temas ettirilmiş ve 37°C'de 24 saat boyunca bekletilmiştir (inkübe edilmiştir). 24 saatlik inkübasyon (bekletme) süresinin ardından, örnekler fosfat tamponlu salin (PBS) adlı bir çözeltide seri seyreltmelere tabi tutulmuş (örneğin 10^1 , 10^2 , 10^3 , 10^4 ve 10^5 kat seyreltmeler yapılmıştır). Her seyreltiden alınan 100 mikrolitrelik örnekler, bakteriler için Müller-Hinton Agar (MHA), mayalar için ise Sabouraud Dextrose Agar (SDA) yüzeyine yayılmıştır. Petri kapları, 37°C'de 24 saat boyunca bekletilmiş ve oluşan bakteri topluluğu sayıları sayılmıştır. Sonuçlar, mililitre başına bakteri topluluğu oluşturan birim (CFU/mL) cinsinden hesaplanmıştır. Deney sırasında numuneler, başlangıçta (0. saat) ve 24 saat sonunda olmak üzere iki farklı zamanda toplanmıştır. Antibakteriyel veya antifungal etkinlik, şu formülle hesaplanmıştır: $BA/FA = [(N_0 h - N_{24} h) / N_0 h] \times 100\%$ Burada $N_0 h$, 0. saatteki ortalama bakteri topluluğu sayısını, $N_{24} h$ ise 24. saatteki ortalama bakteri topluluğu sayısını temsil etmektedir. Testler, Kafkas Üniversitesi Tıp Fakültesi Mikrobiyoloji Biriminde gerçekleştirilmiştir.

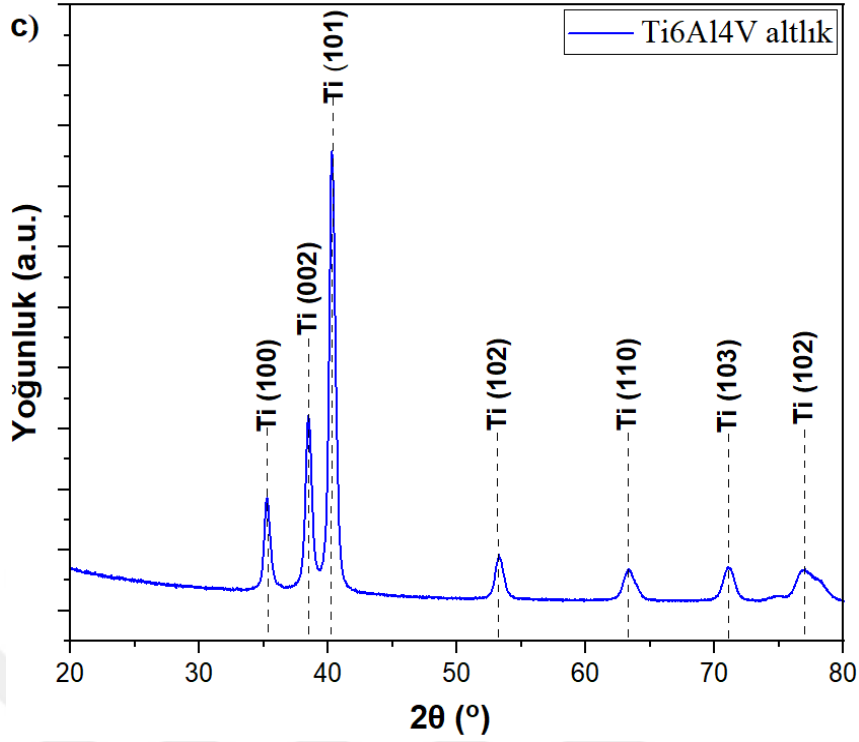
ARAŞTIRMA BULGULARI ve TARTIŞMA

XDR Analizleri

SLE yöntemi ile üretilen altlık malzemelerin XRD eğrileri hazırlanmıştır.

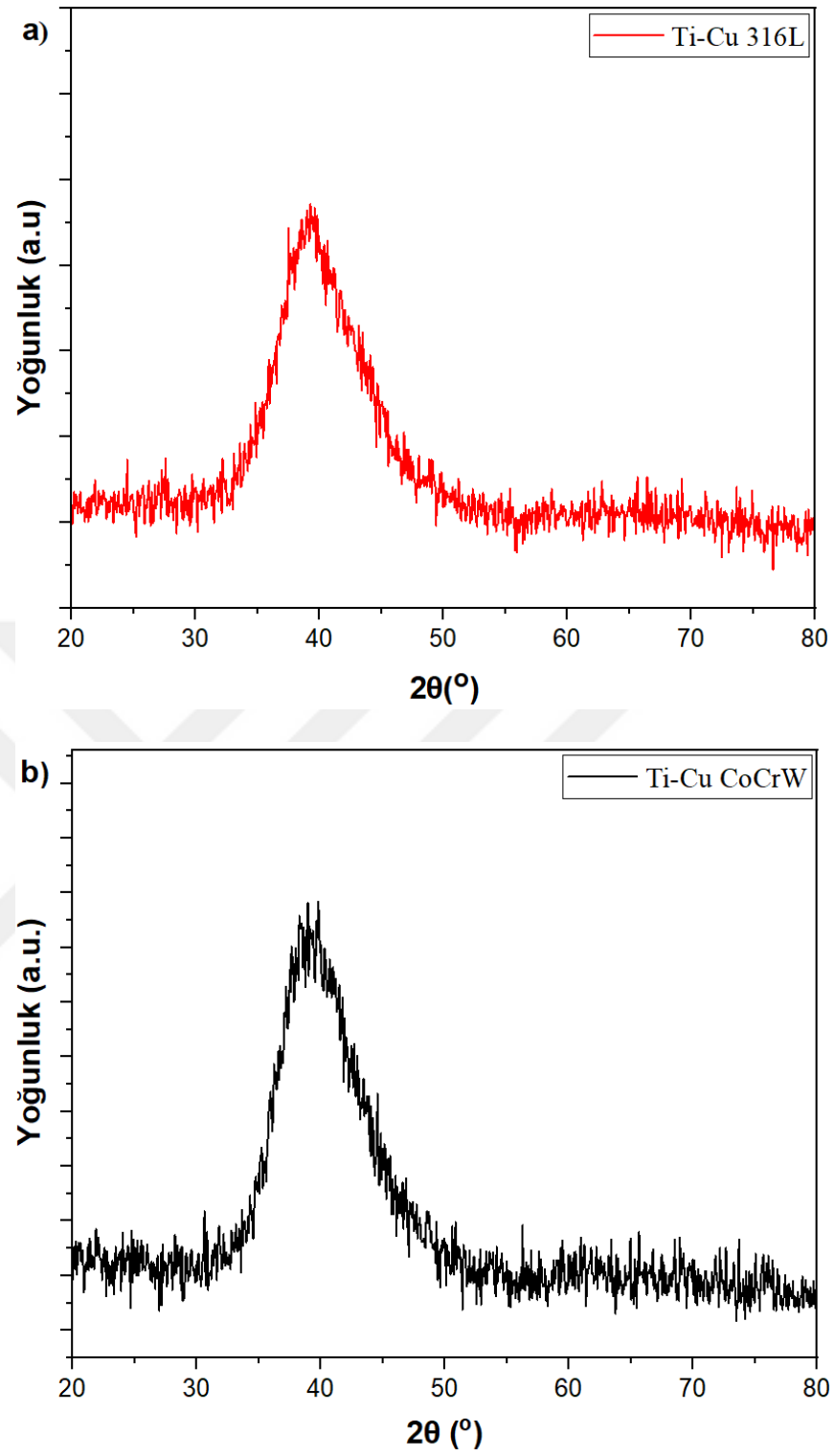


Şekil 28. Altlık Malzemelerin XRD Spektrumları a) 316L b) CoCrW c) Ti6Al4V

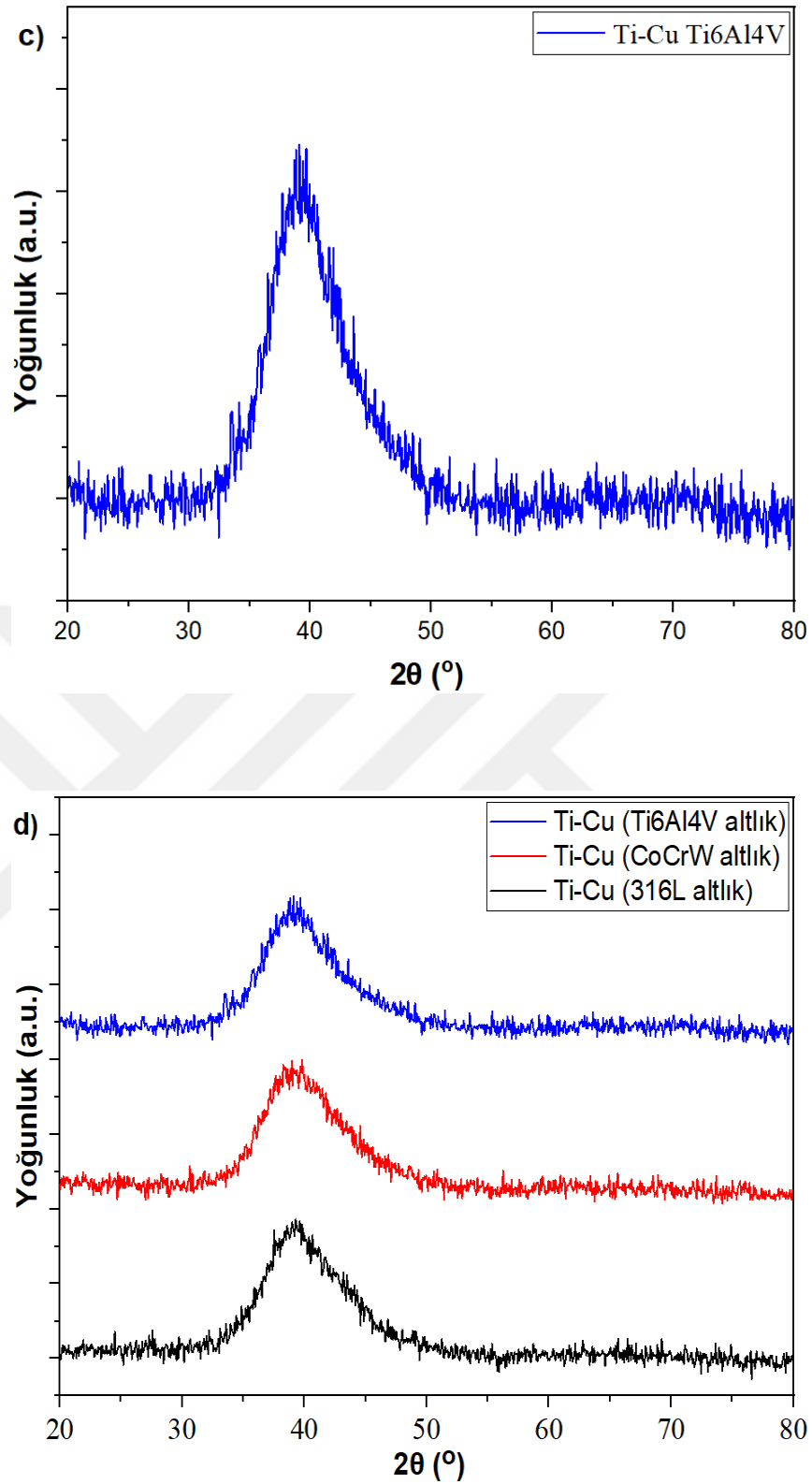


Şekil 28. Altlık Malzemelerin XRD Spektrumları a) 316L b) CoCrW c) Ti6Al4V (Devamı)

316 L altlıklar XRD ile incelenmiştir (Şekil 28a). Numunelerde Fe ve FeNi karakteristik tepe noktaları bulunmuştur. Yapı polikristal fazdadır. XRD analizindeki piklerin yoğunluğu karşılaştırıldığında Fe piklerinin FeNi'den daha yüksek yoğunlukta olduğu görülmektedir. CoCrW altlıklarda Co_3W , Cr, Co, CoW ve CoCr keskin tepe noktaları bulunmaktadır (Şekil 28b). Kristal yapıdaki bu piklerden Cr ve Co fazlarının diğer piklerden daha yoğun konsantrasyona sahip olduğu tespit edilmiştir. Ti6Al4V altlıklarda Ti'nin çeşitli yönelimlerle karakteristik tepe noktaları bulunmaktadır (Şekil 28c). En yoğun konsantrasyona sahip Ti (101) kristal pik yaklaşık $40,2^\circ$ açı ile tespit edilmiştir. Ti (100) ve Ti (002) piklerinin de diğerlerinden daha yoğun konsantrasyona sahip olduğu görülmüştür.



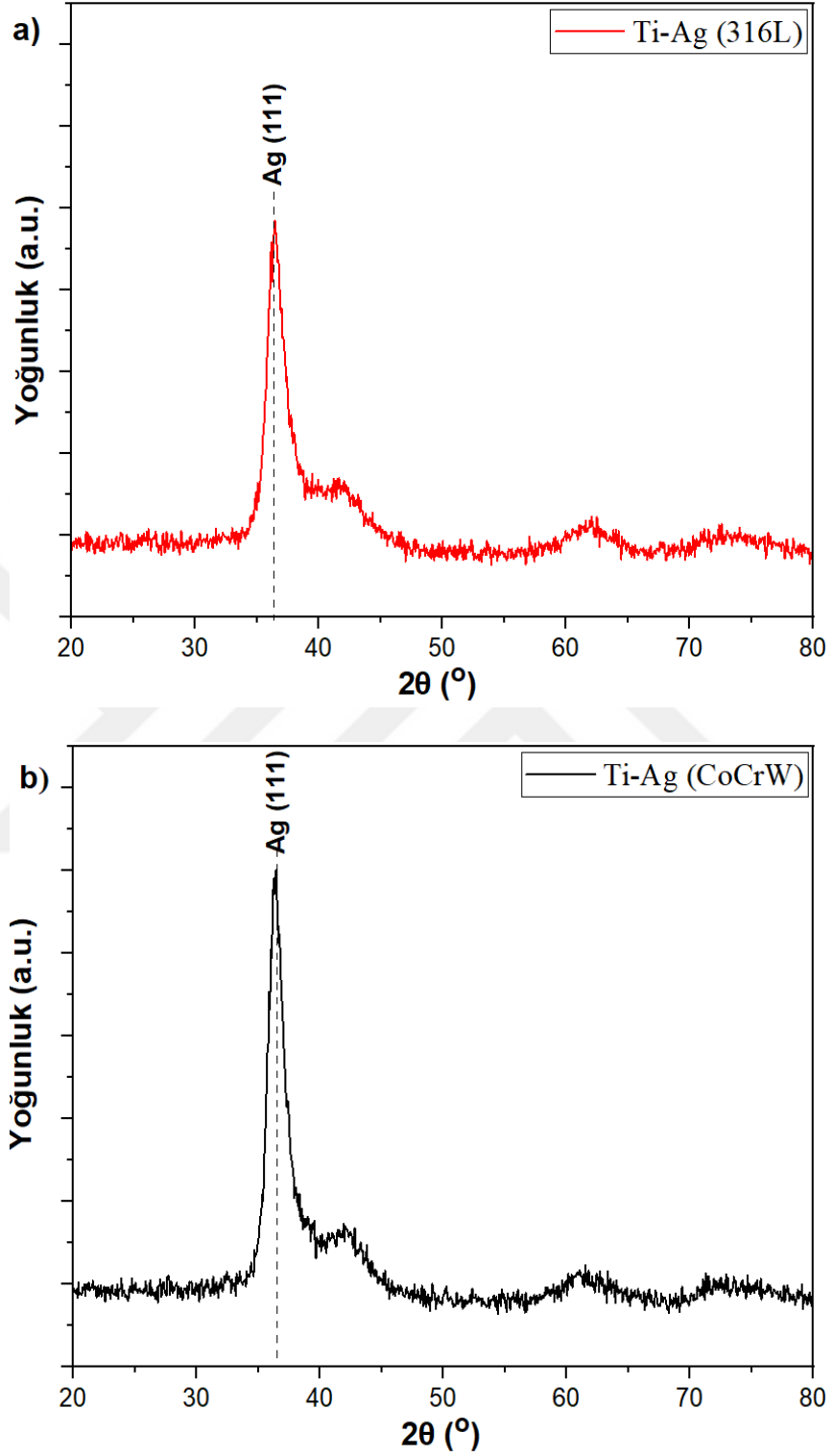
Şekil 29. Ti-Cu Kaplamanın XRD Spektrumları a) 316L b) CoCrW c) Ti6Al4V d) Bütün Altlıklar



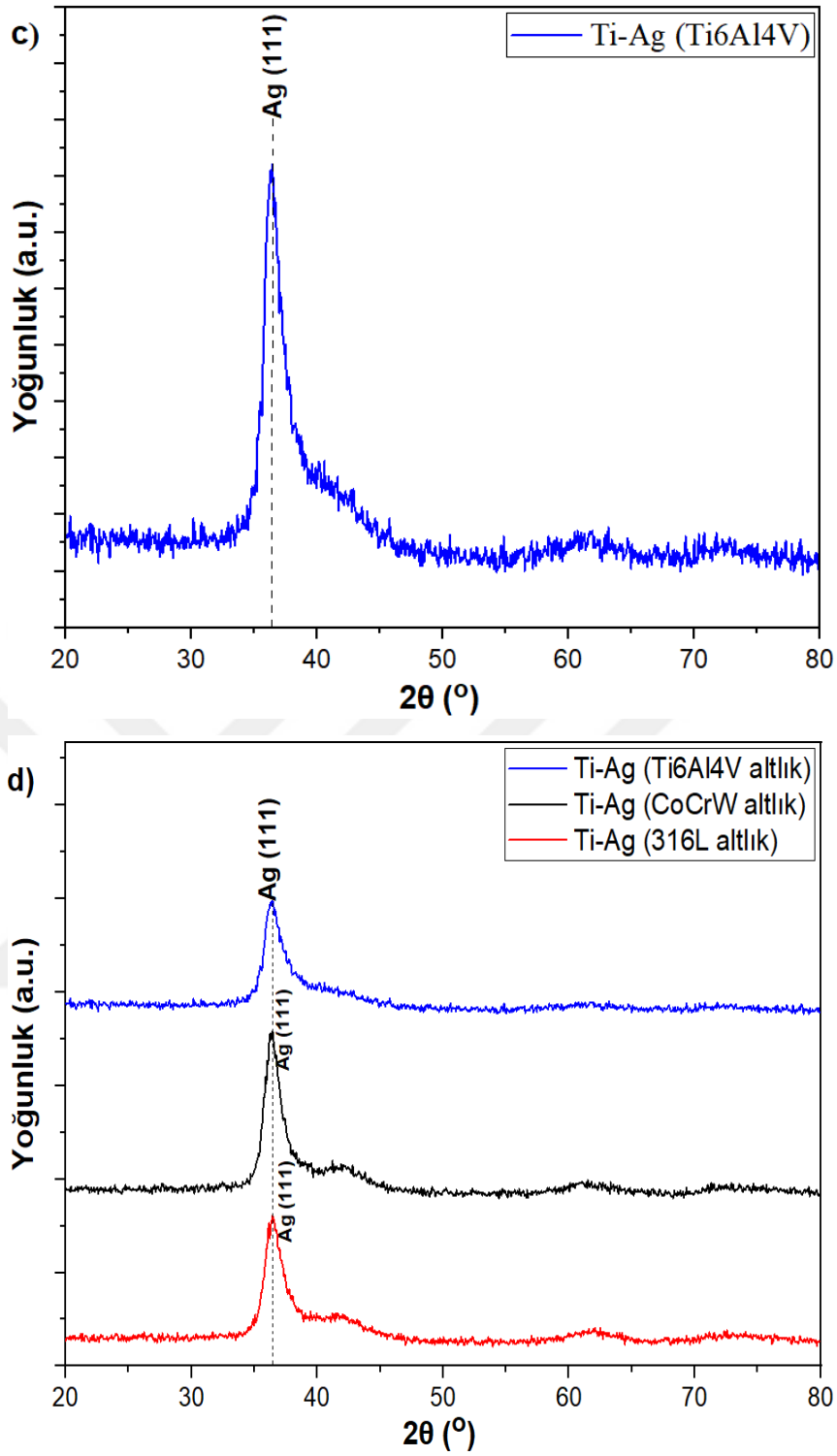
Şekil 29. Ti-Cu Kaplamanın XRD Spektrumları a) 316L b) CoCrW c) Ti6Al4V d) Bütün Altlıklar (Devamı)

Farklı altlık numuneler üzerine biriktirilen Ti-Cu İFMC kaplamada Ti ve/veya Cu'ya ait karakteristik keskin piklere rastlanmamıştır. Yaklaşık 34-48° arası amorf yapıya işaret eden geniş yayvan pik elde edilmiştir. Bu da altlıklar üzerine biriktirilen Ti-Cu İFMC'lerin yapısının

amorf olduğunu göstermektedir (Şekil 29). Ti-Cu kaplamalarda altlık malzemedan etkilenmeden bağımsız olarak aynı yapı görülmektedir.



Şekil 30. Ti-Ag Kaplamanın XRD Spektrumları a) 316L b) CoCrW c) Ti6Al4V d) Bütün Altlıklar

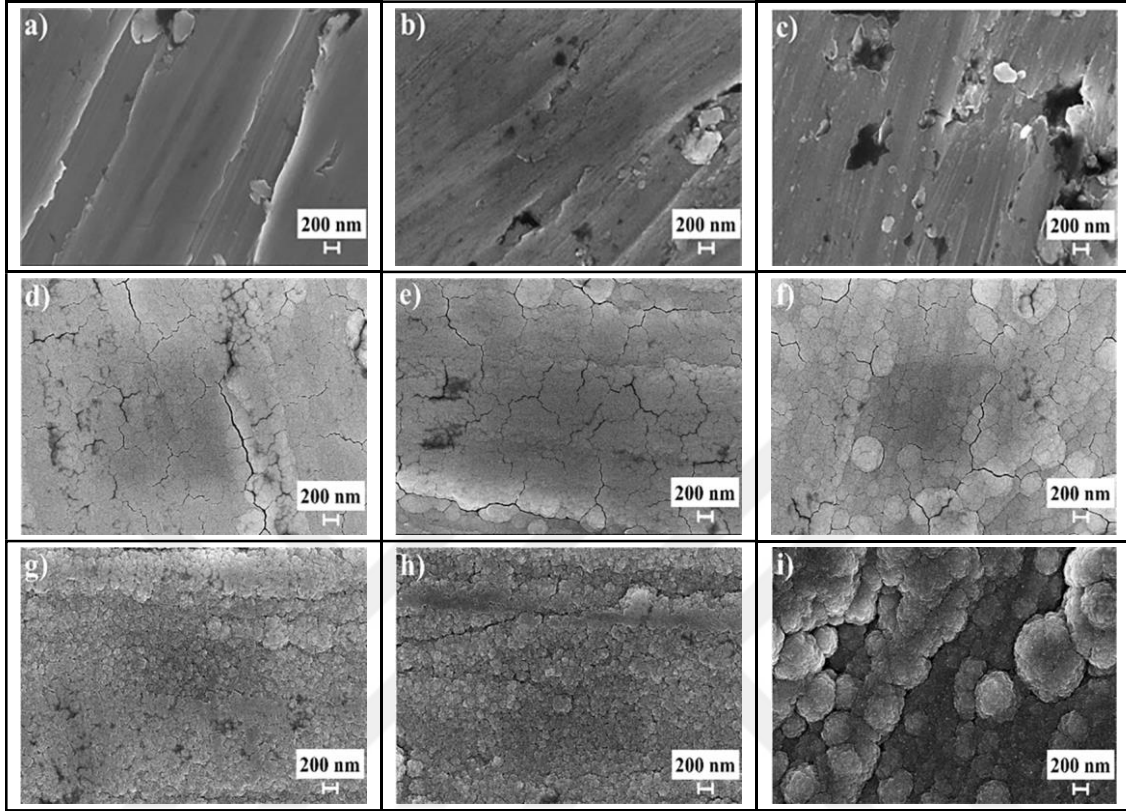


Şekil 30. Ti-Ag Kaplamanın XRD Spektrumları a) 316L b) CoCrW c) Ti6Al4V d) Bütün Altlıklar (Devamı)

Ti-Ag İFMC'lerde nanokristal bir yapı karşımıza çıkmaktadır (Şekil 30). Her üç altlık numunelerde de Ag karakteristik keskin pik (111) bulunmaktadır. 316L ve CoCrW altlıklarda $40-45^\circ$, $59-64^\circ$ ve $70-75^\circ$ aralıklarında amorf yapıya işaret eden, çok yoğun olmayan geniş aralıklar gözlenmektedir. Ti-Ag intermetalik bileşiğinde Ti6AL4V altlıkta $59-63^\circ$ ve $70-75^\circ$ aralığında yayvan iki pik mevcuttur. Diğer iki taban/altlık malzeme ile karşılaştırıldığında daha

düşük yoğunlukta ve intermetalik faz oldukları söylenebilir. Her üç taban/altlık malzemede biriktirilen Ti-Ag İFMC'ler nanokristal yapıdadır (Şekil 30).

