TİTANYUM İMPLANTLAR ÜZERİNE GÜMÜŞ KATKILI HİDROKSİAPATİT KAPLAMALARIN ELEKTROFORETİK YÖNTEMLE UYGULANMASI VE OSSEOINTEGRASYON ÜZERİNE ETKİLERİ

YÜKSEK LİSANS TEZİ

Hassan ALI ZADA

Danışman
Dr. Öğr. Üyesi İsmail YILDIZ

MALZEME BİLİMİ VE MÜHENDİSLİĞİ

ANABİLİM DALI

Temmuz 2026

Bu tez çalışması 25.FEN.BİL.15 numaralı proje ile BAPK tarafından desteklenmiştir.

AFYON KOCATEPE ÜNİVERSİTESİ

FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

YÜKSEK LİSANS TEZİ

TİTANYUM İMPLANTLAR ÜZERİNE GÜMÜŞ KATKILI HİDROKSİAPATİT KAPLAMALARIN ELEKTROFORETİK YÖNTEMLE UYGULANMASI VE OSSEOINTEGRASYON ÜZERİNE ETKİLERİ

Hassan ALI ZADA

Danışman

Dr. Öğr. Üyesi İsmail YILDIZ

MALZEME BİLİMİ VE MÜHENDİSLİĞİ ANABİLİM DALI

Temmuz 2026

TEZ ONAY SAYFASI

Hassan ALI ZADA tarafından hazırlanan "Titanyum İmplantlar Üzerine Gümüş Katkılı Hidroksiapatit Kaplamaların Elektroforetik Yöntemle Uygulanması ve Osseointegrasyon Üzerine Etkileri" adlı tez çalışması lisansüstü eğitim ve öğretim yönetmeliğinin ilgili maddeleri uyarınca 13 / 07 / 2026 tarihinde aşağıdaki jüri tarafından oy birliği ile Afyon Kocatepe Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü Malzeme Bilimi ve Mühendisliği Anabilim Dalı'nda YÜKSEK LİSANS TEZİ olarak kabul edilmiştir.

Danışman : Dr. Öğr. Üyesi İsmail YILDIZ …… İmza ……

Başkan : Prof. Dr. Atilla EVCİN
Afyon Kocatepe Üniversitesi,
Mühendislik Fakültesi …… İmza ……

Üye : Doç. Dr. Begüm ÜNVEROĞLU ABDİOĞLU
Ankara Yıldırım Beyazıt Üniversitesi, Mühendislik ve Doğa Bilimleri Fakültesi,
Metalurji ve Malzeme Mühendisliği
…… İmza ……

Afyon Kocatepe Üniversitesi
Fen Bilimleri Enstitüsü Yönetim Kurulu'nun
..... /..... /..... tarih ve
……. sayılı kararıyla onaylanmıştır.

…….
Prof. Dr. Bekir YALÇIN
Enstitü Müdürü

BİLİMSEL ETİK BİLDİRİM SAYFASI

Afyon Kocatepe Üniversitesi

Fen Bilimleri Enstitüsü, tez yazım kurallarına uygun olarak hazırladığım bu tez çalışmasında;

- Tez içindeki bütün bilgi ve belgeleri akademik kurallar çerçevesinde elde ettiğimi,
- Görsel, işitsel ve yazılı tüm bilgi ve sonuçları bilimsel ahlak kurallarına uygun olarak sunduğumu,
- Başkalarının eserlerinden yararlanılması durumunda ilgili eserlere bilimsel normlara uygun olarak atıfta bulunduğumu,
- Atıfta bulunduğum eserlerin tümünü kaynak olarak gösterdiğimi,
- Kullanılan verilerde herhangi bir tahrifat yapmadığımı,
- Ve bu tezin herhangi bir bölümünü bu üniversite veya başka bir üniversitede başka bir tez çalışması olarak sunmadığımı

beyan ederim.