SEM Analizleri



Şekil 31. SEM görselleri a) 316L altlık b) CoCrW altlık c) Ti6Al4V altlık d) Ti-Cu kaplama (316L üzerinde), e) Ti-Cu kaplama (CoCrW üzerinde), f) Ti-Cu kaplama (Ti6Al4V üzerinde), g) Ti-Ag kaplama (316L üzerinde), h) Ti-Ag kaplama (CoCrW üzerinde), i) Ti-Ag kaplama (Ti6Al4V üzerinde)

Altlıkların ve bunların üzerlerine biriktirilen İFMC'lerin SEM görüntüleri verilmiştir. Altlık malzemelerin mikro yapısı homojen yüzey özellikleri göstermektedir (Şekil 31). Elde edilen İFMC'nin yüzeyinde yer yer zımpara izlerine rastlanmaktadır. Hafif pürüzlü (zımparalanmış bir yüzey) ile ara yüzey temas alanı arttırılmış bir alt tabaka üzerine yapılacak ince filmin yapışması artabilmektedir (Violano *et al.* 2023). Biyouyumlu olan bu malzemelerin vücutta kemik dokusuyla güçlü entegrasyona katkı yaptığı düşünülmektedir. Bu bağlamda implantların topografik ve fizikokimyasal özellikleri gibi yüzey özellikleri, osseointegrasyon kapasitelerinin belirlenmesinde önemli rol oynar (Bandekhoda *et al.* 2024). Ti için mikro pürüzlü implant yüzeyleri olarak adlandırılan yüzeylerin, pürüzsüz yüzeylere kıyasla daha iyi doku ve hücre tepkisine yol açtığı ve ayrıca daha yüksek bir kemik-implant teması (BIC) yüzdesine sahip olduğu genel olarak kabul edilmektedir (de Viteri and Fuentes 2013; Pesode and Barve 2022). Sırasıyla farklı altlık yüzeylerinde biriktirilen Ti-Cu ince film yüzeylerinde

tane sınırlarında çatlaklara rastlanmaktadır (Şekil 31 d, e, f). Ti-Cu kaplamalarda tane sınırlarında meydana gelen çatlakların nedenleri, malzeme bilimi ve metalurji alanında karmaşık mikroyapısal etkileşimlere dayanır. Bu tür çatlakların oluşumu genellikle difüzyon süreçleri, termal gerilmeler ve mikro yapısal zayıflıklar gibi bir dizi teknik faktörden kaynaklanır.

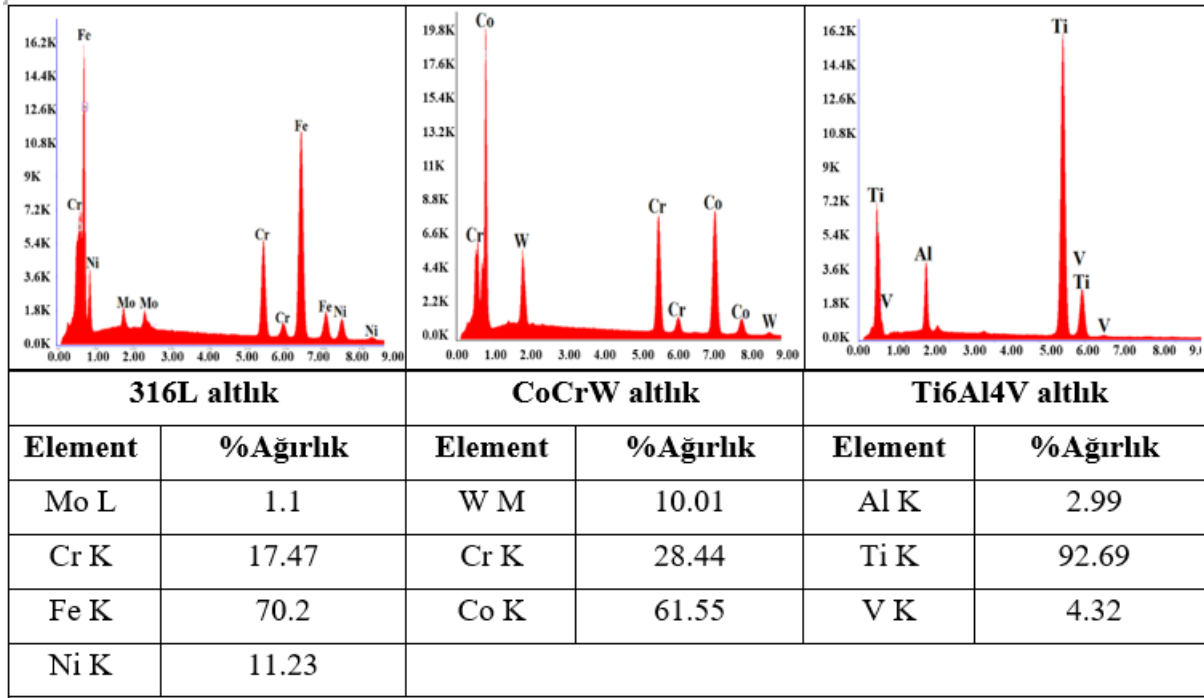
Ti-Cu kaplamaları, amorf yapılarından dolayı, kristal yapılardan farklı olarak belirgin tane sınırları içermezler. Amorf yapılar, atomların düzensiz bir şekilde dizildiği yapılardır. Bu düzensizlik, malzemenin yüksek sertlik ve kırılganlık göstermesine neden olur. Ancak, bu yapılar tamamen homojen değildir. Özellikle Ti-Cu gibi iki farklı elementin bir arada bulunduğu sistemlerde, atom boyutları ve difüzyon hızlarındaki farklılıklar, mikro yapısal heterojenliklere yol açabilir. Bu heterojenlikler, malzeme içinde gerilim yoğunlaşmalarına neden olabilir ve çatlak oluşumunu tetikleyebilir. Ti ve Cu atomlarının difüzyon hızları arasındaki fark, Kirkendall etkisi gibi önemli bir fenomene yol açabilir. Kirkendall etkisi, iki farklı metalin birbirine difüzyonu sırasında, daha hızlı difüze olan atomların daha yavaş olanlara göre daha fazla hareket etmesi sonucu boşlukların oluşmasıdır. Ti-Cu sisteminde, Cu atomları genellikle daha hızlı difüze olur ve bu durum, malzeme içinde boşlukların veya mikro çatlakların oluşmasına neden olabilir. Bu boşluklar, malzemenin mekanik dayanımını düşürür ve çatlak oluşumunu kolaylaştırır (Smigelskas 1947). Amorf yapılar, kristal yapılara göre daha kırılgandır ve gerilim yoğunlaşmalarına karşı daha hassastır. Özellikle kaplama işlemleri sırasında ortaya çıkan termal gerilmeler, amorf yapının yapısal zayıflıklarını ortaya çıkarabilir. Termal genleşme katsayılarındaki farklılıklar ve difüzyon hızlarındaki değişimler, malzeme içinde gerilimlerin birikmesine neden olur. Bu gerilimler, özellikle yüksek sıcaklıklarda, mikro çatlakların oluşmasına ve bu çatlakların büyüyerek makroskopik hale gelmesine yol açabilir (Cam and Koçak 1998).

Ti-Cu kaplamalarda Özellikle difüzyon kontrollü işlemler ve termal gerilme azaltıcı stratejiler, bu tür çatlakların önlenmesinde kritik rol oynayabilir. İkinci bir işlem olarak uygulanacak ısıtım işlemler bu yüzeylerde farklı beklentileri karşılayabilir. Bu da yeni bir çalışma alanı olarak bizleri teşvik etmektedir.

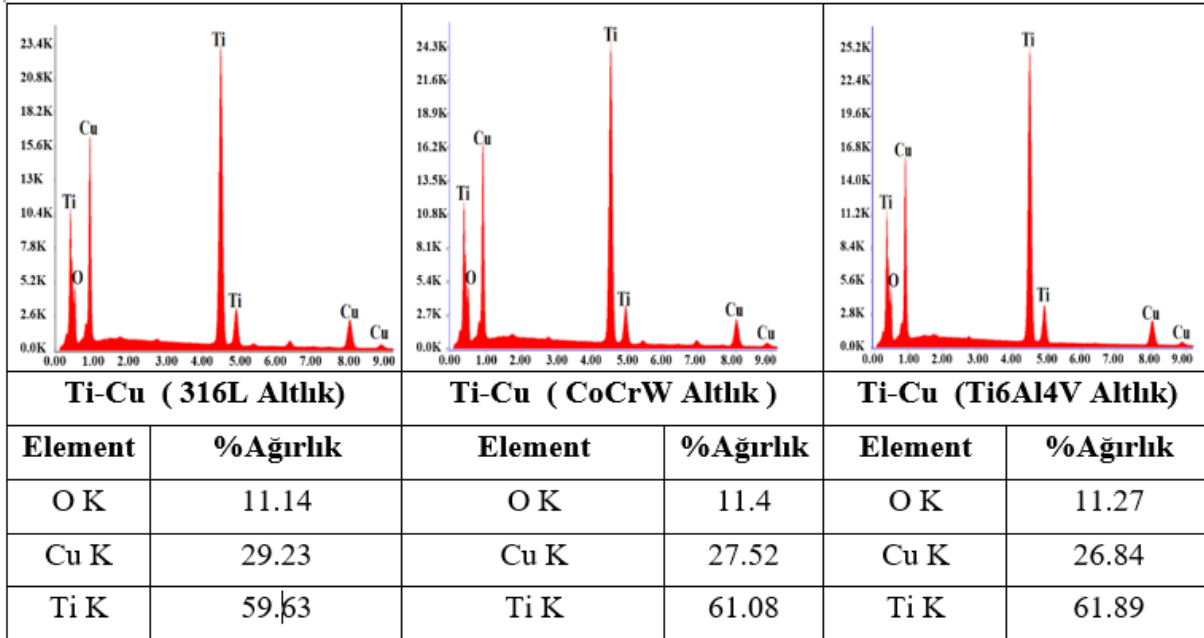
Ti-Cu İFMC, Ti-Ag ince filmlerle karşılaştırılacak olursa Ti-Ag filmlerde çatlaksız bir yüzey karşımıza çıkmaktadır (Şekil 31 g, h, i). Ag, Cu'ya kıyasla daha yumuşak ve sünek bir malzemedir. Bu, Ti-Ag kaplamanın mekanik gerilmelere daha iyi tepki vermesini sağlar. Gümüşün termal genleşme katsayısı Cu'ya benzer olsa da, sünekliği nedeniyle termal gerilmelerin birikmesini önleyebilir. Ti-Ag kaplamalar, daha homojen bir yapıya sahip olabilir. Homojen yapılar, boşluk oluşumunu ve çatlak büyümesini azaltır. Ayrıca Ti ve Ag arasında

daha az difüzyon hızı farkı olması, Kirkendall etkisini azaltabilir. Bu nedenlerden dolayı Ti-Ag kaplamalarda daha çatlaksız bir ince film karşımıza çıkmaktadır (Ju *et al.* 2017; Lu *et al.* 2025).

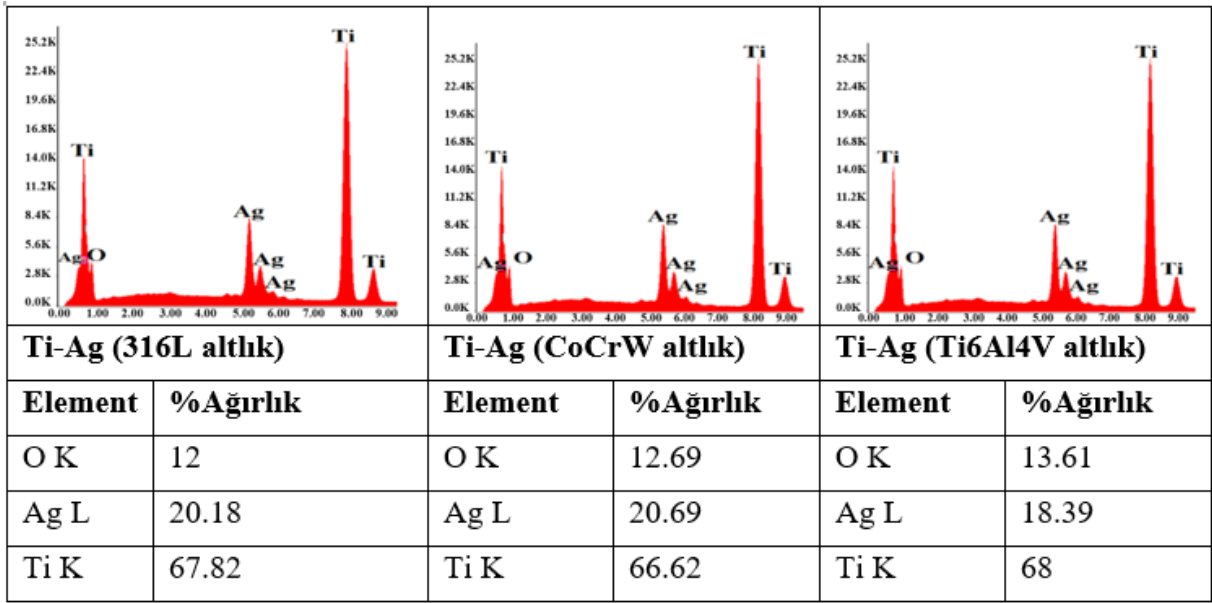
EDX Analizleri



Şekil 32. Altlık malzemelerin EDX analizi



Şekil 33. Ti-Cu İFMC EDX Analizi

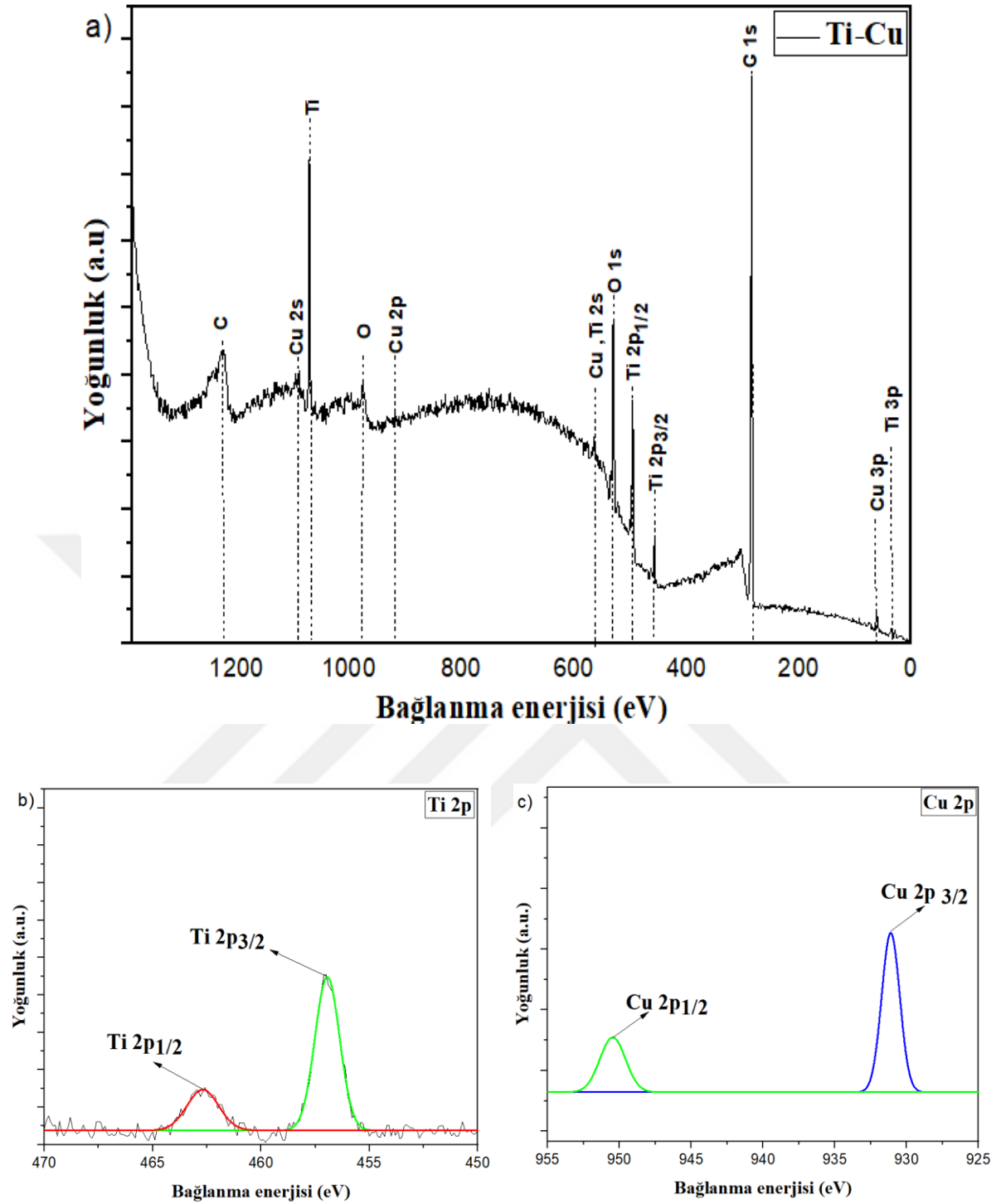


Şekil 34. Ti-Ag İFMC EDX Analizi

Şekil 34’de SLE yöntemi ile üretilen altlık malzemelerin EDX analiz grafikleri verilmiştir. Bu altlıklar üzerine kaplanan Ti-Cu ince filmlerin 316L, CoCrW ve Ti6Al4V altlıklarında Ti içeriği benzer oranlarda birikmiştir (%59-61). Bu, Ti’nin yüzeyle güçlü bir bağlanma oluşturduğunu ve kaplamanın kararlılığını koruduğunu gösterir. Ti6Al4V altlıktaki Ti oranının nispeten yüksek çıkması, Ti esaslı yapısı nedeniyle bu elementin miktarını arttırmasına atfedilebilir. Cu içeriği ise altlığa göre değişiklik göstermektedir. Cu’nun azalma eğilimi, oksijenle zayıf bağlanması ve işlem koşulları nedeniyle yüzeyden uzaklaşmasından kaynaklanabilir (Şekil 35). Ti-Ag kaplamalarında Ti oranı (ağırlıkça %66-68) sabit kalırken, Ag oranı Ti6Al4V altlıkta azalmıştır. Bu, Ti6Al4V’nin yüzeyindeki oksit tabakasının Ag’nin birikimini sınırladığını gösterebilir. Ti içeriği, özellikle Ti6Al4V altlıkta daha yüksek oranda kalmıştır. Bunun nedeni, Ti6Al4V’nin kaplamayla aynı element temelli olması ve Ti’nin yüzeyde daha kararlı bir şekilde birikmesini kolaylaştırması olabilir. Titanyum esaslı altlıkta oksijen miktarının daha yüksek olması, yüzeydeki titanyum oksit tabakasının etkisiyle açıklanabilir.

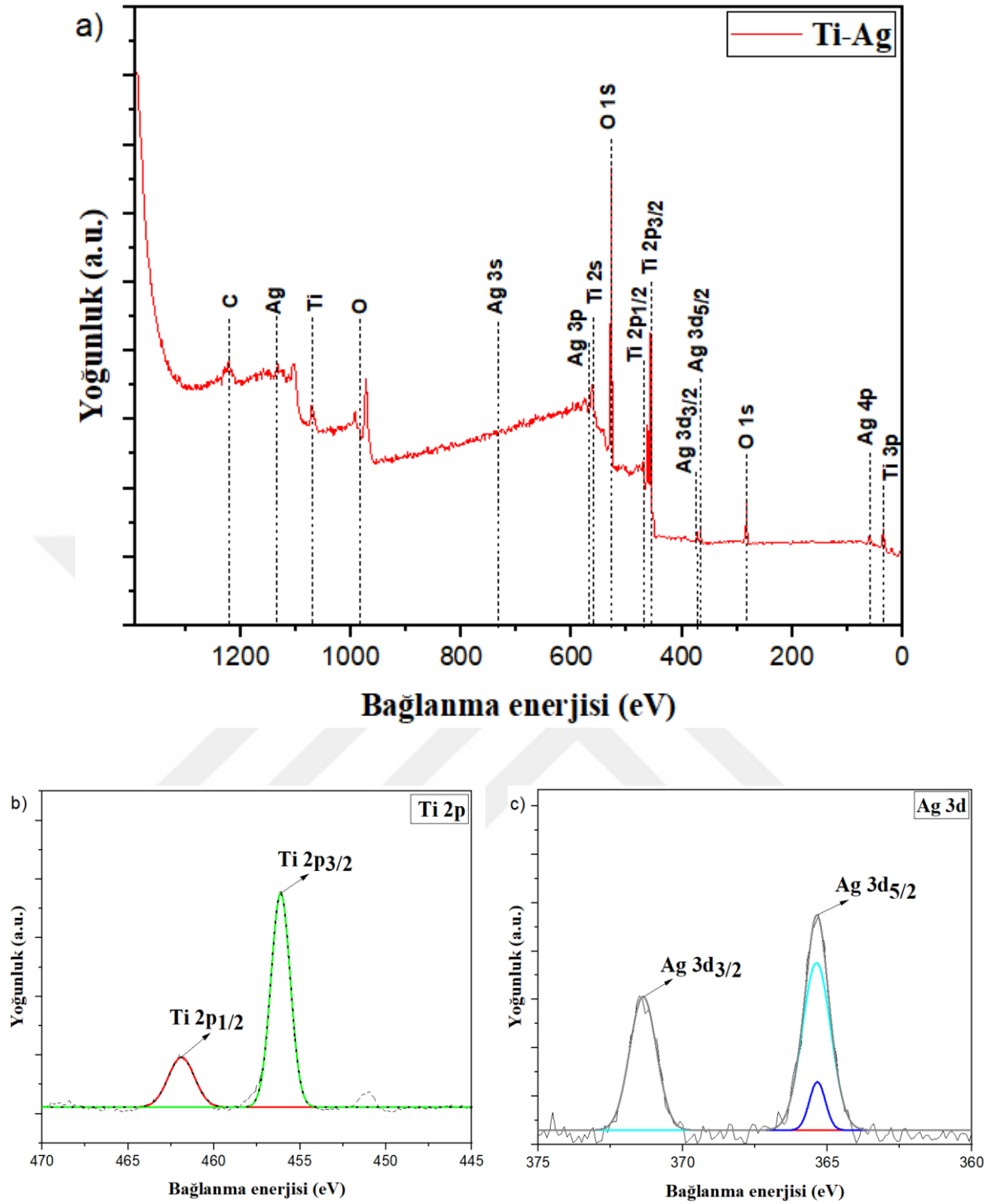
XPS Analizleri

XPS analizleri, filmlerin bileşenlerini oluşturan elementlerin kimyasal bağlarını ve bileşimlerini anlamak amacıyla yapılmıştır. Her iki filmin yapısında bulunan elementler tespit edilmiştir. Şekil 37 ve 38, sırasıyla Ti-Cu ve Ti-Ag filmlerinin XPS tarama spektrumlarını sunmaktadır. Her iki genel spektrumda da oksit tabakalarından kaynaklanan O sinyalleri tespit edilmiştir. Ayrıca, XPS spektrumlarında tespit edilen C, muhtemelen yüzey kirliliği veya çevreden adsorplanan maddelerden kaynaklanmaktadır.



Şekil 35. XPS Spektrumları a) Ti-Cu İFMK b) Ti2p c) Cu2p

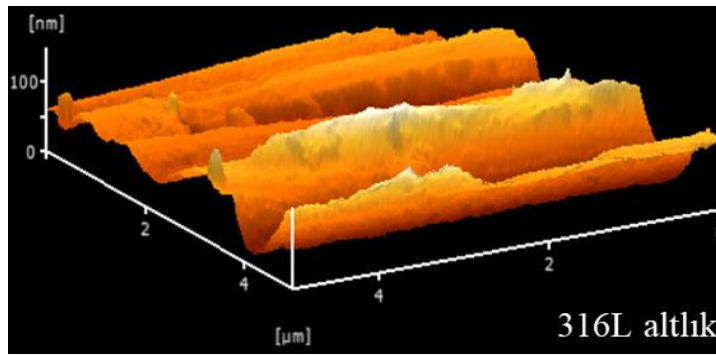
Şekil 37b ve 38b' de gösterilen Ti 2p spektrumlarında, yaklaşık 457 eV ve 462 eV bağlanma enerjilerinde iki pik tespit edilmiştir ve bu pikler TiO₂ bileşiğiyle ilişkilidir. Ti'nin oksijene karşı Ag ve Cu'ya kıyasla daha yüksek bir afinitesi, Ti-O bileşiklerinin oluşumunu kolaylaştırır. Şekil 37c' de, 931 eV (Cu 2p 3/2) ve 950.5 eV (Cu 2p 1/2) bağlanma enerjilerinde iki farklı pik gözlemlenmiştir ve bunlar metalik bakıra karşılık gelmektedir. Bu piklerden kullanılan kaplamanın Ti-Cu olduğu anlaşılmaktadır (Li *et al.* 2021; Liu *et al.* 2021).



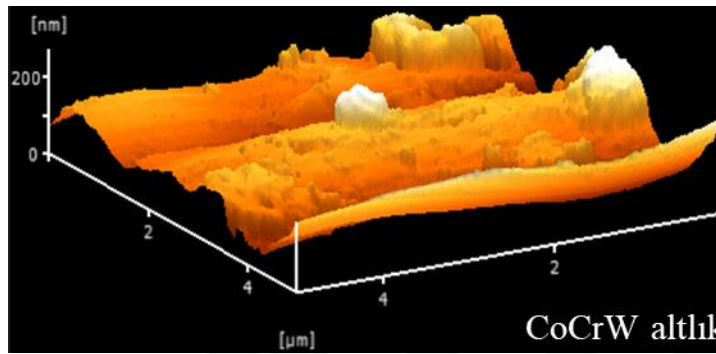
Şekil 36. XPS Spektrumları a) Ti-Ag İFMK XPS Spektrumu b) Ti2p C) Ag3d

Şekil 38c' de ise, metalik gümüşe karşılık gelen iki pik, 372,3 eV (Ag 3d 3/2) ve 365,4 eV (Ag 3d 5/2) bağlanma enerjilerinde tespit edilmiştir Bu piklerden Ti-Ag filminin varlığı doğrulanmaktadır (Shi *et al.* 2020; Li *et al.* 2021).

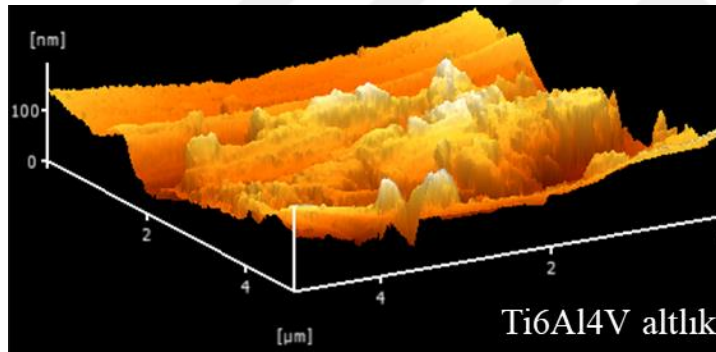
Yüzey Topografyası



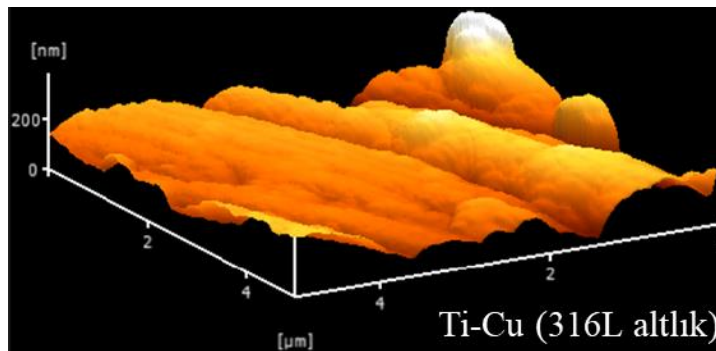
	Unit	1CH	2CH
Ra	nm	2.261E+01	2.034E+01
Rz/Rmax	nm	1.295E+02	1.301E+02
Rp	nm	7.477E+01	7.665E+01
Rv	nm	5.474E+01	5.343E+01
Rq/RMS	nm	2.901E+01	2.750E+01
RzJIS/Rz	nm	4.491E+01	4.752E+01
L	nm	4.420E+03	3.975E+03



	Unit	1CH	2CH
Ra	nm	3.510E+01	2.809E+01
Rz/Rmax	nm	1.435E+02	1.228E+02
Rp	nm	8.494E+01	7.445E+01
Rv	nm	5.859E+01	4.832E+01
Rq/RMS	nm	3.988E+01	3.320E+01
RzJIS/Rz	nm	9.892E+01	7.552E+01
L	nm	3.281E+03	4.382E+03

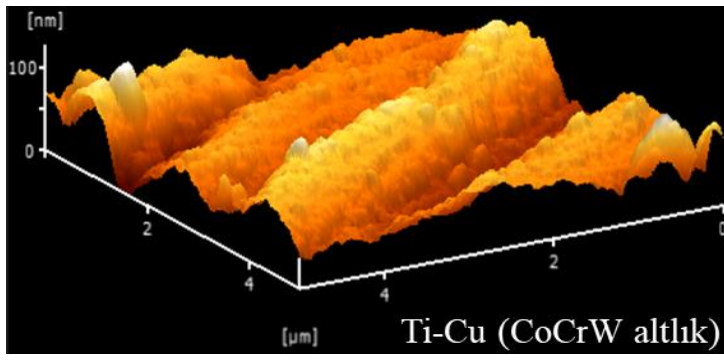


	Unit	1CH	2CH
Ra	nm	3.387E+01	2.279E+01
Rz/Rmax	nm	1.502E+02	1.105E+02
Rp	nm	7.231E+01	4.596E+01
Rv	nm	7.793E+01	6.458E+01
Rq/RMS	nm	4.020E+01	2.649E+01
RzJIS/Rz	nm	9.939E+01	5.851E+01
L	nm	4.587E+03	4.894E+03

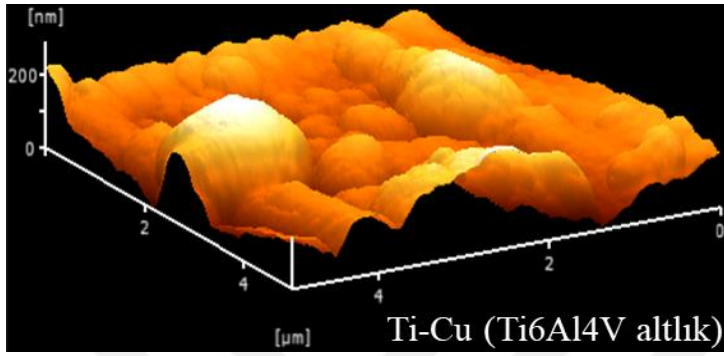


	Unit	1CH	2CH
Ra	nm	4.036E+01	3.863E+01
Rz/Rmax	nm	2.000E+02	2.338E+02
Rp	nm	8.492E+01	1.146E+02
Rv	nm	1.151E+02	1.192E+02
Rq/RMS	nm	4.915E+01	5.267E+01
RzJIS/Rz	nm	1.622E+02	1.116E+02
L	nm	4.272E+03	4.829E+03

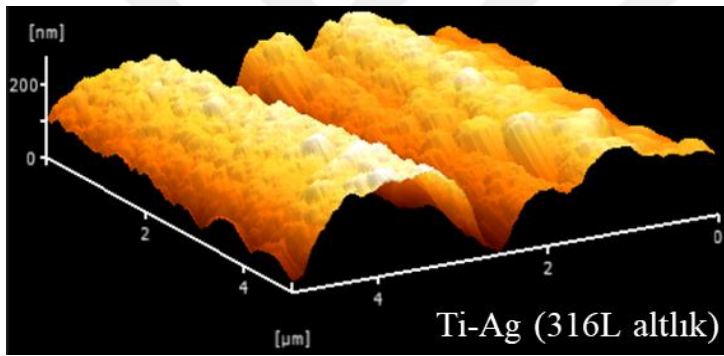
Şekil 37. Kaplama Yapılmamış ve Kaplanmış Yüzeylere Ait 3D AFM Verileri



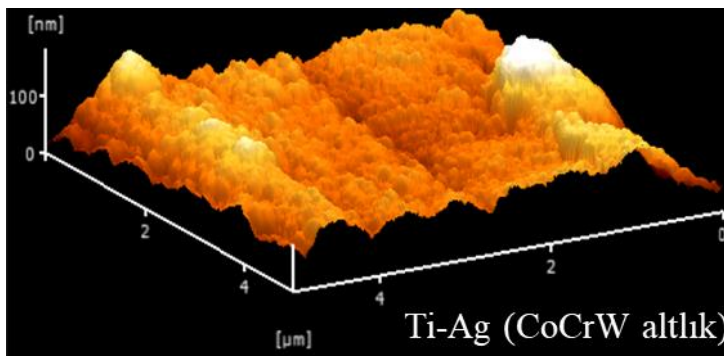
	Unit	1CH	2CH
Ra	nm	1.456E+01	1.625E+01
Rz/Rmax	nm	7.341E+01	7.484E+01
Rp	nm	3.490E+01	3.697E+01
Rv	nm	3.851E+01	3.787E+01
Rq/RMS	nm	1.786E+01	1.958E+01
RzJIS/Rz	nm	5.013E+01	5.615E+01
L	nm	5.355E+03	4.189E+03



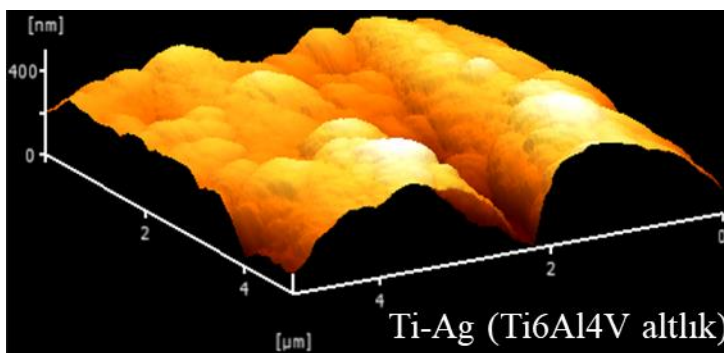
	Unit	1CH	2CH
Ra	nm	3.802E+01	7.115E+01
Rz/Rmax	nm	1.802E+02	2.783E+02
Rp	nm	9.149E+01	1.194E+02
Rv	nm	8.870E+01	1.589E+02
Rq/RMS	nm	4.512E+01	8.186E+01
RzJIS/Rz	nm	1.340E+02	2.001E+02
L	nm	5.607E+03	3.424E+03



	Unit	1CH	2CH
Ra	nm	4.797E+01	4.275E+01
Rz/Rmax	nm	2.254E+02	2.080E+02
Rp	nm	7.077E+01	5.435E+01
Rv	nm	1.546E+02	1.537E+02
Rq/RMS	nm	5.868E+01	5.159E+01
RzJIS/Rz	nm	1.081E+02	1.388E+02
L	nm	3.532E+03	3.970E+03



	Unit	1CH	2CH
Ra	nm	1.547E+01	1.974E+01
Rz/Rmax	nm	8.880E+01	8.826E+01
Rp	nm	3.490E+01	4.015E+01
Rv	nm	5.390E+01	4.811E+01
Rq/RMS	nm	1.989E+01	2.234E+01
RzJIS/Rz	nm	4.112E+01	8.108E+01
L	nm	4.572E+03	4.538E+03



	Unit	1CH	2CH
Ra	nm	3.179E+01	8.096E+01
Rz/Rmax	nm	1.766E+02	3.539E+02
Rp	nm	7.759E+01	1.353E+02
Rv	nm	9.902E+01	2.186E+02
Rq/RMS	nm	3.772E+01	1.034E+02
RzJIS/Rz	nm	1.065E+02	1.168E+02
L	nm	3.205E+03	4.046E+03

Şekil 37. Kaplama Yapılmamış ve Kaplanmış Yüzeyle Ait 3D AFM Verileri (Devamı)

AFM, yüzeylerin detaylı topoğrafik analizlerini yapmak için kullanılmaktadır. Şekil 39, kaplamalara ait 3D görselleri göstermektedir. Görüntülerdeki yüzey değişimleri, püskürtme sürecinde yüzeyin yer yer homojen bir şekilde kaplanmadığını ve belirli bölgelerde kaplama kalınlığının zaman içinde farklılık gösterdiğini ortaya koymaktadır. Şekillerde görülen açık renkli alanlar, kaplama kalınlığının en yüksek olduğu bölgeleri işaret etmektedir. Ti-Cu kaplamalar genelde daha düzensiz yüzeyler oluştururken, Ti-Ag kaplamalar daha düzgün ve homojen bir yapı sağlar. Bu, gümüş kaplamanın daha iyi yayıldığını gösterebilir. Altlık malzemesi, kaplamanın yüzey morfolojisini önemli ölçüde etkiler ve 316L en homojen sonuçları üretirken, Ti6Al4V en düzensiz yapıya sahiptir.

Tablo 9. Numunelerin Pürüzlülük Değerleri

Altık/ kaplamalar	316L	CoCrW	Ti6Al4V	Ti-Cu 316L altlık	Ti-Cu CoCrW altlık	Ti-Cu Ti6Al4V altlık	Ti-Ag 316L altlık	Ti-Ag CoCrW altlık	Ti-Ag Ti6Al4V altlık
Ra nm	22.61	35.1	33.87	40.36	14.56	38.02	47.97	15.47	31.79

Tablo 9, farklı altlıklar (substratlar) üzerinde çeşitli Ti-Cu ve Ti-Ag kaplamaların yüzey pürüzlülüğünü (Ra, nm cinsinden) karşılaştırmaktadır. Ra yüzey pürüzlülüğünün ortalama değerini ifade eder ve nanometre (nm) cinsinden ölçülür. Bu, yüzeyin ne kadar pürüzlü veya düzgün olduğunu gösterir. Daha yüksek bir Ra değeri, daha pürüzlü bir yüzeyi ifade ederken, daha düşük bir Ra değeri, daha düzgün bir yüzey anlamına gelir (Maphanga *et al.* 2023).

316L altlık, düşük karbonlu bir paslanmaz çeliktir. 22.61 nm Ra değeri, bu altlığın orta derecede pürüzlü olduğunu göstermektedir. Ti-Cu kaplama ve 316L altlığın kombinasyonu, 40.36 nm ile yüksek Ra değerlerinden birine sahiptir. Bu, kaplama ile yüzeyde belirgin bir pürüzlülük gözlenmektedir. Ti-Ag kaplama ve 316L altlığı kombinasyonu, 47.97 nm değeri ile en yüksek Ra değerine sahiptir. Bu, kaplamanın yüzeyde en belirgin pürüzlülükleri oluşturduğunu göstermektedir. CoCrW altlık, emsalleri arasında 35.1 nm Ra değeri ile daha yüksek bir pürüzlülük değeri sergiliyor. Ti-Cu kaplama ve CoCrW altlığı kombinasyonu 14.56 nm ile en düşük Ra değerine sahip olup oldukça pürüzsüz bir kaplama yüzeyi sunduğunu göstermektedir. Ti-Ag kaplama ve CoCrW altlığı kombinasyonu oldukça pürüzsüz bir kaplama yüzeyi sunar. Bu, düşük değer 15.47 nm Ra değeriyle gösterilmektedir. Ti alaşımı olan Ti6Al4V altlık 33.87 nm değerinde Ra ile, yüzey pürüzlülüğünü orta seviyede tutar. Ti-Cu kaplama ve Ti6Al4V altlığı ile elde edilen yüzey, 38.02 nm ile yüksek pürüzlülük değerlerine yakın bir sonuç vermektedir. Ti-Ag kaplama ve Ti6Al4V altlığı ile elde edilen yüzey, 31.79 nm değeri ile orta pürüzlülükte bir kaplama sağlamaktadır.

Ti-Cu CoCrW altlık, en düşük Ra değeri (14.56 nm) ile en pürüzsüz bir kaplama sağlamaktadır. En pürüzlü kaplama ise Ti-Ag 316L altlık olup, en yüksek Ra değeri (47.97 nm) ile en pürüzlü yüzeyi oluşturur. Altlık malzemesi yüzey pürüzlülüğünü doğrudan etkiler. Örneğin, CoCrW altlığı genellikle daha pürüzsüz ve homojen yüzeyler sağlarken, 316L altlığı daha yüksek pürüzlülük değerlerine yol açabilir. Kaplama malzemesi de yüzey pürüzlülüğünü etkiler.

Islanabilirlik ve Yüzey Enerjisi

Bilindiği üzere sıvı damlasının yüzeydeki temas açısı 90° 'den küçük ise hidrofilik, 90° ile 150° arasında ise hidrofobik, sıvı yüzeyi tam olarak ıslattığı durumda yani temas açısı 5° den düşük ise yüzey süperhidrofilik olarak isimlendirilmektedir. Şekil 40'de görüldüğü gibi $51,6^\circ - 83^\circ$ aralığındaki su temas açısı nedeniyle tüm altlık numuneler hidrofiliktir. Ti-Cu, İFMC kaplama neticesinde su temas açısı $27,6^\circ - 30,31^\circ$ kadar düşmüştür (Şekil 41). Bu değer Ti-Ag İFMC kaplamada daha da düşerek $7,62^\circ - 9,68^\circ$ aralığında ölçülmüştür (Şekil 42). Ti-Cu kaplamalar, Cu'nun yüzey enerjisinin etkisi nedeniyle değişken ıslatma özellikleri gösterebilir. Cu, Ag'ye kıyasla daha düşük bir yüzey enerjisine sahip olduğu için, Ti-Cu kaplamaları genellikle daha yüksek bir temas açısına sahip olur (Triantafyllou and Irvine 2016). Ag ise yüksek bir yüzey enerjisine sahiptir, bu da suyun yüzeyle kolayca etkileşime girmesini sağlar. Ti-Ag kaplamalarının yüzey enerjisi, Ag'nin yüksek elektronegatifliği ve Ti'nin yüksek yüzey enerjisinden dolayı yüksektir. Bu nedenle, Ti-Ag kaplamalarının daha düşük bir temas açısına sahip olması muhtemeldir (Mina-Aponzá *et al.* 2021). Sonuç olarak görüldüğü gibi Ti-Ag filmlerde elde edilen $7,62^\circ - 9,68^\circ$ su temas açıları çok iyi değerler olup, elde edilen kaplamaların çok başarılı olduklarının bir göstergesidir.



Şekil 38. Altlık Malzeme Su Temas Açısı a) 316L b) CoCrW c) Ti6Al4V



Şekil 39. Ti-Cu İFMC Kaplama Temas Açısı a) 316L b) CoCrW c) Ti6Al4V



Şekil 40. Ti-Ag İFMC Kaplama Temas Açısı a) 316L b) CoCrW c) Ti6Al4V

Hidrofiliklik, diş implantlarının osseointegrasyonunu önemli ölçüde etkileyen bir faktördür. Fibröz doku oluşturmada kemik ile implant yüzeyinin osseointegrasyonu hidrofilik yüzeylerde daha kolay olmaktadır (Pinotti *et al.* 2022). Kemik dokunun yüzeye biyolojik hareketi ve bunun neticesinde yüzeye tutunmasında önemli faktörlerden bir tanesi, İFMC yüzeyinin uygun poroziteye sahip olması ile mümkün olabilmektedir (Pinotti *et al.* 2018). Ayrıca hidrofobik yüzeyler ile karşılaştırıldığında artan hidrofiliklik ile doğru orantılı olarak erken yara iyileşmesi ve osseointegrasyon avantajı bulunmaktadır. Böylelikle iyi stabilite ve öngörülebilirlik ile yükleme imkânı sağlanmış olur (Wennerberg *et al.* 2014; Velloso *et al.* 2019; Luigi *et al.* 2023).

İnce film kaplama ile elde edilen hidrofilik yüzey ve artan yüzey enerjisinin vitro olarak kemik hücresinin farklılaşması ve olgunlaşmasını etkileyebileceği gösterilmiştir. Hidrofilik yüzeyde implant-kemik temasının arttığı, yapılan in vivo çalışmalarında da (fare, köpek ve tavşanlar üzerinde) tespit edilmiştir (Wennerberg *et al.* 2014; Pinotti *et al.* 2022). Yüzey enerji değerleri Tablo 10’da verilmiştir.

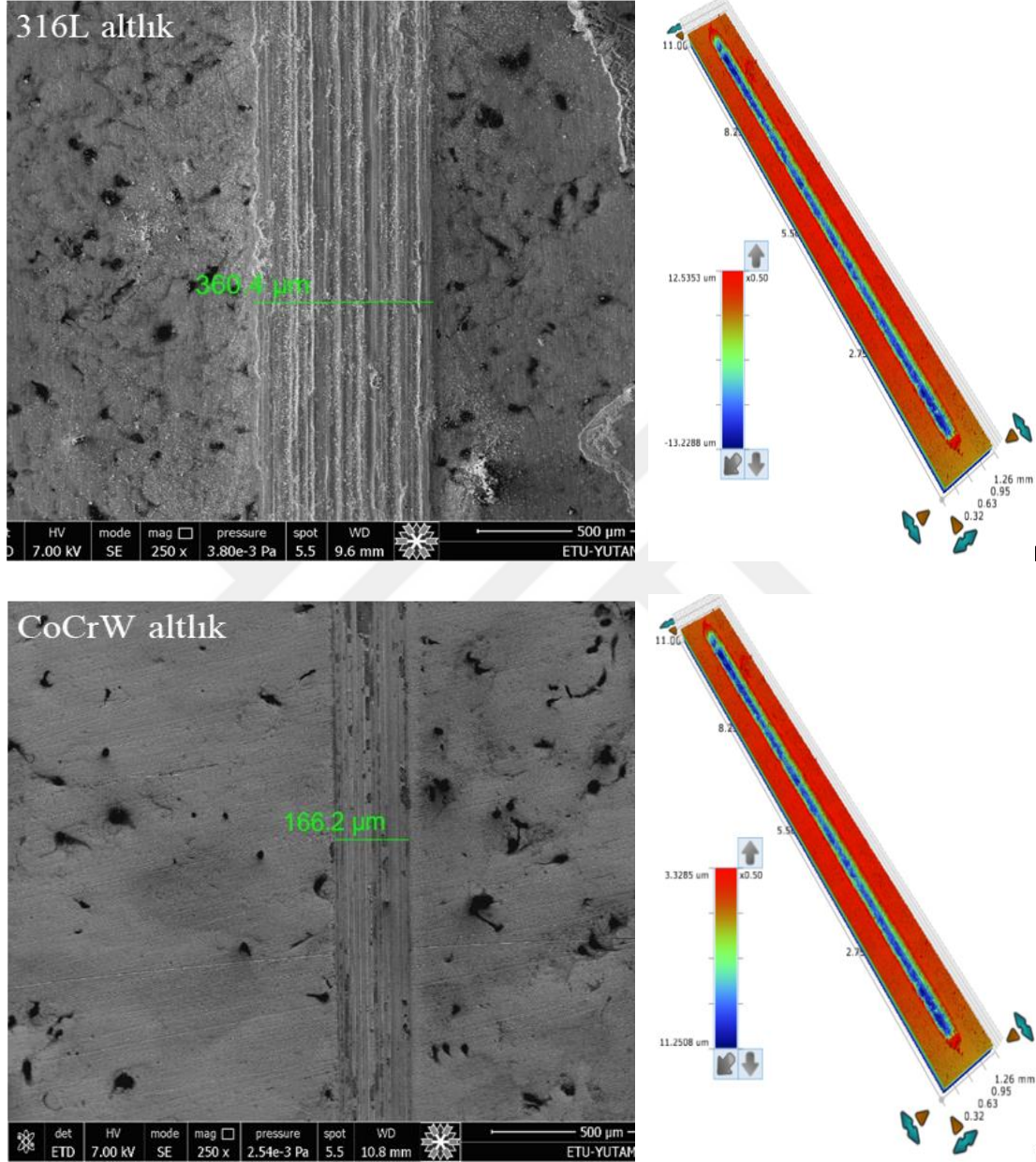
Tablo 10. Yüzey Enerji Değerleri

Altık/ kaplama	316L	CoCrW	Ti6Al4V	Ti-Cu 316L altık	Ti-Cu CoCrW altık	Ti-Cu Ti6Al4V altık	Ti-Ag 316L altık	Ti-Ag CoCrW altık	Ti-Ag Ti6Al4V altık
Yüzey enerjisi γ_{tot} (mN/m)	33.15	37.88	52.83	62.75	64.65	65.58	72.16	72.14	71.78