13 / 07 / 2026

İmza

Hassan ALI ZADA

ÖZET

Yüksek Lisans Tezi

TİTANYUM İMPLANTLAR ÜZERİNE GÜMÜŞ KATKILI HİDROKSİAPATİT KAPLAMALARIN ELEKTROFORETİK YÖNTEMLE UYGULANMASI VE OSSEOINTEGRASYON ÜZERİNE ETKİLERİ

Hassan ALI ZADA
Afyon Kocatepe Üniversitesi
Fen Bilimleri Enstitüsü
Malzeme Bilimi ve Mühendisliği Anabilim Dalı
Danışman: Dr. Öğr. Üyesi İsmail YILDIZ

Titanyum ve titanyum esaslı alaşımlar, yüksek mekanik dayanımları, biyouyumlulukları ve korozyon dirençleri nedeniyle ortopedik ve dental implant uygulamalarında yaygın olarak kullanılmaktadır. Bununla birlikte, titanyumun biyolojik olarak inert yapısı osseointegrasyon sürecini sınırlayabilmekte ve implant yüzeylerinde bakteriyel enfeksiyon riski ortaya çıkabilmektedir. Bu nedenle implant yüzeylerinin biyolojik ve antibakteriyel özelliklerinin geliştirilmesine yönelik çalışmalar önem kazanmıştır.

Titanyum ve titanyum esaslı biyomalzemeler, yüksek mekanik dayanımları, biyouyumlulukları ve korozyon dirençleri nedeniyle ortopedik ve dental implant uygulamalarında yaygın olarak kullanılmaktadır. Ancak implant yüzeylerinde meydana gelebilen enfeksiyonlar ve yetersiz osseointegrasyon, implant başarısını olumsuz etkileyebilmektedir. Bu nedenle biyolojik aktivitesi yüksek ve antibakteriyel özellik kazandırılmış yüzey kaplamalarının geliştirilmesi önem taşımaktadır.

Bu çalışmada, ticari saf titanyum (cp-Ti) yüzeyler üzerine gümüş katkılı hidroksiapatit (Ag-HA) kaplamalar elektroforetik depozisyon (EPD) yöntemiyle uygulanmıştır. Farklı gümüş katkı oranları ve kaplama parametrelerinin kaplama özellikleri üzerindeki etkileri araştırılmıştır. Elde edilen kaplamaların morfolojik, kimyasal ve yapısal

karakterizasyonları sırasıyla SEM, EDX ve XRD analizleri ile gerçekleştirilmiştir. Ayrıca numunelerin korozyon davranışları ve antibakteriyel etkinlikleri incelenmiştir.

Sonuçlar, Ag-HA kaplamaların titanyum yüzey üzerinde başarılı bir şekilde oluşturulduğunu göstermiştir. Korozyon testlerinde %0,4 Ag katkılı numuneler en yüksek korozyon direncini sergilerken, daha yüksek gümüş oranlarında aglomerasyon ve mikroçatlak oluşumuna bağlı performans düşüşü gözlenmiştir. Antibakteriyel testlerde ise özellikle 60 V koşullarında üretilen kaplamaların Staphylococcus aureus ve Escherichia coli bakterilerine karşı etkili inhibisyon sağladığı belirlenmiştir.

Sonuç olarak, elektroforetik depozisyon yöntemiyle üretilen gümüş katkılı hidroksiapatit kaplamaların titanyum implantların korozyon direncini artırdığı ve önemli düzeyde antibakteriyel özellik kazandırdığı belirlenmiştir. Bu kaplamaların implant yüzey modifikasyonunda umut verici bir alternatif olduğu değerlendirilmiştir.

2026, xi + 80 sayfa

Anahtar Kelimeler: Titanyum implant, hidroksiapatit, gümüş, elektroforetik depozisyon

ABSTRACT

M.Sc. Thesis

APPLICATION OF SILVER-DOPED HYDROXYAPATITE COATINGS ON TITANIUM IMPLANTS BY ELECTROPHORETIC DEPOSITION AND THEIR EFFECTS ON OSSEOINTEGRATION

Hassan ALI ZADA

Afyon Kocatepe University

Graduate School of Natural and Applied Sciences

Department of Materials Science and Engineering

Supervisor: Asst. Prof. İsmail YILDIZ

In this research, investigates the application of silver-doped hydroxyapatite (Ag-HA) coatings on commercially pure titanium (cp-Ti) surfaces by electrophoretic deposition (EPD). Titanium and titanium-based biomaterials are widely used in orthopedic and dental implant applications due to their high mechanical strength, biocompatibility, and corrosion resistance. However, infections occurring on implant surfaces and insufficient osseointegration may adversely affect implant success. Therefore, the development of surface coatings with high biological activity and antibacterial properties has become increasingly important.