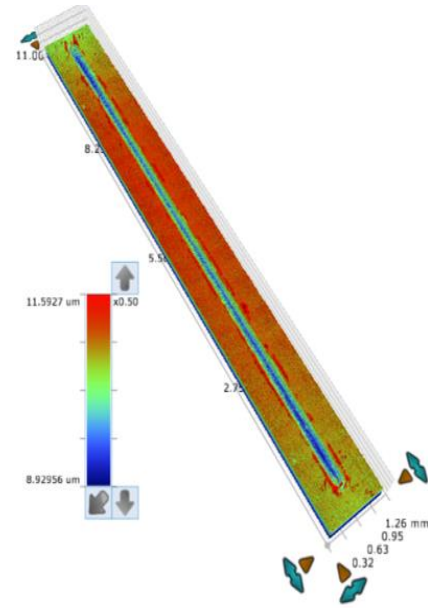
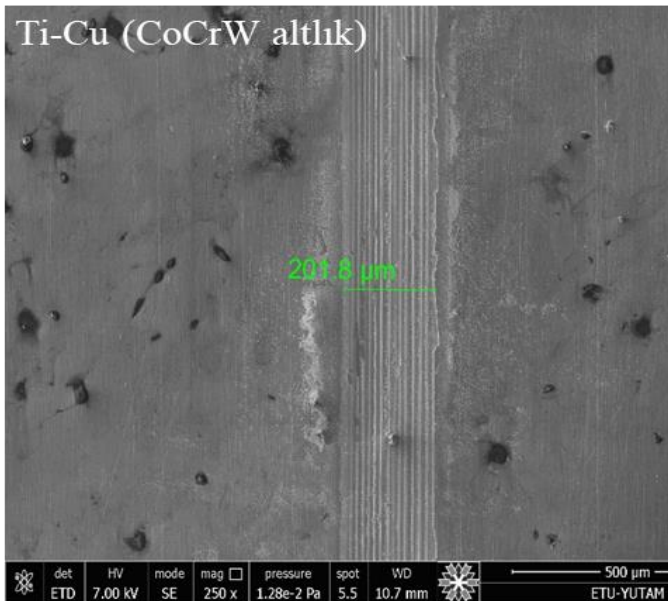
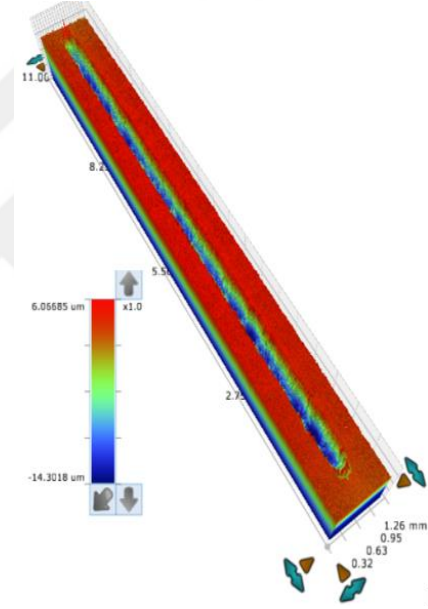
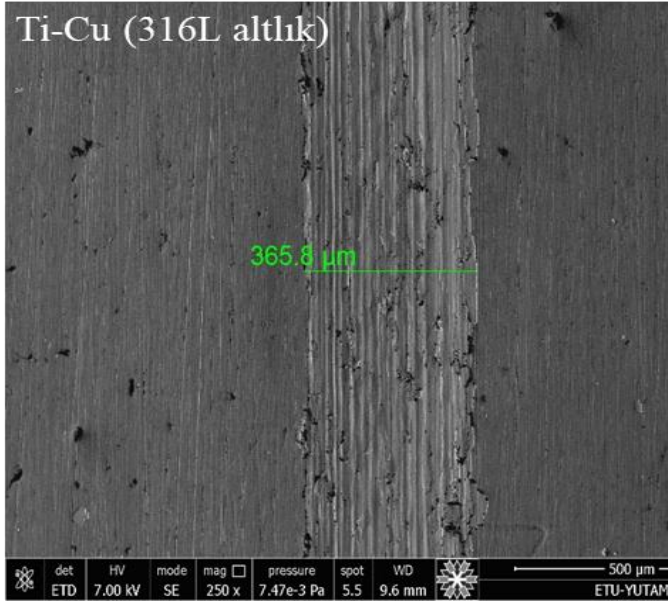
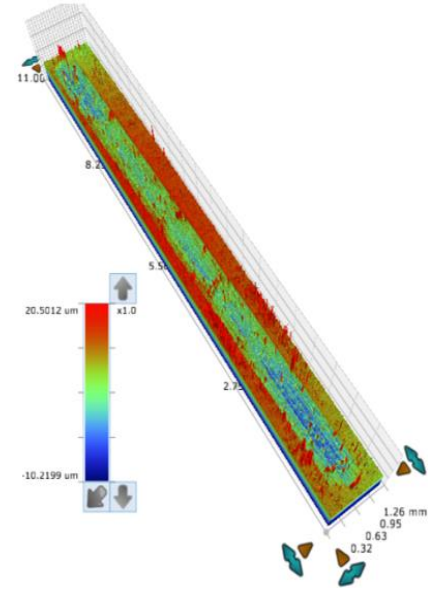
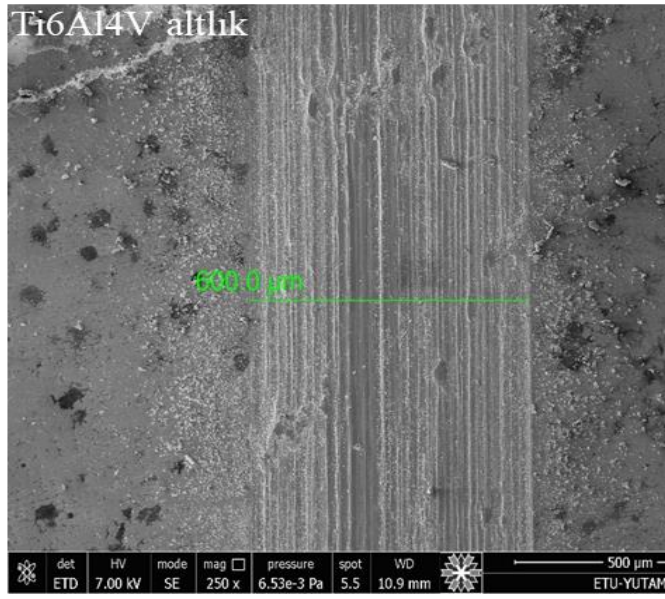
Ti-Ag ve Ti-Cu ince filmlerin biyolojik olarak aktif oldukları bilinmektedir. Daha düşük Cu oranıyla Ti-Cu kaplamalarında antibakteriyel ve antifungal aktivite gözlenmiştir. Ti-Ag ince film biriktirmesi sonucunda elde edilen hidrofiliklik ile, biriktirilen ince filmin yüzeyinden bakterilerin iç kısmına doğru Ag iyonu transferinin artmasına neden olabilir. İyon göçü sayesinde daha iyi hücre yapışması ve olumlu antimikrobiyal etkiye sahip olabilir (Wojcieszak *et al.* 2015; Lukose *et al.* 2022). Buradan da elde edilen nanokristal ince filmlerin çeşitli

endüstriyel uygulamalarda antimikrobiyal kaplama olarak kullanılabileceği sonucuna ulaşılabilir.

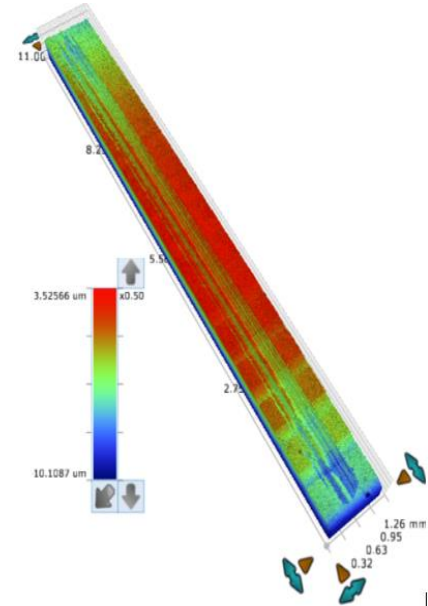
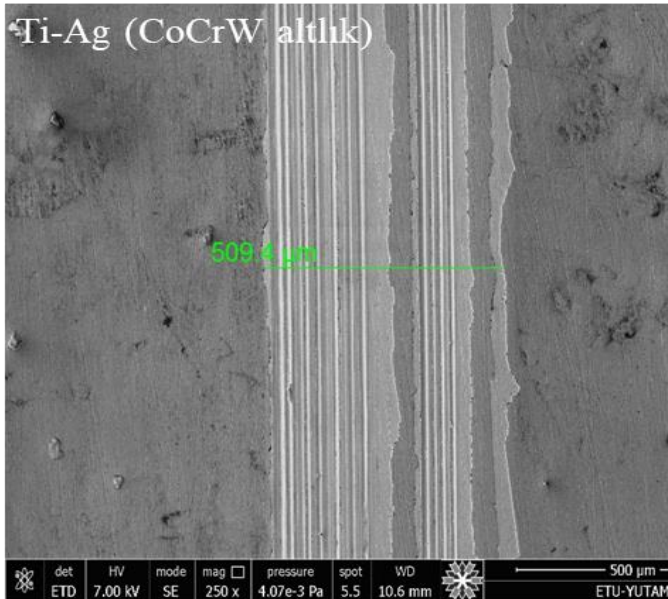
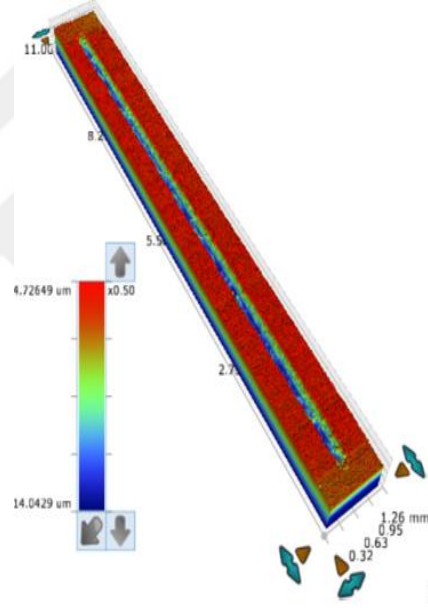
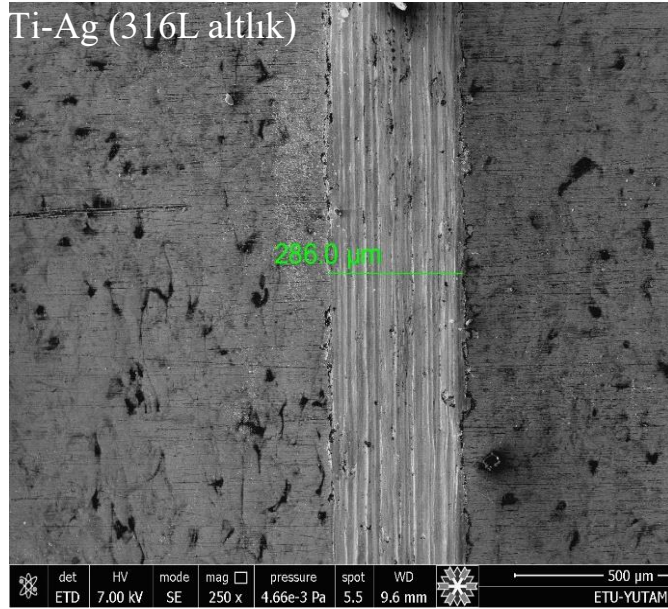
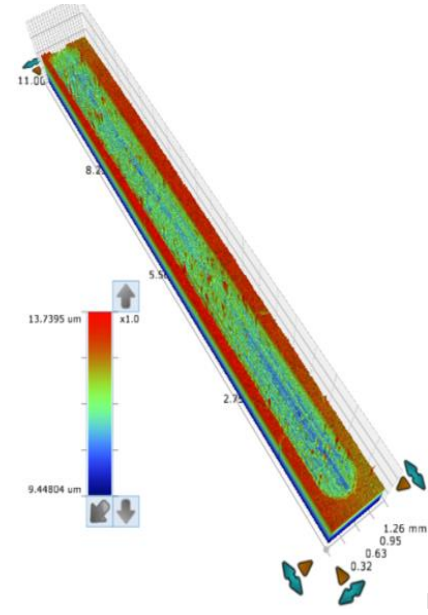
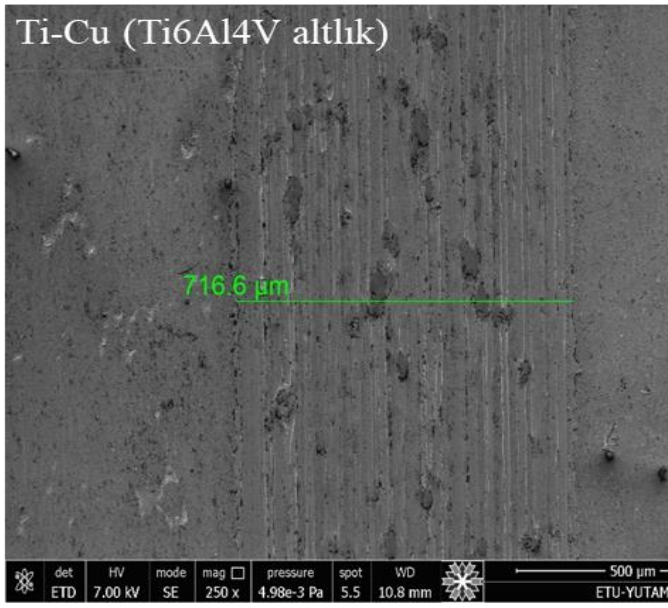
Aşınma ve Mikro Sertlik Analizleri



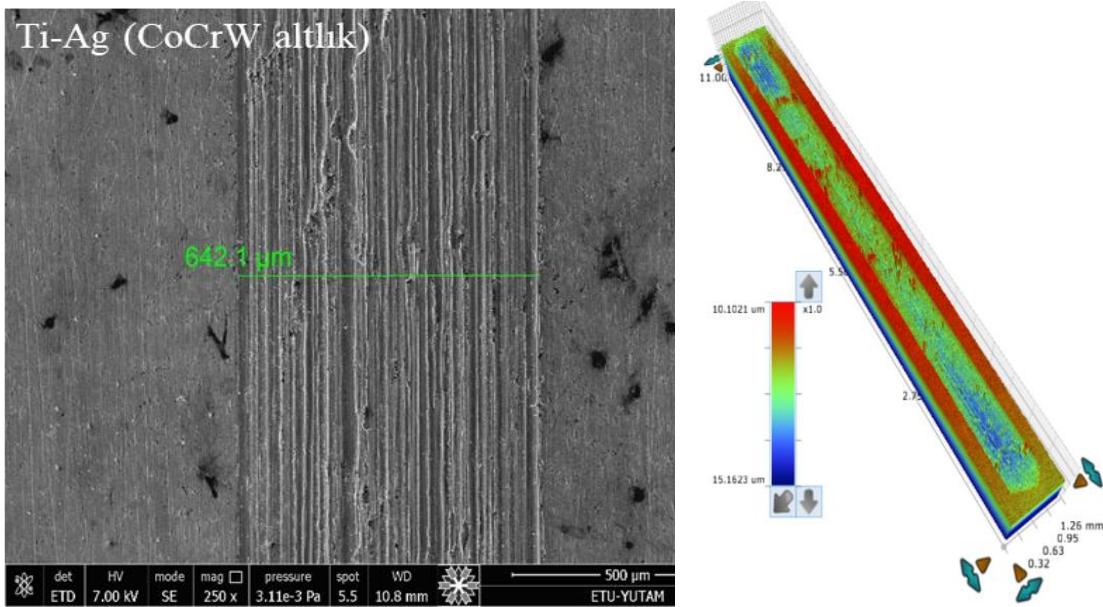
Şekil 41. Altlık ve Kaplanmış Yüzeye Ait Aşınma Görüntüleri



Şekil 41. Altlık ve Kaplanmış Yüzeye Ait Aşınma Görüntüleri (Devamı)



Şekil 41. Altlık ve Kaplanmış Yüzeye Ait Aşınma Görüntüleri (Devamı)



Şekil 41. Altlık ve Kaplanmış Yüzeye Ait Aşınma Görüntüleri (Devamı)

Sürtünme katsayısı (COF), iki yüzey arasındaki sürtünmenin ne kadar olduğunu gösterir. Daha düşük COF değeri, düşük sürtünme ve daha iyi kayma anlamına gelebilir (Liu *et al.* 2002). Altlıklar arasında en düşük COF değeri CoCrW altlıktır. Ti-Cu kaplamalarda Ti-Cu CoCrW en düşük sürtünme katsayısına sahiptir. Ti-Cu 316L ve Ti-Cu Ti6Al4V ise daha yüksek değerdedir. Ti-Ag kaplamaların genelde daha düşük COF değerine sahip olduğu gözlenmektedir. Ti-Ag filmlerde Ti-Ag CoCrW en düşük katsayıya sahip olup bu daha düşük sürtünme anlamına gelmektedir. Ti-Ag 316L ile Ti-Ag Ti6Al4V ise birbirlerine yakın COF değerine sahiptir (Tablo 11).

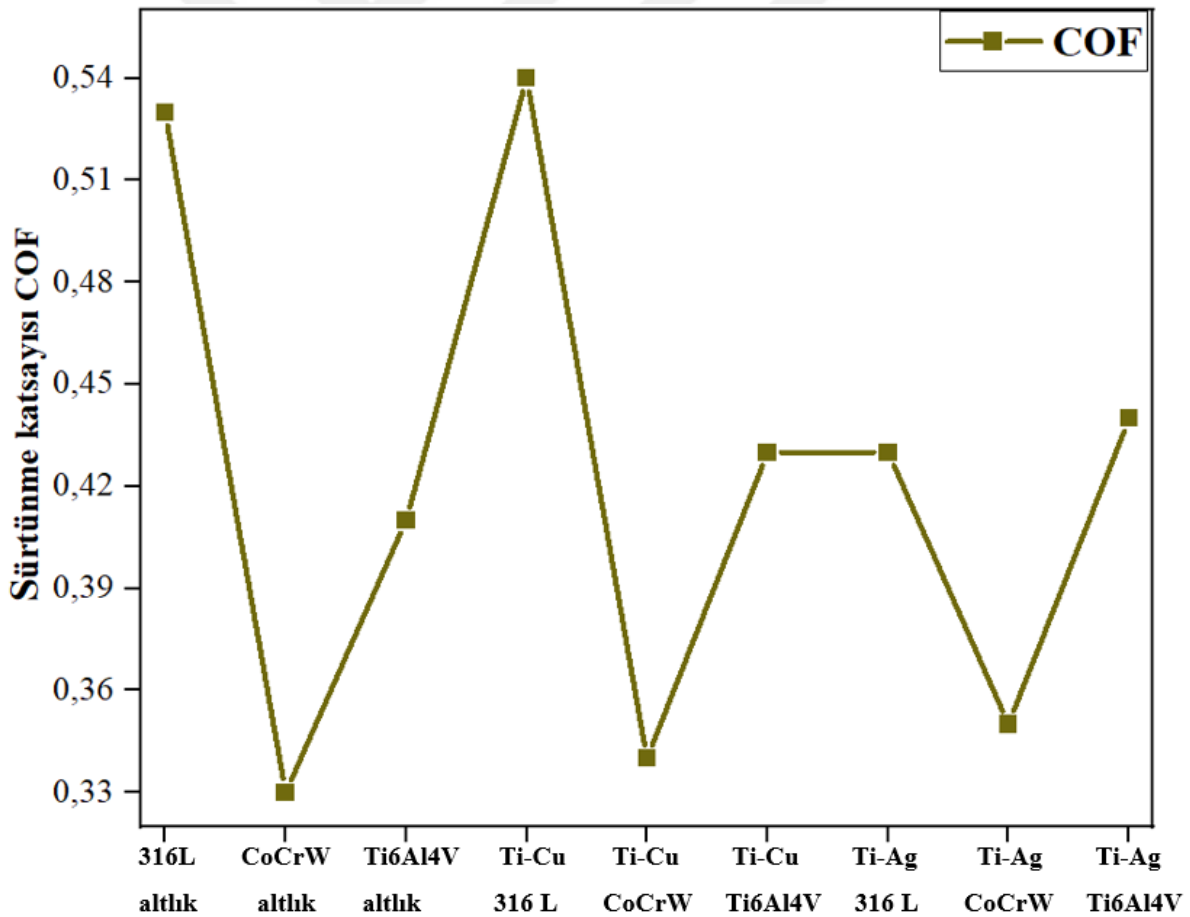
Aşınma iz genişliği, yüzeydeki aşınmanın genişliğini gösterir (Şekil 43). Daha küçük iz genişlikleri, genellikle daha iyi aşınma direncini gösterir. Aşınma izi genişliği Ti-Cu CoCrW (201 μm) en küçük aşınma izi genişliğine sahip, bu da en az yüzey tahribatını göstermektedir. Ti-Cu Ti6Al4V (716 μm) ise en büyük aşınma izi genişliğine sahip, bu da daha fazla yüzey aşınması anlamına gelmektedir. Ti-Cu 316L (365 μm) ise orta düzeyde bir genişliğe sahiptir. Ti-Ag kaplamalara bakıldığında Ti-Ag 316L (286 μm) en küçük aşınma izi genişliğine sahipken, Ti-Ag CoCrW (509 μm) yüksek seviyede ve Ti-Ag Ti6Al4V (642 μm) en büyük aşınma izi genişliğine sahip olduğu görülmektedir. Ti-Cu 316L en küçük aşınma izi genişliğine sahip, dolayısıyla daha az yüzey tahribatı sunmaktadır.

Aşınma oranları, yüzeyin aşınma hızını ifade eder. Daha düşük aşınma oranları genellikle daha iyi aşınma direnci anlamına gelir (Zhai *et al.* 2021). Aşınma Oranı altlık malzemede CoCrW (0,38E-05) en düşük aşınma oranına sahip ve en dayanıklı malzemedir. Ti-Cu ince filmlerde CoCrW (0,78E-05) aşınma oranına sahipken diğer değerler nispeten daha yüksek çıkmıştır. Ti-Ag kaplamalara gelince, Ti-Ag Ti6Al4V (3,0E-05) en yüksek aşınma

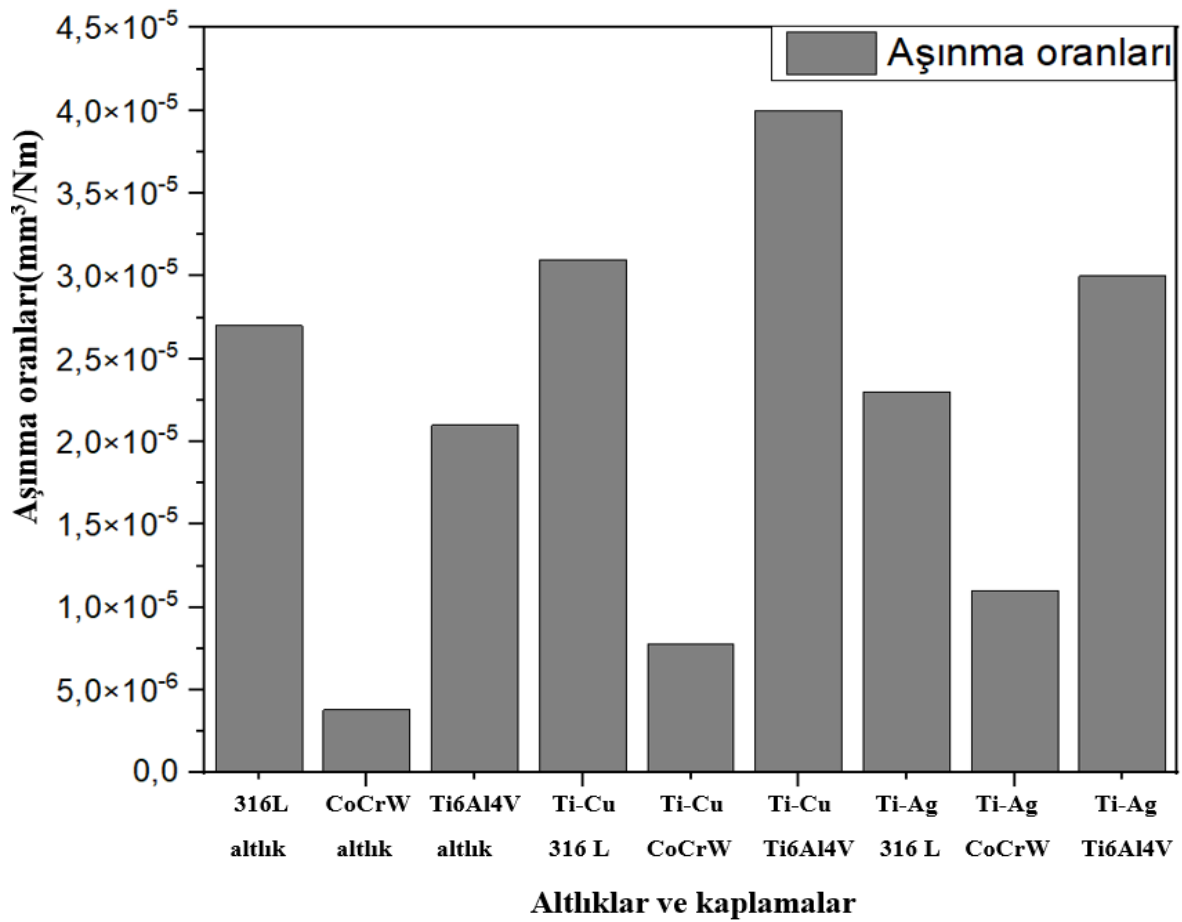
oranına sahiptir ve bu da daha fazla aşınma anlamına gelmektedir. Ti-Ag CoCrW (1,1E-05) daha düşük aşınma oranlarına sahiptir, kaplamalarda Ti-Cu CoCrW en düşük aşınma oranına sahip olup ve bu da en yüksek dayanıklılığı göstermektedir.

Tablo 11. Altlık ve Kaplanmış Yüzeylere Ait Aşınma Verileri

Altlık/ kaplama	316L	CoCrW	Ti6Al4V	Ti-Cu 316L Altlık	Ti-Cu CoCrW Altlık	Ti-Cu Ti6Al4V Altlık	Ti-Ag 316L Altlık	Ti-Ag CoCrW Altlık	Ti-Ag Ti6Al4V Altlık
Sürtünme Katsayısı COF	0,53	0,33	0,41	0,54	0,34	0,43	0,43	0,35	0,44
Aşınma iz genişliği μm	360	166	600	365	201	716	286	509	642
Aşınma oranları (mm^3/Nm)	2,7E-05	0,38E-05	2,1E-05	3,1E-05	0,78E-05	4,0E-05	2,3E-05	1,1E-05	3,0E-05



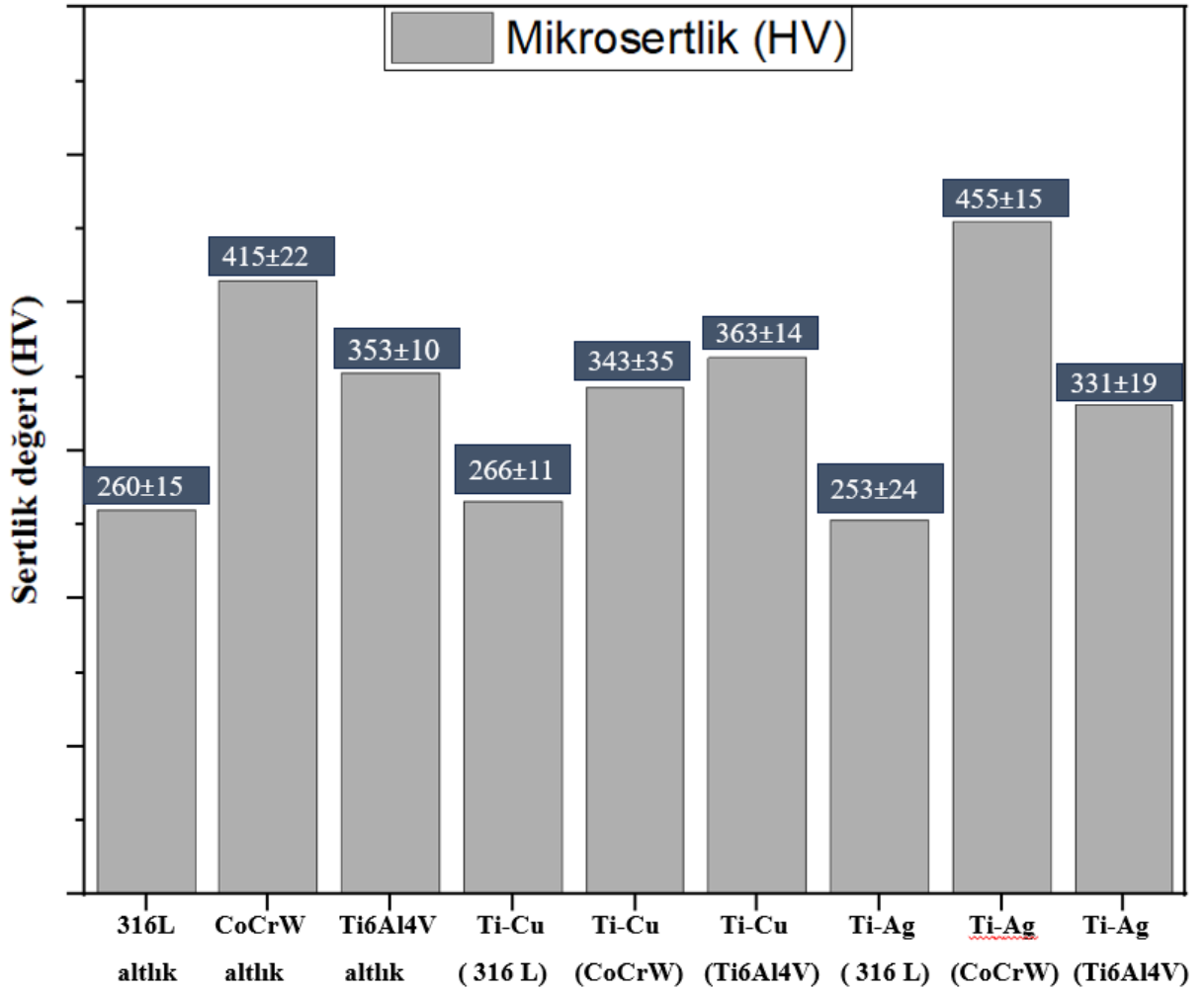
Şekil 42. Altlık ve Kaplanmış Yüzeye Ait Sürtünme Katsayısı COF



Şekil 43. Altık ve Kaplanmış Yüzeye Ait Aşınma Oranları

Genel olarak, Ti-Ag altlıklar daha düşük sürtünme katsayısı ve aşınma oranı ile daha iyi performans gösterirken, Ti-Cu altlıklar aşınma oranı açısından biraz daha kötü olabilir, özellikle Ti-Cu Ti6Al4V’de durum böyledir. Ti6Al4V alaşımı ve üzerine yapılan kaplamalar, aşınma iz genişliği ve aşınma oranları açısından en kötü performansı göstermektedir. CoCrW altlıklarda ve bu altlık üzerine yapılan kaplamaların en düşük aşınma oranlarına sahip olması bu malzemelerin sertlik değerleri (Şekil 44) ve kaplama kalınlıkları (Tablo 6) ile açıklanabilir. Zira CoCrW altlık ve üzerine yapılan kaplamalar yüksek sertlikleri nedeniyle aşınmaya karşı dirençlidir. Ayrıca kaplama nispeten ince olduğu için güçlü bir bağ yapısı oluşturabilir ve böylece soyulma veya mikro çatlak oluşumu azalabilir. Bu iki faktör bir araya geldiğinde, CoCrW ve kaplamasının en düşük aşınma oranına sahip olması, beklentiyi karşılamaktadır.

Mikrosertlik



Şekil 44. Altlık ve Kaplamaların Vickers Mikro Sertlik Değerleri

316L paslanmaz çelik, nispeten düşük karbon içeriği ile bilinir ve biyomedikal uygulamalarda yaygın olarak kullanılır. 316L'nin nispeten düşük sertlik değeri ($260 \text{ HV}_{0,1}$), östenitik yapısından kaynaklanmaktadır. Bu yapı, yüksek süneklik ve iyi korozyon direnci sağlamasına rağmen, martenzitik veya sertleştirilmiş çeliklere kıyasla daha düşük sertlik değerlerine sahiptir. CoCr alaşımları, özellikle yüksek aşınma direnci ve biyouyumluluğu ile bilinir. Bu alaşıma eklenen W elementi, sertliği artırır. Ti6Al4V, Ti alaşımları arasında en yaygın olarak kullanılanlardan biridir. Al ve V katkıları, Ti'nin mekanik özelliklerini iyileştirir, ancak saf Ti'ye göre sertliği artırır (Bandyopadhyay *et al.* 2022).

Ti-Cu (316L altlık) ince filmdeki Cu, kaplamalarda genellikle sertliği çok fazla artırmaz (Tan *et al.* 2015). 316L altlık üzerine uygulanan Ti-Cu kaplaması sertlik değerinde büyük bir artış sağlamamıştır. Ti-Cu (CoCrW altlık), kombinasyonda, Ti-Cu kaplamasının CoCrW altlık üzerindeki etkisi, sertlikte bir düşüşe neden olmuştur. Bu durum, kaplama ile altlık arasındaki etkileşimlerden kaynaklanabilir. CoCrW altlığın yüksek sertliği, kaplamanın sertlik katkısını sınırlamış olabilir. Yine de, $343 \text{ HV}_{0,1}$ sertlik değeri, birçok biyomedikal uygulama için yeterli

olabilir. Ti-Cu (Ti6Al4V altlık) sertlikte önemli bir artış sağlamamış, ancak orijinal altlık malzemesine kıyasla hafif bir iyileşme göstermiştir. Bu sonuç, kaplamanın sertlikten çok antimikrobiyal özellikleri artırmaya yönelik olduğunu gösterir.

Ti-Ag (316L altlık) ince filmde Ag katkısı, antimikrobiyal özellikleri ile bilinir, ancak 316L altlık üzerine uygulandığında sertlikte belirgin bir artış sağlamamıştır. Bu, Ag kaplamanın esas amacının biyolojik uyumluluk ve enfeksiyon riskini azaltmak olduğunu gösterir. Bu nedenle, bu kaplama, özellikle düşük aşınma direnci gerektiren uygulamalarda tercih edilebilir. Ti-Ag (CoCrW altlık) kombinasyonu, en yüksek sertlik değerini gösterir. CoCrW altlık üzerine uygulanan Ti-Ag kaplaması, her iki malzemenin de sertliğinden faydalanır. Bu sertlik değeri, özellikle yüksek aşınma direnci gerektiren ortopedik implantlarda ideal olabilir. Ti-Ag (Ti6Al4V altlık) kaplama, altlık malzemesine göre hafif bir sertlik düşüşü göstermiştir. Ancak, bu sertlik değeri yine de birçok biyomedikal uygulama için yeterlidir ve kaplamanın antimikrobiyal özellikleri, uygulama alanlarını genişletebilir (Wojcieszak *et al.* 2017).

Kaplamalar, altlık malzemesinin özelliklerine göre farklı performanslar sergiler. Sertliği yüksek olan altlıklar (örneğin CoCrW), kaplamaların sertlik katkısını sınırlayabilir. Ancak bu, kaplamanın antimikrobiyal veya biyouyumluluk gibi diğer fonksiyonel özellikleri artırmasını engellemez. Sertliği en yüksek olan kombinasyonlar (örneğin CoCrW üzerine Ti-Ag kaplaması) aşınma direnci gerektiren uygulamalarda tercih edilebilir. Diğer yandan, sertliği daha düşük olan kombinasyonlar (örneğin 316L üzerine Ti-Cu/Ti-Ag kaplaması) biyomedikal uygulamalarda, özellikle antimikrobiyal özelliklerin önemli olduğu alanlarda kullanılabilir.

Elektrokimyasal Korozyon Testleri

Potansiyodinamik polarizasyon testleri

Ti-Cu ve Ti-Ag kaplanmış numunelerin PP (potansiyodinamik polarizasyon) eğrileri Şekil 45’de verilmiştir. Örneklerin korozyon davranışları Ringer solüsyonu ortamında incelenmiş ve karşılaştırılmıştır. Korozyon potansiyeli (E_{corr}), korozyon akımı yoğunluğu (I_{corr}) ve anodik / katodik Tafel sabitleri (β_a ve β_c) gibi elektrokimyasal parametreler, polarizasyon eğrilerinden elde edilmiş ve tablo 12’de sunulmuştur. Ti-Cu ve Ti-Ag kaplamaları, özellikle biyomedikal uygulamalarda tercih edilen kaplamalar arasında yer almakta, ancak her ikisinin de altlık malzemesi üzerindeki etkileri, korozyon direnci, biyouyumluluk, antibakteriyel özellikler ve genel performans açısından farklılık göstermektedir.

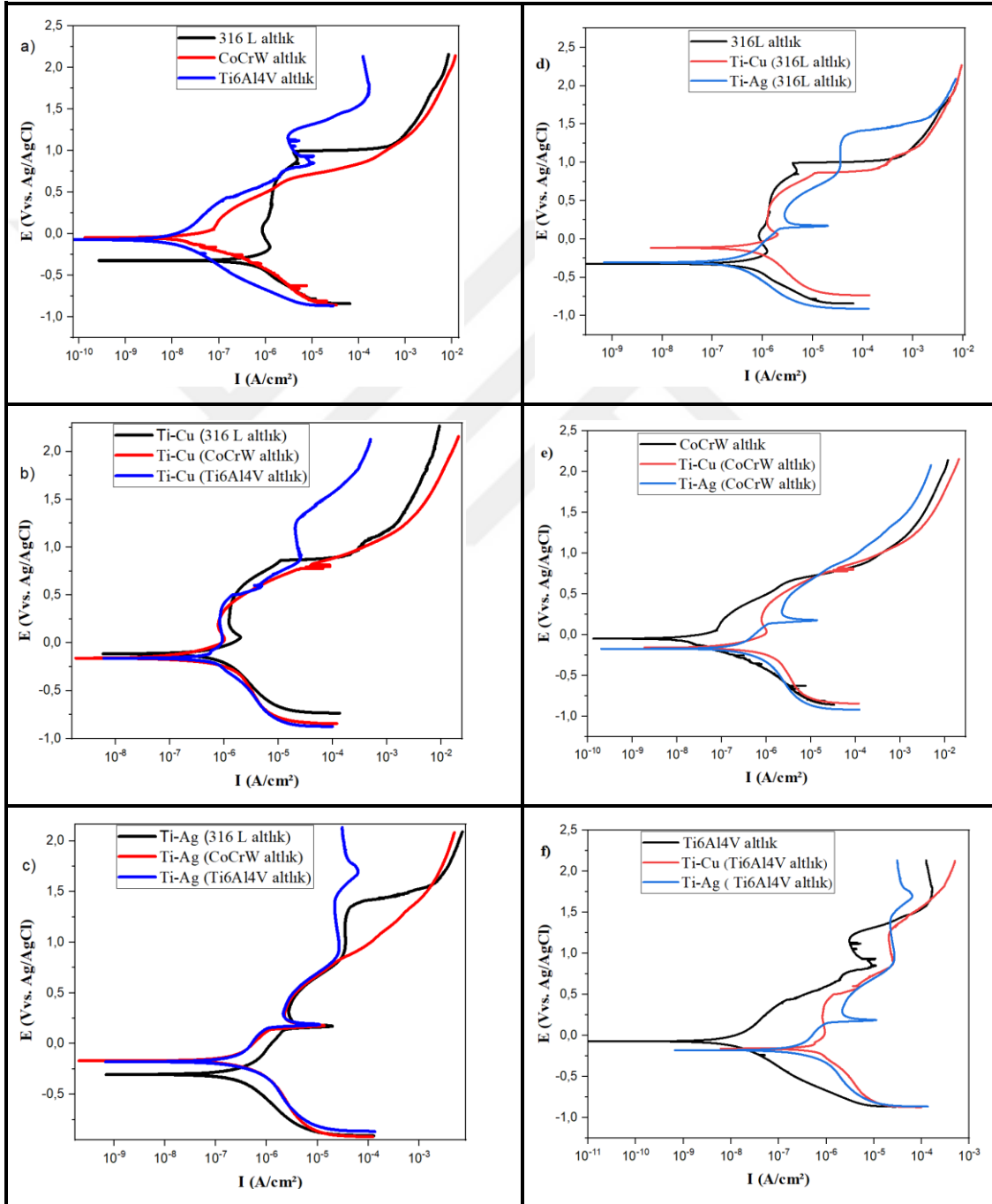
316L paslanmaz çelik, korozyona karşı direnç sağlamak için yüksek oranda Cr ve Ni içerir. Ancak, yüksek korozyon akımı gösterir. Bu, belirli agresif ortamlarda yeterli dayanım sunmayabilir. CoCrW alaşımı, yüksek CoCr içeriği ile dikkat çeker. Co ve Cr, özellikle pasivasyon tabakası oluşturarak malzemenin korozyon direncini artırır. Düşük seviyede

korozyon akımı göstermesi, bu malzemenin genel olarak iyi bir korozyon direncine sahip olduğunu ifade eder. Ti6Al4V, mükemmel biyouyumluluk ve korozyon direnci ile bilinir. Al ve V, Ti'nin mekanik dayanımını artırırken, oksit tabakası oluşumu yoluyla korozyon direncine de katkıda bulunur. Tablo 12'de görüldüğü gibi en düşük korozyon akımı Ti6Al4V alaşımına aittir, bu da onun yüksek korozyon direncine sahip olduğunu gösterir (Şekil 45a) (Asri *et al.* 2017).

Ti-Cu kaplamaları, daha yüksek korozyon akımı ve hızı ile daha az korozyon direnci sağlayabilir. Bu durum, Cu içerikli kaplamaların belirli ortamlarda daha az dayanıklı olabileceğini gösterir (Wallinder *et al.* 2014). Bu, özellikle 316L altlıkta yüksek korozyon akımı ile belirlidir. 316L altlık üzerine Ti-Cu kaplaması ile yapılan deneylerde görülen yüksek korozyon akımı, bu kaplamanın performansının ortam koşullarına bağlı olarak değişebileceğini gösterir. CoCrW ve Ti6Al4V altlıklarda, Cu'nun korozyon direnci biraz daha iyileşmiştir. Ancak yine de yüksek korozyon hızları gözlemlenir (Şekil 45b). Ti-Ag kaplamalarında Ag, çok iyi antimikrobiyal özellikler sunar ve aynı zamanda birçok durumda korozyon direnci de sağlar. Ti-Ag (316L altlık), yüksek korozyon akımı gösterir. Bu durum, Ag kaplamanın 316L altlık üzerinde korozyon direncini artırmakla birlikte hala belirli ölçüde bozunmaya uğradığını gösterir. Bu sonuç, tablodaki yüksek Icorr değerleriyle uyumludur. Ti-Ag (CoCrW altlık), daha düşük korozyon akımı ile CoCrW'nin üzerine kaplanan Ag'nin daha iyi bir korozyon direnci sağladığı gözlemlenmiştir. Başka bir deyişle daha düşük korozyon akımı ve daha stabil korozyon potansiyeli göstermektedir. Bu da daha iyi bir korozyon direncine işaret eder. Ti-Ag (Ti6Al4V altlık), en düşük korozyon akımı ile en yüksek korozyon direncine sahiptir. İnce filmler arasında Ti6Al4V üzerine uygulanan Ti-Ag kaplamanın, en iyi performansı gösterdiği görülmektedir. Bu, kaplamanın korozyon direncini önemli ölçüde artırdığını gösterir (Şekil 45 c). Tablo 12'deki en düşük Icorr değeri bu gözlemi destekler.

Ti-Ag kaplamaları, Ti-Cu kaplamalarına kıyasla genel olarak daha düşük Icorr değerlerine ve korozyon hızlarına sahiptir. Bu, Ti-Ag kaplamalarının daha yüksek korozyon dayanımı sunduğunu ve daha uzun ömürlü uygulamalar için uygun olduğunu gösterir. Ti-Cu kaplamaları, özellikle 316L altlık üzerinde daha yüksek korozyon hızına sahiptir ve uzun süreli kullanıma uygun olmayabilir. Ancak TiO₂ ve Cu oksitleri gibi oksit tabakalarının oluşumu, fizyolojik koşullarda dayanıklılıklarını artırdığı göz ardı edilmemelidir (Shimabukuro 2020). Ti-Ag kaplamaları, agresif ortamlarda, yani insan vücudunda mükemmel elektro-kimyasal stabilite ile tanınır. Ag, kimyasal olarak inaktif kalırken, korozyona bağlı implant başarısızlıklarına karşı koruma sağlar. Dolayısıyla Ti-Ag kaplamalarının içerdiği Ag, düşüş korozif etkisi ve güçlü antibakteriyel özellikleriyle, enfeksiyon riskinin yüksek olduğu

ortamlarda (örneğin ortopedik ve dental implantlarda) büyük avantaj sağlar. Ti-Cu kaplamalarının da antibakteriyel etkileri bulunmakla birlikte, Ag'ye kıyasla bu etki genellikle daha azdır. Neticede Ti-Ag kaplamaları genel olarak Ti-Cu'ya göre daha üstün korozyon performansı, antibakteriyel özellikler ve uzun ömürlü uygulamalara yönelik potansiyel sunmaktadır. Ti-Cu kaplamaları, uygun altlıklarla kullanıldığında, özellikle mekanik dayanıklılığı ve mukavemet gerektiren ortopedik implantlar gibi uygulamalarda tercih edilebilir.



Şekil 45. Polarizasyon Eğrileri a) Altlıklar b) Ti-Cu Kaplama c) Ti-Ag Kaplama d) 316L ve üzerine yapılan kaplamalar e) CoCrW ve üzerine yapılan kaplamalar f) Ti6Al4V ve üzerine yapılan kaplamalar

Tablo 12. Ringer Solüsyonu Ortamında Altlık/İFMC'lerin Korozyon Karakteristiğinin Analiz Sonuçları

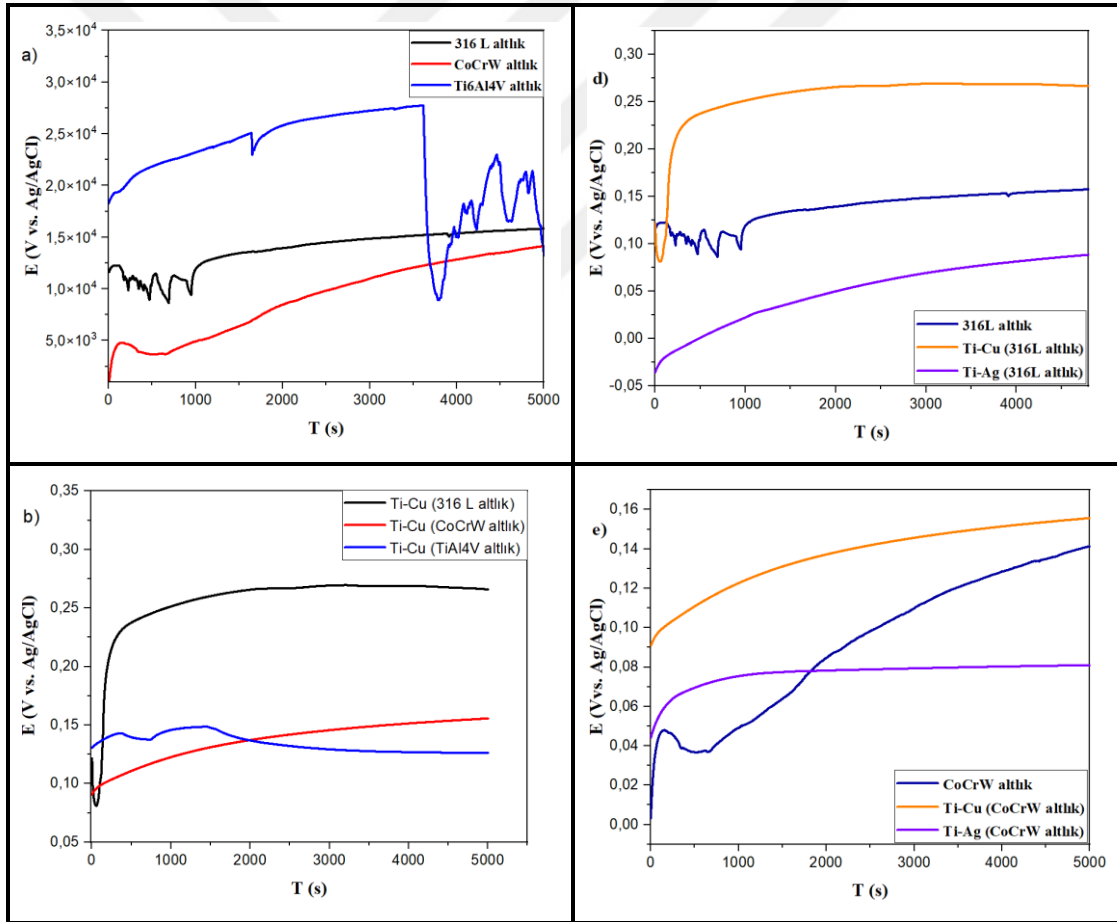
Analiz Sonuçları	316L	CoCrW	Ti6Al4V	Ti-Cu 316L Altlık	Ti-Cu CoCrW Altlık	Ti-Cu Ti6Al4V Altlık	Ti-Ag 316L Altlık	Ti-Ag CoCrW Altlık	Ti-Ag Ti6Al4V Altlık
β_a mV/Decade	300	428	371	336	425	305,7	275	373,5	407,4
β_c mV/Decade (-)	420	265	245,6	420,4	399,1	133,9	345	368,6	313,6
I corr (nA)	623	49	13	730	692	670	258	263	255
E corr (mV)	-323	-43,5	-71,4	-115	-158,6	-160,9	-306	-171,5	-180
Korozyon hızı (mmpy)	356,9	27,8	7,1	417,8	391,5	383,2	147,7	150,5	146

Elektrokimyasal Empedans Spektroskopisi (EIS)

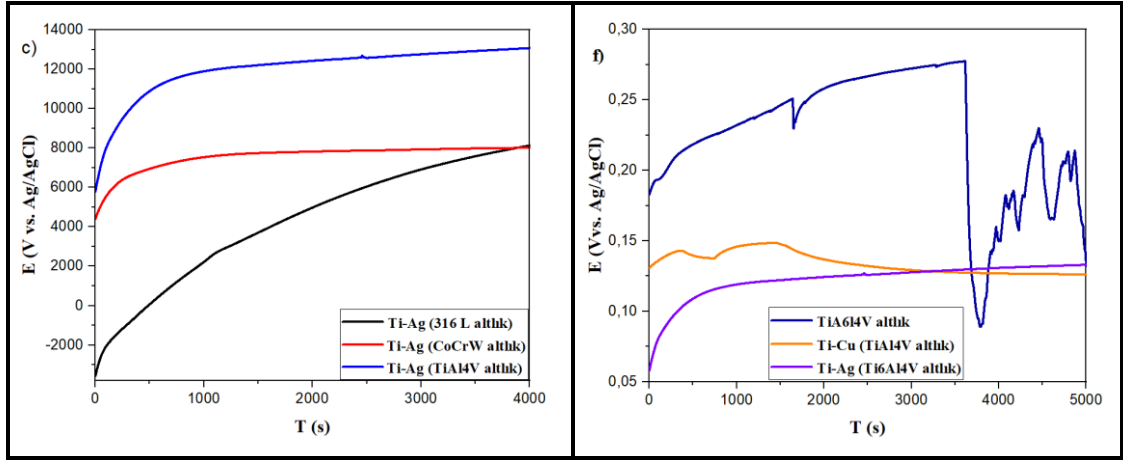
Ringer solüsyonu ortamında korozyon direncini göstermek için numunelerin elektrokimyasal empedans spektroskopisi (EIS) özellikleri, Açık Devre Potansiyelinde (OCP) incelenmiştir. Ti-Cu ve Ti-Ag kaplanmış altlıkların/numunelerin OCP, bode ($|Z|$ -Frekans), bode (faz açısı-frekans) ve Nyquist eğrileri verilmiştir.