In this study, silver-doped hydroxyapatite (Ag-HA) coatings were deposited on commercially pure titanium (cp-Ti) surfaces using the electrophoretic deposition (EPD) method. The effects of different silver contents and coating parameters on coating properties were investigated. The morphological, chemical, and structural characterizations of the obtained coatings were carried out using SEM, EDX, and XRD analyses, respectively. In addition, the corrosion behavior and antibacterial activity of the samples were evaluated.

The results showed that Ag-HA coatings were successfully formed on the titanium surface. Corrosion tests revealed that samples containing 0,4 wt% Ag exhibited the highest corrosion resistance, while a decrease in performance was observed at higher silver contents due to agglomeration and microcrack formation. Antibacterial tests demonstrated that the coatings produced under 60 V conditions effectively inhibited both Staphylococcus aureus and Escherichia coli.

As a result, silver-doped hydroxyapatite coatings produced by the electrophoretic deposition method were found to enhance the corrosion resistance of titanium implants and provide significant antibacterial properties. These coatings are considered a promising alternative for implant surface modification.

2026, xi + 80 Pages

Keywords: Titanium implant, hydroxyapatite, silver, electrophoretic deposition

TEŞEKKÜR

Bu araştırmanın konusu, deneysel çalışmaların yönlendirilmesi, sonuçların değerlendirilmesi ve yazımı aşamasında yapmış olduğu büyük katkılarından dolayı tez danışmanım Sayın Dr. Öğr. Üyesi İsmail YILDIZ'a, araştırma ve yazım süresince yardımlarını esirgemeyen Sayın Prof. Dr. Atilla EVCİN'e her konuda öneri ve eleştirileriyle yardımlarını gördüğüm hocalarıma ve arkadaşlarıma teşekkür ederim.

Bu araştırma boyunca maddi ve manevi desteklerinden dolayı aileme teşekkür ederim.

Hassan ALI ZADA

Afyonkarahisar 2026

İÇİNDEKİLER DİZİNİ

Sayfa

ÖZET i
ABSTRACT iii
TEŞEKKÜR v
İÇİNDEKİLER DİZİNİ vi
SİMGELER ve KISALTMALAR DİZİNİ vii
ŞEKİLLER DİZİNİ viii
ÇİZELGELER DİZİNİ x
RESİMLER DİZİNİ xi
1. GİRİŞ 1
2. LİTERATÜR BİLGİLERİ 4
2.1 İmplantlar 4
2.1.1 Biyouyumlu İmplant Malzemeler 4
2.2. İmplant Malzemelerin Kaplama Yöntemleri 12
2.3 Kaplama Malzemeleri 19
2.4 Antimikrobiyal Metal Malzemeler 25
2.5 Osseointegrasyon 27
3. MATERYAL ve METOT 31
3.1 Materyal 31
3.2 Deneysel Çalışmalar 33
3.3.9 SEM ve EDX Analizleri 46
4. BULGULAR 48
4.1 SEM- EDX Analizleri 48
4.3 XRD Analiz Sonuçları 61
4.4 Antibakteriyel Analizleri 63
4.4. Korozyon Test Analizi 65
5.TARTIŞMA ve SONUÇ 69
6. KAYNAKÇA 73
ÖZGEÇMİŞ 80

SİMGELER ve KISALTMALAR DİZİNİ

Simgeler

2θ	Bragg açısı
Ag	Gümüş
Ti	Titanyum
$Ca_{10}(PO_4)_6(OH)_2$	Hidroksiapatit
NaCl	Sodyum klorür
Ecorr	Korozyon potansiyeli
Icorr	Korozyon akım yoğunluğu
Rp	Polarizasyon direnci
Cu-Kα	Bakır K-alfa radyasyonu
V	Volt
wt%	Ağırlıkça yüzde
°C	Derece Selsiyus
µm	Mikrometre

Kısaltmalar

ATCC	Amerikan Tip Kültür Koleksiyonu
cp-Ti	Ticari Saf Titanyum
EDX	Enerji Dağılımlı X-Işını Spektroskopisi
EPD	Elektroforetik Biriktirme
HA/HAp	Hidroksiapatit
OCP	Açık Devre Potansiyeli
SEM	Taramalı Elektron Mikroskobu
TUAM	Teknoloji Uygulama ve Araştırma Merkezi
XRD	X-Işını Kırınımı

ŞEKİLLER DİZİNİ

Sayfa

Şekil 2.1 Diş implantlarında osseointegrasyon sürecinin zamana bağlı hücresel olaylar ile gösterimi (Silva vd. 2022). 8

Şekil 2.2 Ortopedik uygulamalarda gözenekli titanyum alaşımlı implantların klinik kullanımı (Guo vd. 2025). 11

Şekil 2.4 Elektrokimyasal diyagramı (Nyongesa ve Aduda 2017). 15

Şekil 2.5 EPD hücresinin şematik gösterimi. 16

Şekil 2.7. Altıgen HAp'nin birim hücresi (Eliaz ve Metoki 2017). 21

Şekil 3.1 Deneysel çalışmaların şematik gösterimi. 34

Şekil 3.2 Numunenin hazırlanma aşaması. 39

Şekil 4.1 50V- %2 Ag numunesinin kesit görünümü. 49

Şekil 4.2 50V- %2 Ag katkılı numunenin yüzey morfolojisi. 49

Şekil 4.3 50 V – %2 Ag numunesinin SEM görüntüsü ve EDX spektrumu. 50

Şekil 4.4 50V- %4 Ag numunesine ait kesit görüntüsü. 51

Şekil 4.5 50V- %4 Ag katkılı numunenin yüzey morfolojisi. 51

Şekil 4.7 50V- %6 Ag numunesine ait kesit görüntüsü. 53

Şekil 4.8 50V- %6 Ag katkılı numunenin yüzey morfolojisi. 53

Şekil 4.9 50 V – %6 Ag numunesinin SEM görüntüsü ve EDX spektrumu. 55

Şekil 4.10 60V- %2 Ag numunesine ait kesit görüntüsü. 55

Şekil 4.11 60V- %2 Ag katkılı numunenin yüzey morfolojisi. 56

Şekil 4.12 60 V – %2 Ag numunesinin SEM görüntüsü ve EDX spektrumu. 57

Şekil 4.13 60V- %4 Ag numunesine ait kesit görüntüsü. 57

Şekil 4.14 60V- %4 Ag katkılı numunenin yüzey morfolojisi. 58

Şekil 4.15 60 V – %4 Ag numunesinin SEM görüntüsü ve EDX spektrumu. 59

Şekil 4.16 60V-%6 Ag numunesine ait kesit görüntüsü. 60

Şekil 4.17 60V- %6 Ag katkılı numunenin yüzey morfolojisi. 60

Şekil 4.18 50 V (%2, %4, %6) Ag içeren XRD desenleri. 62

Şekil 4.19 60 V (%2, %4, %6) Ag içeren XRD desenleri. 62

Şekil 4.20 Ti numunelerin antibakteriyel test öncesi görünümleri. 65

Şekil 4.21 50 V serisi numunelerin korozyon polarizasyon eğrileri. 66

Şekil 4.22 60V serisi numunelerin korozyon polarizasyon eğrileri. 66

Şekil 4.23 50 V ve 60 V numunelerine ait Tafel eğrilerinin karşılaştırılması..... 67

ÇİZELGELER DİZİNİ

Sayfa

Çizelge 2.1 Biyomalzemelerin sınıflandırılması ve kullanım alanları (Doğaner ve Uluğtekin 2025)..... 5

Çizelge 3.1 Ticari saf titanyumun kimyasal bileşimi (literatürde verilen değerlerden derlenmiştir) (Mihoc 2007). 31

Çizelge 3.2 Çalışmada kullanılan malzemeler ve özellikleri. 32

Çizelge 3.3 Elektroforetik kaplama (EPD) işlemi için hazırlanan süspansiyonların bileşim oranları..... 41