OCP, bir elektrokimyasal hücrenin elektrotları arasındaki doğal potansiyel farkını ölçen bir tekniktir. Bu ölçüm, hücreden herhangi bir akım geçmediği durumu ifade eder. OCP, malzemelerin korozyon davranışlarını anlamak ve korozyona karşı dirençlerini değerlendirmek için kullanılır. İnce metalik camlarda, OCP eğrileri malzemenin yüzeyinde meydana gelen pasif film oluşumunu ve dinamiklerini izlemek için kullanılır (Wu *et al.* 2022). 316L altlık, dönüşümlü akım boyunca sabit bir potansiyel değerine sahiptir. Yavaş bir yükselme gösterir ve ardından stabilize olur, bu da 316L'nin nispeten kararlı bir pasif film oluşturduğunu gösterir. CoCrW altlık, daha düşük başlangıç potansiyeli ve zamanla nispeten yavaşça yükselen bir eğri gösterir. Bu, malzemenin orta derecede ve yavaş hızda pasif film oluşturma eğilimi olduğunu belirtir. Ti6Al4V altlık, başlangıç potansiyeli en yüksektir ve zamanla hızlı bir artış gösterir. Ancak, yaklaşık 4000 saniyede dalgalanma ve keskin bir düşüş gözlemlenir. Bu düzensizlik, yüzeyde oluşan pasif filmin istikrarsız olduğunu ve yeniden pasifleşme süreçlerinin meydana geldiğini gösterebilir (Şekil 46a). Ti-Cu (316L altlık), yüksek başlangıç potansiyeline sahip ve zamanla yükselme gösteren eğridir. Bu durum, 316L üzerine bir Ti-Cu kaplamasının etkili bir şekilde pasif film oluşturduğunu belirtir. Ti-Cu (CoCrW altlık), kaplamanın potansiyeli zamanla artış göstermekte fakat daha düşük başlangıç potansiyelinde kalmaktadır. Ti-Cu (Ti6Al4V altlık), potansiyelde dalgalı bir yükselme

göstermektedir. Bu, başlangıçta pasif filmin kararlı olmadığını ancak zamanla stabil hale geldiğini işaret eder (Şekil 46b). Ti-Ag kaplamalı 316L, başlangıçta oldukça negatif bir potansiyel değeri, kaplamanın başlangıçta yeterince koruma sağlayamadığını zamanla etkili bir pasif film oluşumunu gösterir. Zamanla potansiyel artar ve daha sonra stabilize olur. Bu durum, yüzey korumasının ilk anda zayıf olduğunu gösterir. Ti-Ag kaplamalı CoCrW, orta derecede bir başlangıç potansiyeline sahiptir ve bu durum kaplamanın başlangıçta daha etkili olduğunu gösterir. OCP değeri zamanla artarak stabilize olur. Göreli olarak daha pozitif başlangıç potansiyeli, kaplamanın hızlı etkinliğini gösterebilir. Hızlı ve kararlı bir pasif film oluşumu ayrı bir avantajdır. Ti-Ag kaplamalı Ti6Al4V, en pozitif başlangıç potansiyeline sahiptir, bu da başlangıçta hızlı ve etkili bir pasif film oluşumunu gösterir (Şekil 46c). Ulaşılan en yüksek nihai potansiyele sahiptir, bu da kaplamanın ve altlığın kombinasyon olarak en etkili korozyon korumasını sunduğunu gösterir. İlk stabilizasyon sürecinde bazı dalgalanmalar gözlemlenebilir, ancak bunlar ciddi bir olumsuzluk oluşturmaz.



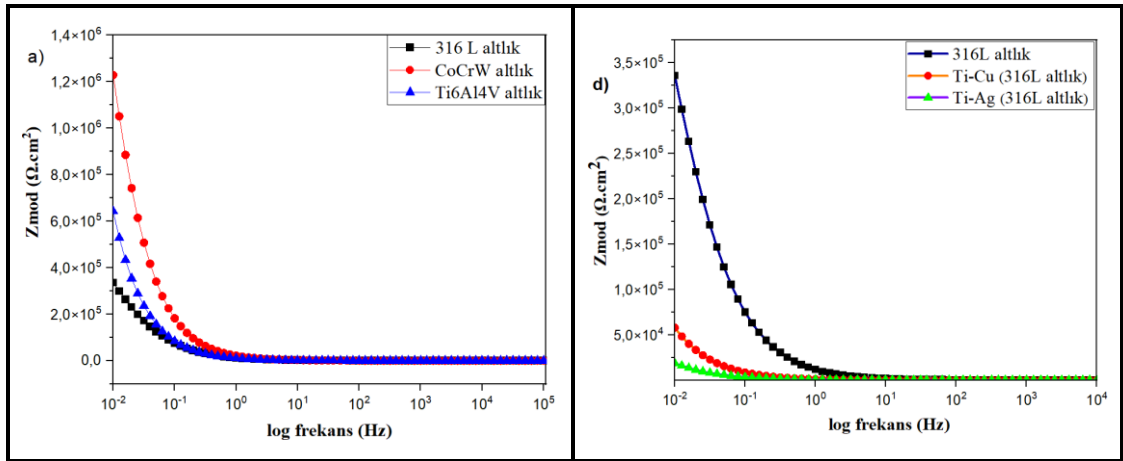
Şekil 46. Açık Devre Potansiyeli OCP Grafikleri a) Altlıklar b) Ti-Cu c) Ti-Ag d) 316L ve üzerine yapılan kaplamalar e) CoCrW ve üzerine yapılan kaplamalar f) Ti6Al4V ve üzerine yapılan kaplamalar



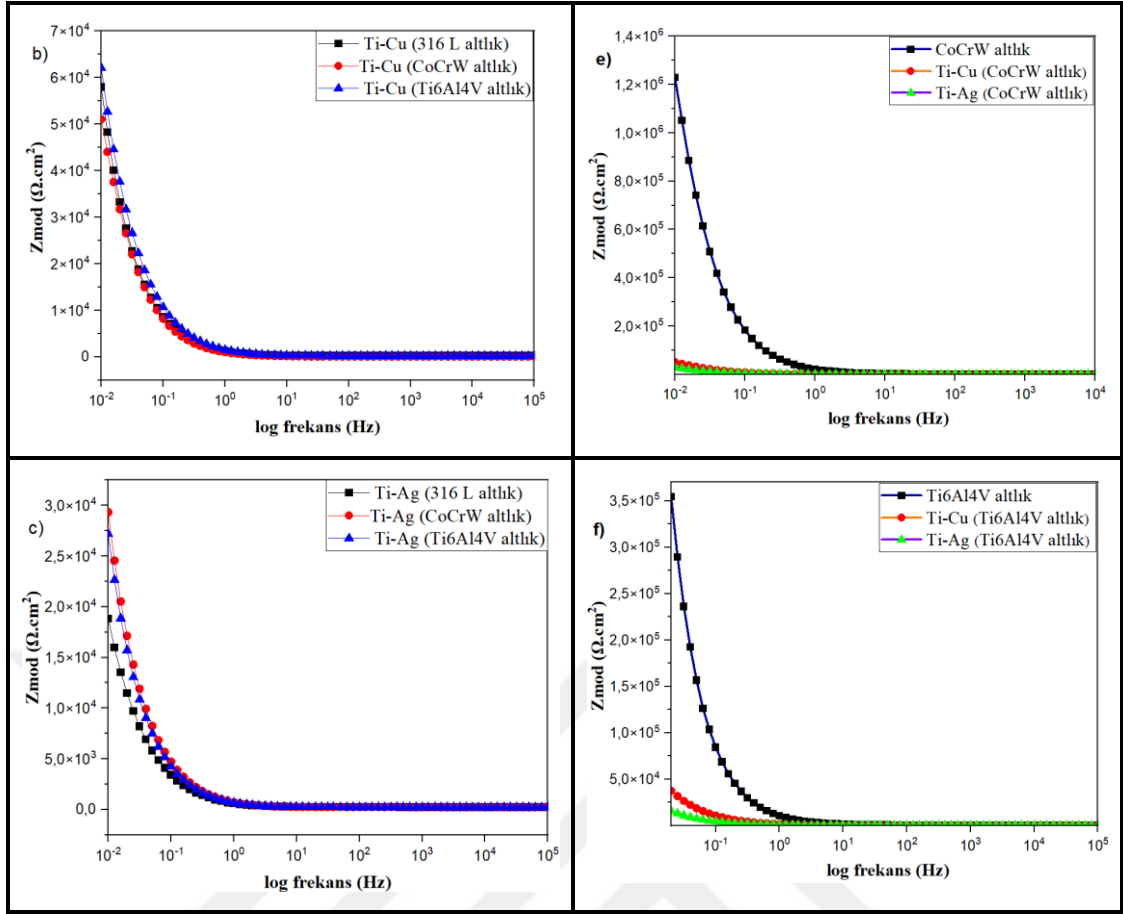
Şekil 46. Açık Devre Potansiyeli OCP Grafikleri a) Altlıklar b) Ti-Cu c) Ti-Ag d) 316L ve üzerine yapılan kaplamalar e) CoCrW ve üzerine yapılan kaplamalar f) Ti6Al4V ve üzerine yapılan kaplamalar (Devamı)

Şekil 47’de verilen grafiklerde gösterilen empedans büyüklükleri ($|Z|$) malzemenin korozyon direncinin bir göstergesidir. Yüksek empedans, malzemenin korozyona karşı daha dirençli olduğunu gösterir. Empedans değerlerinin yüksek frekanslarda nasıl bir seyir izlediğine bakarak, malzemenin yüzeyinde pasif bir film oluşup oluşmadığını ve bu filmin nasıl bir koruma sağladığını anlamak mümkündür (Cesiulis *et al.* 2016).

Ti-Cu kaplamalı altlıklar genel olarak korozyona karşı daha dayanıklıdır ve düşük frekanslarda daha yüksek empedans değerleri sergileyerek daha güçlü bir pasif film oluşumu sağlar. Bu, onların korozyon direncinin daha yüksek olduğunu ve malzemenin yüzeyindeki koruyucu filmin daha etkili olduğunu gösterir. Ti-Ag kaplamalı altlıklar da belirli derecede korozyon koruması sağlar, ancak Ti-Cu kaplamalı altlıklar kadar etkili değildir (Şekil 47).



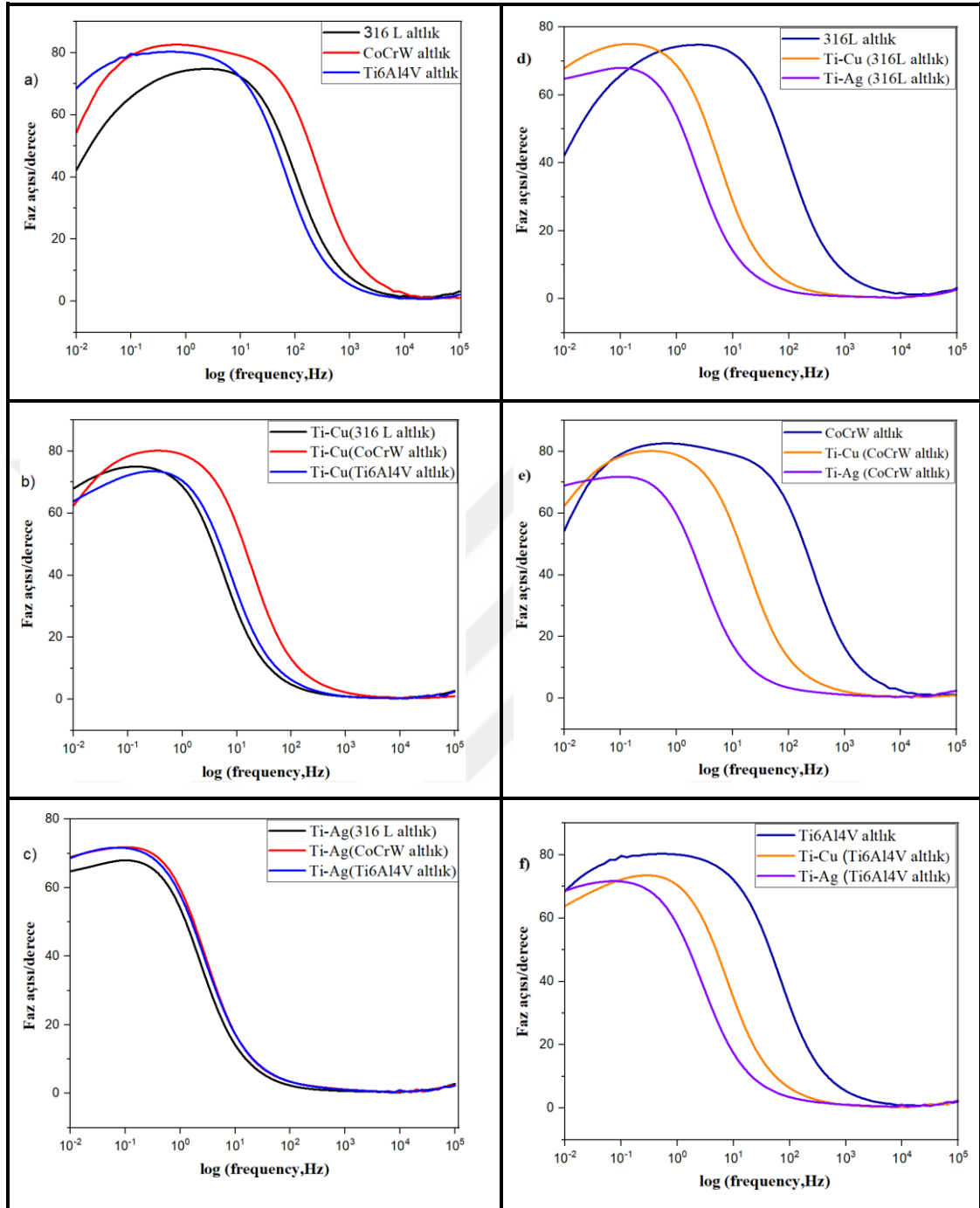
Şekil 46. Açık Devre Potansiyeli OCP Grafikleri a) Altlıklar b) Ti-Cu c) Ti-Ag d) 316L ve üzerine yapılan kaplamalar e) CoCrW ve üzerine yapılan kaplamalar f) Ti6Al4V ve üzerine yapılan kaplamalar



Şekil 47. Bode ($|Z|$ -frekans) Eğrileri a) Altlıklar b) Ti-Cu c) Ti-Ag d) 316L ve üzerine yapılan kaplamalar e) CoCrW ve üzerine yapılan kaplamalar f) Ti6Al4V ve üzerine yapılan kaplamalar (Devamı)

Şekil 48, Bode (Faz açısı-frekans eğrileri) frekansa bağlı olarak faz açısını (derece) göstermektedir. Bu tür grafikler, elektrokimyasal empedans spektroskopisi (EIS) ile elde edilir ve malzemelerin korozyon direncini değerlendirmek için kullanılır (Rikhari *et al.* 2016). Altlık numuneler kıyaslandığında Ti6Al4V altlığı düşük, orta ve yüksek frekanslarda gösterdiği faz açısı değişimleri, altlıklar arasında en güçlü bir korozyon direncine sahip olduğunu ve geniş bir frekans aralığında stabil performans sergilediğini gösterir. Bu da Ti6Al4V'nin, pasif film oluşturma kabiliyeti ve genel korozyon direnci bakımından üstün bir performans sunduğunu belirtir (Şekil 48a). 316L altlığı üzerine Ti-Cu kaplaması, malzemenin korozyon direncini artırır ve geniş bir frekans aralığında stabil bir pasif film oluşturur. CoCrW altlığı üzerine Ti-Cu kaplaması, düşük frekanslarda hızlı pasif film oluşumu ve yüksek bir korozyon direnci sağlar. Ancak, yüksek frekans aralığında faz açısı hızlı bir şekilde düşer, bu da genel stabilizasyonun daha zor olduğunu gösterir. Ti6Al4V altlığı üzerine Ti-Cu kaplaması geniş bir frekans aralığında iyi ve kararlı korozyon direnci gösterir (Şekil 48b). Ti-Ag kaplamalı 316L Altlık düşük frekanslarda biraz daha az etkili olabilir ancak geniş bir frekans aralığında stabil pasif film oluşturur ve korozyon direncini artırır. Ti-Ag kaplamalı CoCrW/Ti6Al4V altlık, yüksek

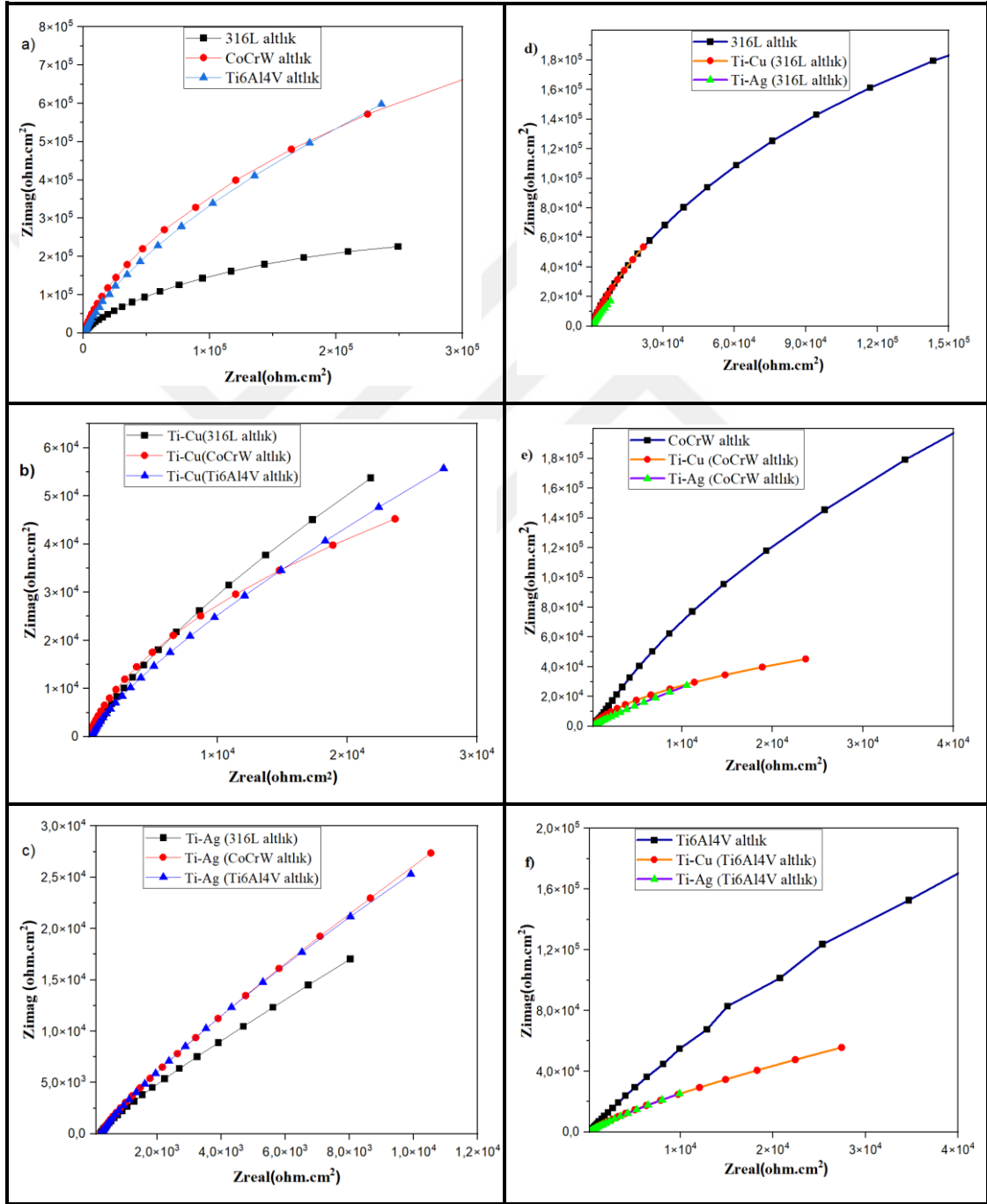
frekanslarda stabilizasyon zorlukları olabilir ancak düşük frekanslarda hızlı pasif film oluşumu ve yüksek korozyon direnci sağlar (Şekil 48c).



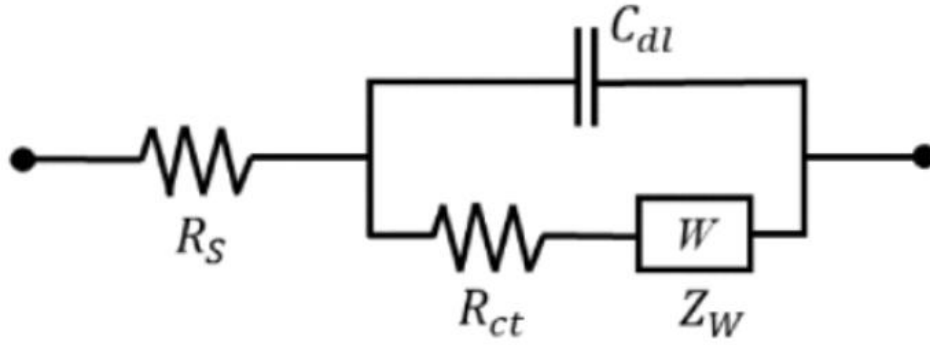
Şekil 48. Bode (Faz Açısı-Frekans) Eğrileri a) Altlıklar b) Ti-Cu c) Ti-Ag d) 316L ve üzerine yapılan kaplamalar e) CoCrW ve üzerine yapılan kaplamalar f) Ti6Al4V ve üzerine yapılan kaplamalar.

Şekil 49 'daki grafikler, elektrokimyasal empedans spektroskopisi (EIS) ölçümleri ile elde edilen Nyquist diyagramlarıdır. Nyquist diyagramları, malzemelerin korozyon direncini ve elektrokimyasal özelliklerini analiz etmek için kullanılır. Bu grafikler Z real (gerçek empedans) ve Z imag (hayali empedans) bileşenlerini göstermektedir (Pujar *et al.* 2007). Altlıklarda CoCrW'nin yüksek empedans değerleri, güçlü bir pasif film oluşumuna ve yüksek

korozyon direncine işaret eder. Bu da korozyona karşı en iyi korumayı sunar (Şekil 49a). Ti-Cu kaplaması, 316L'nin empedansını artırarak diğerlerinden daha iyi korozyon direnci sağlar. Güçlü bir pasif film oluşturur ve geniş frekans aralığında etkin koruma sunar (Şekil 49b). Ti-Ag Kaplamalı 316L altlığı, nispeten düşük empedans değerleri ile daha düşük korozyon direnci sağlar ve Ti-Cu kaplamasına kıyasla biraz daha düşük olabilir. Ti-Ag Kaplamalı CoCrW/Ti6Al4V altlıkları, güçlü pasif film oluşumu ve yüksek empedans değerleriyle yüksek korozyon direnci sağlar (Şekil 49c).