Çizelge 3.4 EPD Kaplama İşlemi Uygulama Koşulları ve Değişkenleri. 44

Çizelge 4.1 Kaplama Parametrelerine Göre Ölçüm Sonuçlarının Özeti. 61

Çizelge 4.2 Kaplamaların S. aureus ve E. coli'ye karşı inhibisyon sonuçları. 64

Çizelge 4.3 Voltaj ve Ag oranına bağlı korozyon parametreleri..... 67

RESİMLER DİZİNİ

Sayfa

Resim 2.1 %96 saflıktaki ticari nano-hidroksiapatit (nHA) tozu. 20

Resim 2.2 Gümüş nano tozu. 26

Resim 3.1 Titanyum levha kenarlarının Einhell TH-US 240 ile düzeltilmesi. 35

Resim 3.2 Kaplama öncesi titanyum levha yüzeylerinin zımparalanması. 36

Resim 3.3 Kumlama ile yüzey aktivasyonu. 36

Resim 3.4 Kumlama işlemi uygulanmış titanyum levha. 37

Resim 3.5 Titanyum levhaların ultrasonik banyoda temizlenme işlemi. 37

Resim 3.6 Numunelerin asitle yaşlandırılması. 38

Resim 3.7 Deneysel çalışmada kullanılan çözeltiler. 40

Resim 3.8 EPD düzeneği 41

Resim 3.9 Numunelerin (Ti–HA–Ag) Kaplanmış Hali. 43

Resim 3.10 Kullanılan tüp fırın. 44

Resim 3.11 korozyon testi yapılan gamry marka cihaz. 45

Resim 3.12 X-ışını kırınımı (XRD) cihazı 47

Resim 3.13 Kaplamalı titanyum numunenin SEM yüzey morfolojisi ve EDX elementel analizi. 47

1. GİRİŞ

Modern ortopedi ve diş hekimliğinde implant teknolojileri, kaybedilen doku ve fonksiyonun yeniden kazandırılmasında yaşam kalitesini belirgin şekilde artıran en önemli tedavi yaklaşımlarından biri haline gelmiştir. Günümüzde implant materyali olarak düşük yoğunluğu, yüksek mekanik dayanımı ve üstün korozyon direnci nedeniyle ticari saf titanyum (cp-Ti) ve titanyum alaşımları altın standart olarak kabul edilmektedir (Alipal vd. 2021). Titanyumun bu üstün özellikleri uzun dönem klinik başarıyı desteklemekle birlikte, biyolojik açıdan inert yapısı nedeniyle bazı sınırlılıklar da içermektedir. Özellikle yüzeyin biyolojik olarak aktif olmaması, kemik dokusu ile doğrudan kimyasal bağ oluşumunu engelleyerek osseointegrasyon sürecinin uzamasına neden olabilmektedir.

Kemik dokusunun inorganik fazına kimyasal ve yapısal olarak büyük benzerlik gösteren hidroksiapatit (HA) [$Ca_{10}(PO_4)_6(OH)_2$], yüksek biyouyumluluğu ve osteokonduktif özellikleri nedeniyle implant yüzey kaplamalarında en yaygın kullanılan biyoseramik materyallerden biridir. HA kaplamalar, osteoblast hücrelerinin yüzeye adezyonunu artırarak hücre proliferasyonunu desteklemekte ve böylece yeni kemik oluşumu için uygun bir mikroçevre oluşturmaktadır (Geng vd. 2017, Beig vd. 2020). Bu özellikleri sayesinde HA, implant ile çevre kemik dokusu arasında biyolojik bir ara yüz görevi görmektedir.

Bununla birlikte implant uygulamalarında karşılaşılan en önemli komplikasyonlardan biri cerrahi sonrası gelişen bakteriyel enfeksiyonlar ve buna bağlı biyofilm oluşumudur. Biyofilm oluşumu, bakterilerin yüzeye tutunarak dirençli bir yapı oluşturmasına ve antibiyotik tedavisine karşı yüksek direnç geliştirmesine neden olmaktadır. Bu durum implant başarısızlıklarının en önemli nedenlerinden biri olarak kabul edilmektedir (Geng vd. 2017). Özellikle patojen bakteriler implant yüzeylerinde kolonizasyon oluşturarak peri-implant enfeksiyonlara yol açabilmektedir.