Şekil 49. Nyquist grafikleri a) Altlıklar b) Ti-Cu c) Ti-Ag d) 316L ve üzerine yapılan kaplamalar e) CoCrW ve üzerine yapılan kaplamalar f) Ti6Al4V ve üzerine yapılan kaplamalar



Şekil 50. Nyquist Grafiği için Eşdeğer Randles Devre Modeli

Şekil 50’de yüzeyleri Ti-Cu ve Ti-Ag kaplanmış numunelere ait korozyon testlerinin temel eşdeğer elektrik devresi sunulmuştur. Özellikle elektrokimyasal empedans spektroskopisi (EIS) için tasarlanmış bir yazılım olan Zsimpwin kullanılmıştır. Modern Randles hücresinde, elektrolit direnci (Ringer solüsyonu, R_s), devreye doğrudan seri bağlıdır. Çift katmanlı kapasitans (C_{dl}), yük transfer direnci (R_{ct}) ve Warburg elemanı (Z_w) ile paralel bağlantılıdır. Warburg elemanı, elektrokimyasal difüzyon sürecini temsil eder.

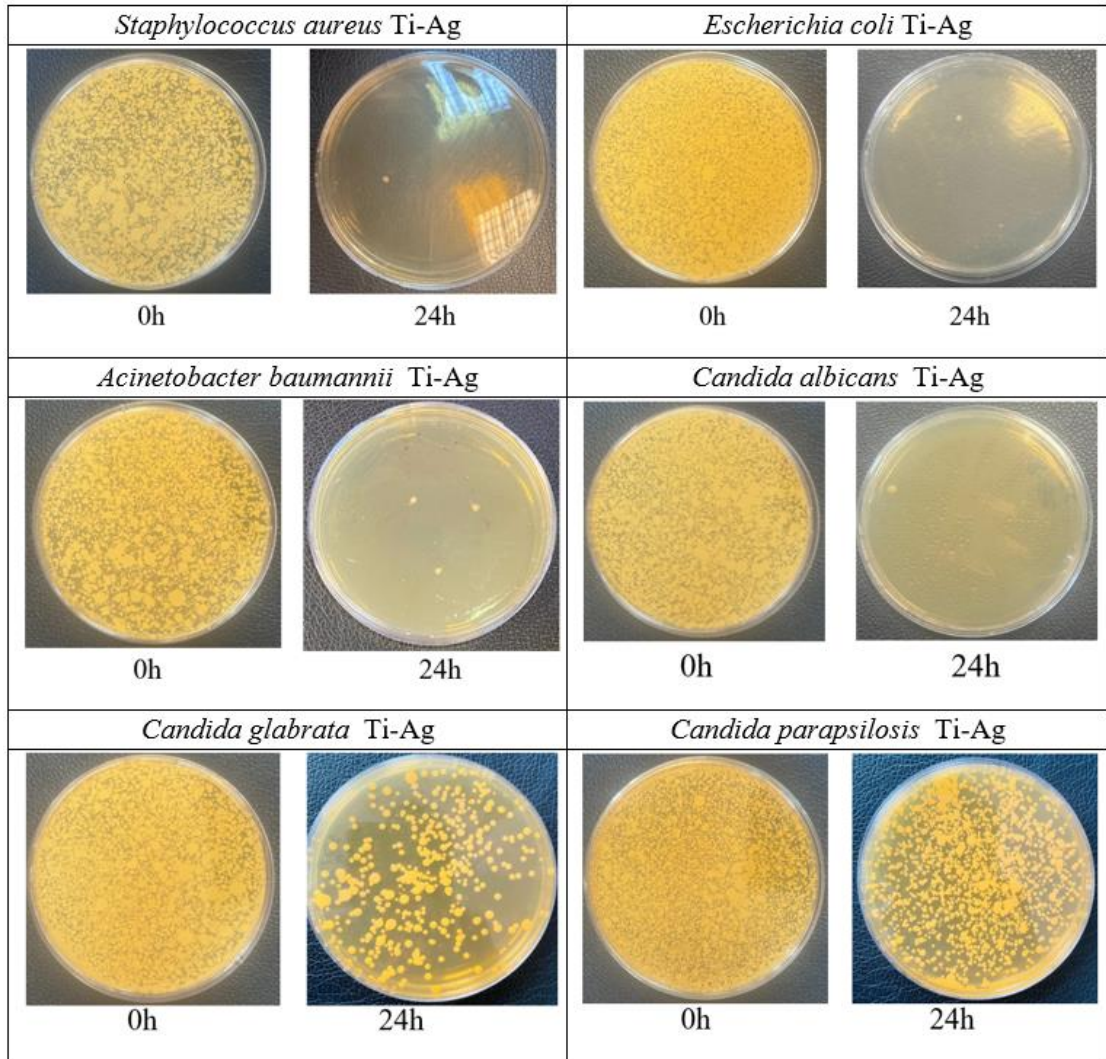
Antibakteriyel testler

Yapılan çalışmada, altlıklar ve sadece ince film olmak üzere Ti-Cu ve Ti-Ag kaplamalarının çeşitli mikroorganizmalara karşı antibakteriyel ve antifungal özellikleri değerlendirilmektedir (Association 2000). Test edilen mikroorganizmalar arasında Gram-pozitif *Staphylococcus aureus*, Gram-negatif *Escherichia coli*, *Acinetobacter baumannii* ve maya türleri *Candida albicans*, *Candida glabrata* ve *Candida parapsilosis* yer aldı. Kaplamaların etkinliği, 24 saatlik inkübasyon sonrası CFU/mL’deki azalmanın ölçülmesiyle değerlendirilir (Rashid *et al.* 2022). Bulgular, Ti-Cu ve Ti-Ag kaplamalarının güçlü antibakteriyel ve antifungal özelliklere sahip olduğunu göstermektedir (Tablo 13). Bakteriyel suşlar için, Ti-Cu kaplamaları %93,5 ile %98,6 arasında bir azalma gösterirken, Ti-Ag kaplamaları %89,6 ile %99,5 arasında bir azalma sağladı. Maya türleri için, Ti-Cu kaplamaları %23,6 ile %99,3 arasında bir azalma sağlarken, Ti-Ag kaplamaları %9,1 ile %99,2 arasında bir azalma gösterdi. Çalışma ayrıca, hem Ti-Cu hem de Ti-Ag kaplamalarının *Candida albicans*’a karşı yüksek antifungal aktivite gösterdiğini, ancak *Candida non-albicans* türleri olan *Candida glabrata* ve *Candida parapsilosis*’e karşı daha düşük etkinlik sergilediğini göstermektedir. Ti-Cu ve Ti-Ag kaplamaları, sırasıyla %23,6 ile %59,6 ve %9,1 ile %57,7 arasında daha düşük aktivite göstermiştir. Bu sonuçlar, Ti-Cu ve Ti-Ag kaplamalarının mikroorganizma sayısını önemli ölçüde azalttığını ve bu kaplamaların artırılmış antimikrobiyal özellikler gerektiren uygulamalar için umut verici adaylar olduğunu önermektedir.

Tablo 13. Altlık ve Ti-Cu/Ti-Ag Kaplamaların Antimikrobiyal Aktivitesi

Mikroorganizmalar	Maruz Kalma süresi (s)					
	0 CFU/mL	24 CFU/mL (BA/FA)				
		316L altlık	CoCrw altlık	Ti6Al4V altlık	Ti-Cu kaplama	Ti-Ag kaplama
<i>Staphylococcus aureus</i>	5,3X10 ⁶	5,2X10 ⁶ (1,9)	5,1X10 ⁶ (3,8)	5,1X10 ⁶ (3,8)	7,2X10 ⁴ (98,6)	2,8X10 ⁴ (99,5)
<i>Escherichia coli</i>	6,7X10 ⁶	6,4X10 ⁶ (4,5)	6,5X10 ⁶ (3)	6,2X10 ⁶ (7,5)	9,3X10 ⁴ (98,6)	9,3X10 ⁴ (98,6)
<i>Acinetobacter baumannii</i>	5,1X10 ⁶	5,1X10 ⁶ (0)	5,0X10 ⁶ (2)	5,1X10 ⁶ (0)	3,3X10 ⁵ (93,5)	5,3X10 ⁵ (89,6)
<i>Candida albicans</i>	4,8X10 ⁶	4,4X10 ⁶ (8,3)	4,7X10 ⁶ (2,1)	4,5X10 ⁶ (6,2)	3,3X10 ⁴ (99,3)	4,3X10 ⁴ (99,2)
<i>Candida glabrata</i>	5,2X10 ⁶	4,9X10 ⁶ (5,8)	5,1X10 ⁶ (1,9)	5,2X10 ⁶ (0)	2,1X10 ⁶ (59,6)	2,2X10 ⁶ (57,7)
<i>Candida parapsilosis</i>	5,5X10 ⁶	5,3X10 ⁶ (3,6)	5,5X10 ⁶ (0)	5,2X10 ⁶ (5,4)	4,2X10 ⁶ (23,6)	5,0X10 ⁶ (9,1)

CFU/ml: Koloni Oluşturan Birimler/Mililitre, **BA/FA:** Antibakteriyel Aktivite/Antifungal Aktivite

**Şekil 51.** Ti-Ag Kaplamaların Antimikrobiyal Aktivite Görüntüleri

SONUÇ ve ÖNERİLER

Bu tez çalışması kapsamında 316 L, CoCrW ve Ti6Al4V metalik tozlar kullanılarak SLE yöntemiyle altlık olarak kullanılmak üzere numuneler üretilmiş ve bu örneklerin yüzeylerine Ti-Cu ve Ti-Ag kaplanarak ince filmler elde edilmiştir. PVD magnetron saçtırma yöntemiyle elde edilen Ti-Cu ve Ti-Ag İFMC'lerin karakterizasyonu, yüzey mikro yapısı, fizikokimyasal özellikleri tribolojik özellikler, ıslanabilirlik (hidrofobik-hidrofilik) ve antibakteriyel özellikleri incelenerek elde edilen sonuçlar aşağıda özetlenmiştir.

- SLE üretim yöntemi ile 316L, CoCrW ve Ti6Al4V metalik tozları kullanılarak 20x20x5 mm³ boyutlarında altlıklar/numuneler imal edilmiştir. Elde edilen parçaların yüzey pürüzlülüğünün yüksek olduğu gözlemlenmiştir. Bu durumun, SLE yöntemindeki hızlı katılaşma sürecinden kaynaklandığı düşünülmektedir.
- Her bir biriktirme işlemi için 130 dakika süre ayrılmış ve bu sürenin sonunda en ince yüzey kalınlığı 1.11 µm ile CoCrW altlık üzerine biriktirilen Ti-Cu kaplama olarak ölçülmüştür. Buna karşılık, en yüksek kaplama kalınlığı 1.57 µm ile Ti6Al4V altlık üzerine biriktirilen Ti-Ag kaplama olarak tespit edilmiştir. Bu sonuçlar, farklı altlık malzemelerinin kaplama kalınlığı üzerinde önemli bir etkisi olduğunu göstermektedir. Özellikle Ti6Al4V altlığının yüzey özelliklerinin, Ti-Ag kaplamanın daha kalın bir şekilde birikmesine imkan sağladığı düşünülmektedir.
- XRD analizlerinde beklendiği gibi altlık malzemelerin polikristal yapıları tespit edilmiştir. Ti-Cu kaplamada keskin piklere rastlanmamış geniş yayvan pik aralığı ile yapının amorf olduğu görülmüştür. Aynı şekilde Ti-Ag biriktirmede de pikler yayvan şekilde genel olarak amorf yapıya işaret ederken nanokristal yapıya da rastlanmıştır. Bu sonuçlar, kaplama sürecinin malzemenin mikro yapısını önemli ölçüde etkilediğini ortaya koymaktadır.
- SEM görüntülerinde, Ti-Cu kaplamaların tane sınırlarında çatlaklar tespit edilmiştir. Bu çatlakların, kaplamadaki yüksek Cu oranı ve artan kaplama kalınlığı ile ilişkili olduğu düşünülmektedir. Cu'nun kırılgan yapısı ve kalın kaplamanın iç gerilimleri, çatlak oluşumunu tetiklemiş olabilir. Buna karşılık, Ti-Ag kaplamalar çatlaksız ve daha homojen bir yüzey yapısı sergilemiştir. Bu durum, gümüşün sünek yapısına ve daha dengeli birikim özelliklerine atfedilmiştir. Bu sonuçlar, kaplama malzemesi seçiminin yüzey morfolojisi ve mekanik özellikler üzerinde belirleyici bir rol oynadığını göstermektedir.

- EDX analizlerinde Ti içeriği, özellikle Ti6Al4V altlıklarda daha yüksek oranda kalmasının nedeni, Ti6Al4V'nin kaplamayla aynı element temelli olması ve Ti'nin yüzeyde daha kararlı bir şekilde birikmesini kolaylaştırmasına atfedilmiştir.
- XRD analizlerinde gözlemlenemeyen oksijen varlığı XPS analizlerinde tespit edilmiştir. Ti-Cu ve Ti-Ag biriktirme sonrasında XPS analizlerinde yapı içerisinde bulunan C elementi yüzey adsorpsiyonundan geldiği düşünülmektedir.
- Yapılan AFM analizleri sonucunda, yüzey pürüzlülük (Ra) değerleri incelenmiştir. En düşük pürüzlülük değeri 14.56 nm ile Ti-Cu kaplı CoCrW altlıkta ölçülürken, en yüksek pürüzlülük değeri 47.97 nm ile Ti-Ag kaplı 316L altlıkta tespit edilmiştir. Ti-Cu kaplamalar genel olarak daha düşük pürüzlülük değerleri sergilerken, Ti-Ag kaplamalar daha yüksek pürüzlülük göstermiştir. Bu sonuçlar, kaplama malzemesi ve altlık türünün yüzey pürüzlülüğü üzerinde önemli bir etkisi olduğunu ortaya koymaktadır.
- Taban/altlık numunelerin su temas açısı 51.6° – 83° aralığında olduğu, bu nedenle örneklerin hidrofilik olduğu tespit edilmiştir. Ti-Cu İFMC kaplama neticesinde su temas açısı 27.6° – 30.31° kadar düşmüştür. Bu değer Ti-Ag İFMC kaplamada daha da düşerek 7.62° – 9.68° aralığında (süper hidrofiliğe yakın) ölçülmüştür. Bu sonuçlar, Ti-Ag ince filmlerin hidrofilik özellikler açısından en ideal kaplama olduğunu göstermektedir.
- 316L altlık malzemedede yüzey enerjisi en düşük çıkmış olup, bunun nedeni temas açısının en yüksek olmasıdır. En yüksek yüzey enerjisi ise Ti-Ag (316L altlık) kaplamada ölçülmüş ve bu durum, aynı zamanda en düşük temas açısı ile ilişkilendirilmiştir.
- PVD magnetron saçtırma ile yapılan Ti-Cu ve Ti-Ag kaplamalar altlıkların sertliğini bariz bir şekilde arttırmamıştır. En bariz fark CoCrW altlık ile bu altlık üzerine kaplanan Ti-Ag kaplaması olmuştur. Sert altlık malzeme üzerine biriktirilen Ti-Ag kaplamanın sertliğini belli ölçüde arttırdığı çıkarımı yapılabilir.
- Altlıklar arasında en düşük COF değeri CoCrW altlıktır. Ti-Cu kaplamalarda Ti-Cu CoCrW en düşük sürtünme katsayısına sahiptir. Ti-Cu 316L ve Ti-Cu Ti6Al4V ise daha yüksek değerdedir. Ti-Ag kaplamaların genelde daha düşük COF değerine sahip olduğu gözlenmektedir. Ti-Cu (Ti6Al4V altlık) filmdeki aşınma genişliği ve aşınma oranı en yüksek değerdedir ve en fazla aşınan

kaplama olmuştur. Bu nedeni olarak, film kaplama kalınlığının yüksek olması, yüzeydeki çatlaklıklar ve Ra değerinin yüksek aşınmayı tetiklediği düşünülebilir. Aşınma iz genişliği ve aşınma oranı en düşük olan altlık CoCrW olup bu, numunelerin sertliğine atfedilebilir.

- Ti-Cu ve Ti-Ag ince filmlerin korozyon özellikleri karşılaştırılmıştır. Ti-Ag kaplamaların, Ti-Cu filmlere oranla her üç altlık üzerinde de korozyon dirençlerinin daha yüksek olduğu bulunmuştur. Ti-Ag kaplamalarının içerdiği Ag'nin düşüş korozyon etkisi ve güçlü antibakteriyel özellikleriyle, enfeksiyon riskinin yüksek olduğu ortamlarda (örneğin ortopedik ve dental implantlarda) büyük avantaj sağlayabileceği, Ti-Cu kaplamaların ise, uygun altlıklarla kullanıldığında, özellikle mekanik dayanıklılığı ve mukavemet gerektiren ortopedik implantlar gibi uygulamalarda tercih edilebileceği öngörülmüştür.
- Ti-Cu ve Ti-Ag kaplı yüzeylerin çeşitli mikroorganizmalara karşı antibakteriyel ve antifungal özellikleri araştırılmıştır. Bulgular, özellikle bakteriyel türlere karşı Ti-Cu ve Ti-Ag kaplamalarının yüksek etkinlik gösterdiğini ortaya koymuştur. Maya türleri üzerindeki testler, kaplamaların etkinliğinde daha belirgin bir varyasyon olduğunu göstermiştir. Bu farklılıklar, Candida non-albicans türlerinin metal iyonlarına karşı direnç geliştirme potansiyelleri ve biyofilm oluşturma yetenekleri nedeniyle daha dirençli olabileceğini düşündürmektedir. Ti-Cu ve Ti-Ag kaplamalarının yüksek antibakteriyel ve antifungal etkinliği, bunları mikrobiyal kontaminasyonu azaltmayı hedefleyen tıbbi ve endüstriyel uygulamalar için potansiyel adaylar haline getirmektedir. Bununla birlikte, bu kaplamaların bazı mikroorganizmalara karşı sınırlı etkinliği, farklı çevresel ve uygulama koşullarında değerlendirilmesi ve geliştirilmesi gerekliliği saptanmıştır.

Tez çalışması kapsamında SLE ile imal edilen biyouyumlu numuneler biyomedikal kullanım için güçlü adaylardır. Ti-Cu kaplamalar, yüksek mukavemet gerektiren ortopedik implantlar ve mekanik dayanıklılığın ön planda olduğu uygulamalarda ideal bir seçenek sunarken, Ti-Ag kaplamalar ise antibakteriyel özellikleri ve biyouyumluluğu sayesinde enfeksiyon riskinin azaltılmasının kritik olduğu medikal cihazlar ve yumuşak doku implantlarında daha uygun bir çözüm sunmaktadır.

Ti-Cu ve Ti-Ag İFMC yüksek antimikrobiyal etkinliklerine rağmen, belirli mikroorganizmalara (Candida non-albicans türleri olan Candida glabrata ve Candida parapsilosis) karşı sınırlı etkilerinden dolayı, farklı koşullar altında daha kapsamlı değerlendirmelere tabi tutulması ve uzun vadeli in vivo çalışma yapılması önerilmektedir.

KAYNAKLAR

- Airao, J., H. Kishore and C. K. Nirala (2023). Comparative analysis of tool wear in micro-milling of wrought and selective laser melted Ti6Al4V. *Wear* 523, 204788.
- Al-Aloosi, R. A., O. Çomakli, M. Yazici and Z. A. Taha (2023). Influence of scanning velocity on a CoCrMoW alloy built via selective laser melting: microstructure, mechanical, and tribological properties. *Journal of Materials Engineering and Performance* 32(15), 6717-6724.
- Alsalla, H. H., C. Smith and L. Hao (2018). Effect of build orientation on the surface quality, microstructure and mechanical properties of selective laser melting 316L stainless steel. *Rapid prototyping journal* 24(1), 9-17.
- Alvi, S., K. Saeidi and F. Akhtar (2020). High temperature tribology and wear of selective laser melted (SLM) 316L stainless steel. *Wear* 448-449, 203228.
- Arango, S., A. Peláez-Vargas and C. García (2012). Coating and surface treatments on orthodontic metallic materials. *Coatings* 3(1), 1-15.
- Asri, R., W. Harun, M. Samykano, N. Lah, S. Ghani, F. Tarlochan and M. Raza (2017). Corrosion and surface modification on biocompatible metals: A review. *Materials Science and Engineering: C* 77, 1261-1274.
- Association, J. S. (2000). Antimicrobial products: Test for antimicrobial activity and efficacy. Japanese Industrial Standard 2000; JIS Z 2801.
- Aydemir, T., J. I. Pastore, E. Jimenez-Pique, J. J. Roa, A. R. Boccaccini and J. Ballarre (2021). Morphological and mechanical characterization of chitosan/gelatin/silica-gentamicin/bioactive glass coatings on orthopaedic metallic implant materials. *Thin Solid Films* 732, 138780.
- Aykac, E. and M. Turkmen (2022). Investigation of the Biocompatibility of Laser Treated 316L Stainless Steel Materials. *Coatings* 12(12), 1821.
- Balakrishnan, B., P. A. Hassan and A. K. Tyagi (2022). An Introduction to Biomaterials. *Engineered Biomaterials: Progress and Prospects*, World Scientific: 1-57.
- Bandekhoda, M. R., M. H. Mosallanejad, M. Atapour, L. Iuliano and A. Saboori (2024). Investigation on the potential of laser and electron beam additively manufactured Ti-6Al-4V components for orthopedic applications. *Metals and Materials International* 30(1), 114-126.
- Bandyopadhyay, A., S. Ciliveri and S. Bose (2022). Metal additive manufacturing for load-bearing implants. *Journal of the Indian Institute of Science* 102(1), 561-584.
- Bartolomeu, F., M. Buciumeanu, E. Pinto, N. Alves, O. Carvalho, F. Silva and G. Miranda (2017). 316L stainless steel mechanical and tribological behavior—A comparison between selective laser melting, hot pressing and conventional casting. *Additive Manufacturing* 16, 81-89.
- Bhaduri, S. B. and P. Sikder (2021). Biomaterials for Dental Applications. *Biomedical Materials*, 455-493.
- Birkett, M., A. W. Zia, D. K. Devarajan, Soni, M. I. Panayiotidis, T. J. Joyce, M. M. Tambuwala and Á. Serrano-Aroca (2023). Multi-functional bioactive silver- and copper-doped diamond-like carbon coatings for medical implants. *Acta Biomaterialia* 167, 54-68.

- Cam, G. and M. Koçak (1998). Progress in joining of advanced materials Part 2: Joining of metal matrix composites and joining of other advanced materials. *Science and Technology of Welding and Joining* 3(4), 159-175.
- Cesiulis, H., N. Tsyntaru, A. Ramanavicius and G. Ragoisha (2016). The study of thin films by electrochemical impedance spectroscopy. *Nanostructures and thin films for multifunctional applications: technology, properties and devices*, 3-42.
- Chong, E. T. J., J. W. Ng and P.-C. Lee (2023). Classification and Medical Applications of Biomaterials-A Mini Review. *BIO integration* 4(2), 54-61.
- Davoodi, E., H. Montazerian, A. Mirhakimi, M. Zhianmanesh, O. Ibhaddode, S. Shahabad, R. Esmailizadeh, E. Sarikhani, S. Toorandaz, et al. (2022). Additively manufactured metallic biomaterials. *Bioact Mater* 15: 214-249.
- Davoodi, E., H. Montazerian, A. S. Mirhakimi, M. Zhianmanesh, O. Ibhaddode, S. I. Shahabad, R. Esmailizadeh, E. Sarikhani, S. Toorandaz, et al. (2022). Additively manufactured metallic biomaterials. *Bioactive Materials* 15, 214-249.
- de Viteri, V. S. and E. Fuentes (2013). Titanium and titanium alloys as biomaterials. *Tribology-fundamentals and advancements* 1(5), 154-181.
- Deng, Y., W. Chen, B. Li, C. Wang, T. Kuang and Y. Li (2020). Physical vapor deposition technology for coated cutting tools: A review. *Ceramics International* 46(11), 18373-18390.
- Depla, D., S. Mahieu and J. E. Greene (2010). Chapter 5 - Sputter Deposition Processes. *Handbook of Deposition Technologies for Films and Coatings (Third Edition)*. P. M. Martin. Boston, William Andrew Publishing: 253-296.
- Erener, G., Gezer, İ., & Bahçe, E. (2022). Eklemleri İmalat ve Geleneksel İmalat Yöntemi ile Üretilen CoCr Alaşımı Yüzeylerde Hidroksiapatit (HAp) Kaplamanın Karşılaştırılması. *Yüzüncü Yıl Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü Dergisi*, 27(1), 39-49.
- Fe-Perdomo, I. L., J. A. Ramos-Grez, G. Beruvides and R. A. Mujica (2021). Selective laser melting: lessons from medical devices industry and other applications. *Rapid prototyping journal* 27(10), 1801-1830.
- Fitzgerald, A., M. Simpson, G. Dederski, P. Moir, A. Matthews and D. Tither (1988). Triode technology in the sputter deposition of carbon films. *Carbon* 26(2), 229-234.
- Fu, W., S. Liu, J. Jiao, Z. Xie, X. Huang, Y. Lu, H. Liu, S. Hu, E. Zuo, et al. (2022). Wear Resistance and Biocompatibility of Co-Cr Dental Alloys Fabricated with CAST and SLM Techniques. *Materials* 15(9), 3263.
- Galeano-Osorio, D. S., S. Vargas, J. M. Vélez, A. Mello, M. N. Tanaka and C. E. Castano (2020). Hemocompatibility of plasma nitrided 316L stainless steel: Effect of processing temperature. *Applied surface science* 509, 144704.
- Gao, W., Y. Zhang, D. Ramanujan, K. Ramani, Y. Chen, C. B. Williams, C. C. L. Wang, Y. C. Shin, S. Zhang, et al. (2015). The status, challenges, and future of additive manufacturing in engineering. *Computer-Aided Design* 69, 65-89.
- George, J. (1992). Preparation of thin films, CRC press.
- Ghaemifar, S. and H. Mirzadeh (2023). Precipitation kinetics of gamma double prime phase during direct aging treatment of Inconel 718 superalloy additively manufactured by selective laser melting. *Journal of Materials Research and Technology* 27, 4248-4255.

- Greene, J. E. (2017). Tracing the recorded history of thin-film sputter deposition: From the 1800s to 2017. *Journal of Vacuum Science & Technology A* 35(5).
- Gu, D. (2023). Chapter 1 - Material-structure-performance integrated laser-metal additive manufacturing. *Laser Additive Manufacturing of Metallic Materials and Components*. D. Gu, Elsevier: 1-33.
- Gushchina, M. O., Y. O. Kuzminova, E. A. Kudryavtsev, K. D. Babkin, V. D. Andreeva, S. A. Evlashin and E. V. Zemlyakov (2022). Effect of scanning strategy on mechanical properties of Ti-6Al-4V alloy manufactured by laser direct energy deposition. *Journal of Materials Engineering and Performance* 31(4), 2783-2791.
- Hishimone, P. N., H. Nagai and M. Sato (2020). Methods of fabricating thin films for energy materials and devices. *Lithium-ion Batteries-Thin Film for Energy Materials and Devices*, IntechOpen.
- Huang, X., Y. Lou, Y. Duan, H. Liu, J. Tian, Y. Shen and X. Wei (2024). Biomaterial scaffolds in maxillofacial bone tissue engineering: A review of recent advances. *Bioactive Materials* 33, 129-156.
- Ivanova, E. P., K. Bazaka and R. J. Crawford (2014). 6 - Cytotoxicity and biocompatibility of metallic biomaterials. *New Functional Biomaterials for Medicine and Healthcare*. E. P. Ivanova, K. Bazaka and R. J. Crawford, Woodhead Publishing: 148-172.
- Jain, N. K., M. S. Sawant, S. H. Nikam and S. Jhavar (2016). Metal deposition: Plasma-based processes. *Encyclopedia of Plasma Technology*, 722-740.
- Jaishankar, M., T. Tseten, N. Anbalagan, B. B. Mathew and K. N. Beeregowda (2014). Toxicity, mechanism and health effects of some heavy metals. *Interdiscip Toxicol* 7(2), 60-72.
- Joshua, R. J. N., S. A. Raj, M. T. Hameed Sultan, A. Łukaszewicz, J. Józwik, Z. Oksiuta, K. Dziedzic, A. Tofil and F. S. Shahar (2024). Powder Bed Fusion 3D Printing in Precision Manufacturing for Biomedical Applications: A Comprehensive Review. *Materials* 17(3), 769.
- Ju, H., L. Yu, D. Yu, I. Asempah and J. Xu (2017). Microstructure, mechanical and tribological properties of TiN-Ag films deposited by reactive magnetron sputtering. *Vacuum* 141, 82-88.
- Korkmaz, M. E., M. K. Gupta, G. Robak, K. Moj, G. M. Krolczyk and M. Kuntoğlu (2022). Development of lattice structure with selective laser melting process: A state of the art on properties, future trends and challenges. *Journal of Manufacturing Processes* 81, 1040-1063.
- Kumar, A., P. Kumar, R. K. Mittal and V. Gambhir (2023). Chapter 12 - Materials processed by additive manufacturing techniques. *Advances in Additive Manufacturing*. A. Kumar, R. K. Mittal and A. Haleem, Elsevier: 217-233.
- Kumar, S. A., P.-H. Lo and S.-M. Chen (2008). Electrochemical selective determination of ascorbic acid at redox active polymer modified electrode derived from direct blue 71. *Biosensors and Bioelectronics* 24(4), 518-523.
- Li, J., H. Wu, H. Liu and D. Zuo (2023). Surface and property characterization of selective laser-melted Ti-6Al-4V alloy after laser polishing. *The International Journal of Advanced Manufacturing Technology* 128, 1-12.
- Li, T., P. Wong, S. Chang, P. Tsai, J. Jang and J. Huang (2017). Biocompatibility study on Ni-free Ti-based and Zr-based bulk metallic glasses. *Materials Science and Engineering: C* 75, 1-6.

- Li, Z.-C., J. Xu, D.-H. Zhang, Z.-H. Xu, S.-R. Yang, D.-B. Shan and B. Guo (2021). High-temperature oxidation behaviors of TA15 titanium alloy after mechanical grinding and laser cleaning. *Coatings* 11(9), 1090.
- Li, Z., Z. Huang, F. Sun, X. Li and J. Ma (2020). Forming of metallic glasses: Mechanisms and processes. *Materials Today Advances* 7, 100077.
- Liang, X., D. King and A. Weimer (2013). Ceramic ultra-thin coatings using atomic layer deposition. *Ceramic Nanocomposites*, Elsevier: 257-283.
- Liu, G., X. Zhang, X. Chen, Y. He, L. Cheng, M. Huo, J. Yin, F. Hao, S. Chen, et al. (2021). Additive manufacturing of structural materials. *Materials Science and Engineering: R: Reports* 145, 100596.
- Liu, J., K. Wang, X. Li, X. Zhang, X. Gong, Y. Zhu, Z. Ren, B. Zhang and J. Cheng (2023). Biocompatibility and osseointegration properties of a novel high strength and low modulus β -Ti10Mo6Zr4Sn3Nb alloy. *Frontiers in bioengineering and biotechnology* 11, 1127929.
- Liu, S., Z. Zhang, J. Zhang, G. Qin and E. Zhang (2021). Construction of a TiO₂/Cu₂O multifunctional coating on Ti-Cu alloy and its influence on the cell compatibility and antibacterial properties. *Surface and Coatings Technology* 421, 127438.
- Liu, Z., A. Neville and R. L. Reuben (2002). The effect of film thickness on initial friction of elastic-plastically rough surface with a soft thin metallic film. *J. Trib.* 124(3), 627-636.
- Lopes, C., C. Gabor, D. Cristea, R. Costa, R. P. Domingues, M. S. Rodrigues, J. Borges, E. Alves, N. P. Barradas, et al. (2020). Evolution of the mechanical properties of Ti-based intermetallic thin films doped with different metals to be used as biomedical devices. *Applied surface science* 505, 144617.
- Lopes, C., C. Gonçalves, J. Borges, T. Polcar, M. Rodrigues, N. Barradas, E. Alves, E. Le Bourhis, F. Couto, et al. (2015). Evolution of the functional properties of titanium–silver thin films for biomedical applications: Influence of in-vacuum annealing. *Surface and Coatings Technology* 261, 262-271.
- Lu, D., J. Yang, X. Wang, S. Gao, M. Li and H. Ji (2025). Effect of sputtering power on the microstructure and properties of silver films prepared by magnetron sputtering. *Materials Today Communications* 42, 111288.
- Lu, Y., X. Xu, C. Yang, S. Hosseinkhani, C. Zhang, K. Luo, K. Tang, K. Yang and J. Lin (2023). Copper modified cobalt-chromium particles for attenuating wear particle induced-inflammation and osteoclastogenesis. *Biomaterials Advances* 147, 213315.
- Luigi, C., I. Roberta, M. Maria, P. Paolo, A. Sculean and M. Del Fabbro (2023). Nano-superhydrophilic and bioactive surface in poor bone environment. Part 1: transition from primary to secondary stability. A controlled clinical trial.
- Lukose, C. C., I. Anestopoulos, L. Bowen, M. I. Panayiotidis and M. Birkett (2023). Adatom controlled emergence of high hardness in biocompatible beta-Ti3Au intermetallic thin film surfaces. *Surfaces and Interfaces* 40, 103034.
- Lukose, C. C., I. Anestopoulos, I.-S. Panagiotidis, G. Zoppi, A. M. Black, L. G. Dover, L. Bowen, Á. Serrano-Aroca, T. X. Liu, et al. (2023). Biocompatible Ti3Au–Ag/Cu thin film coatings with enhanced mechanical and antimicrobial functionality. *Biomaterials Research* 27(1), 93.

- Lukose, C. C., C. Chavignon, T. Mantso, M. I. Panayiotidis and M. Birkett (2022). Enhanced mechanical and biocompatibility performance of Ti (1-x) Ag (x) coatings through intermetallic phase modification. *Materials Characterization* 194, 112401.
- Lukose, C. C., C. Chavignon, T. Mantso, M. I. Panayiotidis and M. Birkett (2022). Enhanced mechanical and biocompatibility performance of Ti(1-x)Ag(x) coatings through intermetallic phase modification. *Materials Characterization* 194, 112401.
- M, R., L. M, K. H and S. V. P (2023). Mechanical and tribological properties of SS316L with comparison of SLM and casting methods. *Materials Today: Proceedings*.
- Mahmoudi, P., M. R. Akbarpour, H. B. Lakeh, F. Jing, M. R. Hadidi and B. Akhavan (2022). Antibacterial Ti–Cu implants: A critical review on mechanisms of action. *Materials Today Bio* 17, 100447.
- Mahmud, M. Z. A., M. H. Mobarak, N. Hossain, M. A. Islam and M. T. Rayhan (2023). Emerging breakthroughs in biomaterials for orthopedic applications: A comprehensive review. *Bioprinting* 36, e00323.
- Maphanga, C., S. Manoto, S. Ombinda-lemboumba and Y. Ismail (2023). Localized surface plasmon resonance biosensing of Mycobacterium tuberculosis biomarker for TB diagnosis, *Sens. Bio-Sensing Res.*
- Matassi, F., L. Nistri, D. C. Paez and M. Innocenti (2011). New biomaterials for bone regeneration. *Clinical cases in mineral and bone metabolism* 8(1), 21.
- Materials, A. S. T. (2012). *Standard Terminology for Additive Manufacturing Technologies: ASTM F2792-12A*, ASTM International.
- Mengucci, P., G. Barucca, A. Gatto, E. Bassoli, L. Denti, F. Fiori, E. Girardin, P. Bastianoni, B. Rutkowski, et al. (2016). Effects of thermal treatments on microstructure and mechanical properties of a Co–Cr–Mo–W biomedical alloy produced by laser sintering. *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials* 60, 106-117.
- Mina-Aponzá, S., S. P. Castro-Narváez, L. D. Caicedo-Bejarano and F. Bermeo-Acosta (2021). Study of titanium–silver monolayer and multilayer films for protective applications in biomedical devices. *Molecules* 26(16), 4813.
- Nakano, T. (2010). 3 - Mechanical properties of metallic biomaterials. *Metals for Biomedical Devices*. M. Niinomi, Woodhead Publishing: 71-98.
- Nayak, S. K., M. A. Faridi, G. M, A. Kumar and T. Laha (2022). Fe-based metallic glass composite coatings by HVOF spraying: Influence of Mo on phase evolution, wear and corrosion resistance. *Materials Characterization* 191, 112149.
- Ngo, T. D., A. Kashani, G. Imbalzano, K. T. Q. Nguyen and D. Hui (2018). Additive manufacturing (3D printing): A review of materials, methods, applications and challenges. *Composites Part B: Engineering* 143, 172-196.
- Nguyen, H. D., A. Pramanik, A. K. Basak, Y. Dong, C. Prakash, S. Debnath, S. Shankar, I. S. Jawahir, S. Dixit, et al. (2022). A critical review on additive manufacturing of Ti-6Al-4V alloy: microstructure and mechanical properties. *Journal of Materials Research and Technology* 18, 4641-4661.
- Nimalan, T. and M. Begam (2024). Physical and chemical methods: a review on the analysis of deposition parameters of thin film preparation methods. *Int. J. Thin. Fil. Sci. Tec* 13(1), 59-66.
- Oymak, M. A., E. Bahçe and İ. Gezer (2024). Experimental and numerical study on micro-milling of CoCrW alloy produced by selective laser melting and casting. *Proceedings*

of the Institution of Mechanical Engineers, Part B: Journal of Engineering Manufacture, 09544054231215107.

- Panjan, P., D. K. Merl, F. Zupanič, M. Čekada and M. Panjan (2008). SEM study of defects in PVD hard coatings using focused ion beam milling. *Surface and Coatings Technology* 202(11), 2302-2305.
- Patel, S. K., B. K. Swain, A. Behera and S. S. Mohapatra (2020). Metallic glasses: a revolution in material science. *Metallic Glasses*.
- Peltola, S. M., F. P. Melchels, D. W. Grijpma and M. Kellomäki (2008). A review of rapid prototyping techniques for tissue engineering purposes. *Annals of medicine* 40(4), 268-280.
- Pesode, P. and S. Barve (2022). Additive manufacturing of metallic biomaterials and its biocompatibility. *Materials Today: Proceedings*.
- Pesode, P. and S. Barve (2023). Additive manufacturing of magnesium alloys and its biocompatibility. *Bioprinting* 36, e00318.
- Pinotti, F. E., M. A. T. Aron, G. J. P. L. d. Oliveira, E. Marcantonio Junior and R. A. C. Marcantonio (2022). Implants with hydrophilic surfaces equalize the osseointegration of implants in normo-and hyperglycaemic rats. *Brazilian Dental Journal* 33, 71-77.
- Pinotti, F. E., G. J. P. L. de Oliveira, M. A. Aroni, R. A. Marcantonio and E. Marcantonio Jr (2018). Analysis of osseointegration of implants with hydrophilic surfaces in grafted areas: A Preclinical study. *Clinical oral implants research* 29(10), 963-972.
- Popovich, A. and V. Sufiiarov (2016). Metal powder additive manufacturing. *New trends in 3D printing*, IntechOpen.
- Prakash, C., S. Singh, H. Kopperi, S. Ramakrihna and S. V. Mohan (2021). Comparative job production based life cycle assessment of conventional and additive manufacturing assisted investment casting of aluminium: A case study. *Journal of Cleaner Production* 289, 125164.
- Pujar, M. G., N. Parvathavarthini and R. Dayal (2007). Some aspects of corrosion and film formation of austenitic stainless steel type 316LN using electrochemical impedance spectroscopy (EIS). *Journal of Materials Science* 42, 4535-4544.
- Radtke, A., M. Grodzicka, M. Ehlert, T. M. Muzioł, M. Szkodo, M. Bartmański and P. Piszczek (2018). Studies on silver ions releasing processes and mechanical properties of surface-modified titanium alloy implants. *International Journal of Molecular Sciences* 19(12), 3962.
- Rajan, S. T. and A. Arockiarajan (2021). Thin film metallic glasses for bioimplants and surgical tools: A review. *Journal of Alloys and Compounds* 876, 159939.
- Rashid, S., G. M. Vita, L. Persichetti, G. Iucci, C. Battocchio, R. Daniel, D. Visaggio, M. Marsotto, P. Visca, et al. (2022). Biocompatibility and antibacterial properties of TiCu (Ag) thin films produced by physical vapor deposition magnetron sputtering. *Applied surface science* 573, 151604.
- Rashid, S., G. M. Vita, L. Persichetti, G. Iucci, C. Battocchio, R. Daniel, D. Visaggio, M. Marsotto, P. Visca, et al. (2022). Biocompatibility and antibacterial properties of TiCu(Ag) thin films produced by physical vapor deposition magnetron sputtering. *Applied surface science* 573, 151604.
- Ratner, B. D., A. S. Hoffman, F. J. Schoen and J. E. Lemons (2004). *Biomaterials science: an introduction to materials in medicine*, Elsevier.

- Rikhari, B., S. P. Mani and N. Rajendran (2016). Investigation of corrosion behavior of polypyrrole-coated Ti using dynamic electrochemical impedance spectroscopy (DEIS). *RSC Advances* 6(83), 80275-80285.
- Saini, J. S., C. Palian, F. Lei, A. Dyall, N. AuYeung, R. McQuade, S. K. Gupta, D. P. Cann and D. Xu (2020). Rare-earth and precious-metal free Cu-based metallic glasses with superior glass-forming ability and processability. *Applied Physics Letters* 116(1).
- Sefene, E. M. (2022). State-of-the-art of selective laser melting process: A comprehensive review. *Journal of Manufacturing Systems* 63, 250-274.
- Shi, A., C. Zhu, S. Fu, R. Wang, G. Qin, D. Chen and E. Zhang (2020). What controls the antibacterial activity of Ti-Ag alloy, Ag ion or Ti₂Ag particles? *Materials Science and Engineering: C* 109, 110548.
- Shimabukuro, M. (2020). Antibacterial property and biocompatibility of silver, copper, and zinc in titanium dioxide layers incorporated by one-step micro-arc oxidation: a review. *Antibiotics* 9(10), 716.
- Sivaperuman, K., A. Thomas, R. Thangavel, L. Thirumalaisamy, S. Palanivel, S. Pitchaimuthu, N. Ahsan and Y. Okada (2023). Binary and ternary metal oxide semiconductor thin films for effective gas sensing applications: A comprehensive review and future prospects. *Progress in Materials Science*, 101222.
- Smallman, R. E. and A. Ngan (2011). *Physical metallurgy and advanced materials*, Elsevier.
- Smigelskas, A. D. (1947). Zinc diffusion in alpha brass. *Trans. Aime* 171, 130-142.
- Sohrabi, S., J. Fu, L. Li, Y. Zhang, X. Li, F. Sun, J. Ma and W. H. Wang (2024). Manufacturing of metallic glass components: Processes, structures and properties. *Progress in Materials Science*, 101283.
- Stan, G. E., M. Montazerian, A. Shearer, B. W. Stuart, F. Bano, J. C. Mauro and J. M. Ferreira (2023). Critical advances in the field of magnetron sputtered bioactive glass thin-films: An analytical review. *Applied surface science*, 158760.
- Stendal, J., O. Fergani, H. Yamaguchi and N. Espallargas (2018). A comparative tribocorrosion study of additive manufactured and wrought 316L stainless steel in simulated body fluids. *Journal of Bio-and Tribo-Corrosion* 4, 1-10.
- Suryawanshi, J., K. Prashanth and U. Ramamurty (2017). Mechanical behavior of selective laser melted 316L stainless steel. *Materials Science and Engineering: A* 696, 113-121.
- Swann, S. (1988). Magnetron sputtering. *Physics in technology* 19(2), 67.
- Tan, S., X. Zhang, Y. Zhang, R. Zhen, X. Zhu, Z. Tian and Z. Wang (2015). Microstructure and properties of Cr-Cu-N coatings with ultra-low copper content. *Surface and Coatings Technology* 275, 270-275.
- Todros, S., M. Todesco and A. Bagno (2021). Biomaterials and their biomedical applications: From replacement to regeneration. *Processes* 9(11), 1949.
- Togawa, G., M. Takahashi, H. Tada and Y. Takada (2022). Development of Ternary Ti-Ag-Cu Alloys with Excellent Mechanical Properties and Antibiofilm Activity. *Materials* 15(24), 9011.

- Triantafyllou, G. and J. Irvine (2016). Wetting and interactions of Ag–Cu–Ti and Ag–Cu–Ni alloys with ceramic and steel substrates for use as sealing materials in a DCFC stack. *Journal of Materials Science* 51, 1766-1778.
- Tsendzughul, N. T. and A. A. Ogwu (2020). Chapter 12 - Visible light activated antimicrobial silver oxide thin films. *Advances in Medical and Surgical Engineering*. W. Ahmed, D. A. Phoenix, M. J. Jackson and C. P. Charalambous, Academic Press: 179-239.
- Velloso, G., V. Moraschini and E. D. S. P. Barboza (2019). Hydrophilic modification of sandblasted and acid-etched implants improves stability during early healing: a human double-blind randomized controlled trial. *International Journal of Oral and Maxillofacial Surgery* 48(5), 684-690.
- Violano, G., D. Dini, A. Di Bari and L. Afferrante (2023). Effect of roughness small scales on the adhesion of randomly rough surfaces with high fractal dimension. *IOP Conference Series: Materials Science and Engineering*, IOP Publishing.
- Wallinder, I. O., X. Zhang, S. Goidanich, N. Le Bozec, G. Herting and C. Leygraf (2014). Corrosion and runoff rates of Cu and three Cu-alloys in marine environments with increasing chloride deposition rate. *Science of the total environment* 472, 681-694.
- Wennerberg, A., R. Jimbo, S. Stübinger, M. Obrecht, M. Dard and S. Berner (2014). Nanostructures and hydrophilicity influence osseointegration: a biomechanical study in the rabbit tibia. *Clinical oral implants research* 25(9), 1041-1050.
- Wojcieszak, D., D. Kaczmarek, A. Antosiak, M. Mazur, Z. Rybak, A. Rusak, M. Osekowska, A. Poniedzialek, A. Gamian, et al. (2015). Influence of Cu–Ti thin film surface properties on antimicrobial activity and viability of living cells. *Materials Science and Engineering: C* 56, 48-56.
- Wojcieszak, D., M. Mazur, M. Kalisz and M. Grobelny (2017). Influence of Cu, Au and Ag on structural and surface properties of bioactive coatings based on titanium. *Materials Science and Engineering: C* 71, 1115-1121.
- Wu, L., Z. Zhou, K. Zhang, X. Zhang and G. Wang (2022). Electrochemical and passive film evaluation on the corrosion resistance variation of Fe-based amorphous coating affected by high temperature. *Journal of Non-Crystalline Solids* 597, 121892.
- Xie, G., F. Qin and S. Zhu (2013). Recent progress in Ti-based metallic glasses for application as biomaterials. *Materials Transactions* 54(8), 1314-1323.
- Xin, X. Z., N. Xiang, J. Chen and B. Wei (2012). In vitro biocompatibility of Co–Cr alloy fabricated by selective laser melting or traditional casting techniques. *Materials Letters* 88, 101-103.
- Xue, H., C. Liu, Y. Song, Y. Liang, X. Tong, Y. Wang and J. Lin (2023). Additive manufacturing of nano-W composite high Nb-TiAl alloys fabricated via selective laser melting. *Materials Letters* 347, 134569.
- Yadroitsev, I., I. Yadroitsava, P. Bertrand and I. Smurov (2012). Factor analysis of selective laser melting process parameters and geometrical characteristics of synthesized single tracks. *Rapid prototyping journal* 18(3), 201-208.
- Yang, X., Z. Zhang, T. Zhang, F. Song, X. Yao, B. Xiao, P. Lin, H. Qi, S. Liu, et al. (2024). Multi-build orientation effects on microstructural evolution and mechanical behavior of truly as-built selective laser melting Ti6Al4V alloys. *Journal of Materials Research and Technology* 30, 3967-3976.

- Zhai, W., L. Bai, R. Zhou, X. Fan, G. Kang, Y. Liu and K. Zhou (2021). Recent progress on wear-resistant materials: designs, properties, and applications. *Advanced Science* 8(11), 2003739.
- Zhang, H., C. Zhang, Q. Wang, C. Wu, S. Zhang, J. Chen and A. O. Abdullah (2018). Effect of Ni content on stainless steel fabricated by laser melting deposition. *Optics & Laser Technology* 101, 363-371.
- Zhang, P., Q. Zhang, H. Yan, Z. Yu, J. Yang, J. Chen, D. Wu, H. Shi, Y. Tian, et al. (2021). Fabrication, microstructure and micromechanical properties of Fe-based metallic glass coating manufactured by laser. *Surface and Coatings Technology* 405, 126726.
- Zou, S., Z. Zhao, W. Xu, X. Ni, L. Zhang, W. Wu, D. Kong, X. He, L. Wang, et al. (2022). Effects of scanning speeds on the wear behavior of CoCrW alloy fabricated by selective laser melting. *Optics & Laser Technology* 147, 107652.



ÖZGEÇMİŞ

Kişisel Bilgiler	
Adı Soyadı :	Çetin ÇİMEN
Doğum tarihi :	
Doğum Yeri :	
Uyruğu :	
Adres :	
Tel :	
E-mail:	
Eğitim	
Lise :	Gazi Anadolu Meslek Lisesi (1993)
Lisans :	Fırat Üniversitesi – Teknik Eğt. Fak. Makine Eğt.(1997) Fırat Üniversitesi.- Makine Mühendisliği (2015)
Yüksek lisans:	Fırat Üniversitesi – Teknik Eğt. Fak. Makine Eğt. ABD – Makine Öğrt. bilimdalı (2004)
Doktora :	
Yabancı Dil Bilgisi	
İngilizce :	İyi
Üye Olunan Mesleki Kuruluşlar	
Tezden Üretilmiş Yayınlar	