Bu klinik soruna çözüm olarak, hidroksiapatit yapısına antibakteriyel özellik kazandırmak amacıyla gümüş (Ag) gibi metalik iyonların katkılanması son yıllarda önemli bir araştırma konusu haline gelmiştir. Gümüş iyonları, geniş spektrumlu

antimikrobiyal etkisi, düşük sistemik toksisite profili ve bakteriyel hücresel süreçleri bozabilme yeteneği sayesinde güçlü bir antibakteriyel ajan olarak bilinmektedir (Ghani vd. 2013). Literatürde gümüş katkılı hidroksiapatit kaplamaların hem bakteriyel adezyonu azalttığı hem de implant yüzeyinde uzun süreli antimikrobiyal etki sağladığı rapor edilmiştir.

Bununla birlikte, gümüş katkısının yalnızca antibakteriyel etki sağlamakla kalmayıp uygun oranlarda kullanıldığında osseointegrasyon sürecini olumsuz etkilemediği, hatta bazı durumlarda biyolojik performansı destekleyebildiği bildirilmektedir (Geng vd. 2017). Bu nedenle gümüş katkılı hidroksiapatit kaplamalar hem biyouyumluluk hem de antibakteriyel etkinlik açısından umut vaat eden yüzey modifikasyon yaklaşımları arasında yer almaktadır.

Hidroksiapatit kaplamaların titanyum altlıklara uygulanmasında çeşitli yöntemler kullanılmakla birlikte, elektroforetik depolama (Electrophoretic Deposition, EPD) yöntemi; düşük maliyet, basit ekipman gereksinimi ve karmaşık geometrilere sahip yüzeylerde dahi homojen kaplama elde edebilme avantajları nedeniyle öne çıkmaktadır (Djošić vd. 2021). EPD yöntemi, kaplama parametrelerinin kontrol edilebilmesine imkân tanıyarak yüzey morfolojisi ve kaplama kalitesi üzerinde önemli bir etkiye sahiptir.

Literatürde, kaplama parametrelerinin optimize edilmesinin hem mekanik hem de biyolojik performans üzerinde belirleyici olduğu ve implant yüzey özelliklerini doğrudan etkilediği bildirilmektedir (Beig vd. 2020, Djošić vd. 2021). Bu bağlamda, gümüş katkılı hidroksiapatit kaplamaların kontrollü şekilde elde edilmesi hem antibakteriyel etkinliğin artırılması hem de osseointegrasyonun desteklenmesi açısından kritik önem taşımaktadır.

Osseointegrasyonun yavaş ilerlemesi, implant stabilitesini geciktirmenin yanı sıra erken dönem implant başarısızlığı riskini de artırmaktadır. Bu nedenle implant yüzeyinin biyolojik olarak daha aktif hale getirilmesi, modern implantoloji araştırmalarının temel odak noktalarından biri olmuştur. Bu bağlamda implant yüzey özelliklerini iyileştirmek amacıyla çeşitli fiziksel ve kimyasal yüzey modifikasyon teknikleri geliştirilmiştir (Beig vd. 2020).

Bu tez çalışmasında, titanyum altlıklar üzerine gümüş katkılı hidroksiapatit kaplamalar elektroforetik yöntemle hazırlanmış ve elde edilen kaplamaların yapısal, morfolojik ve antibakteriyel özellikleri değerlendirilerek literatüre katkı sağlanması amaçlanmıştır.

2. LİTERATÜR BİLGİLERİ

2.1 İmplantlar

Biyomedikal alanında implantlar, vücutta hasar gören, eksilen veya işlevini yitiren dokuların yerine geçmek amacıyla kullanılan tıbbi cihazlardır. Bu cihazlar, doğal dokuların yapısını ve işlevini taklit ederek vücudun kaybolan fonksiyonlarını yeniden kazandırmayı hedefler. İmplantların başarı oranı, biyouyumlu olmaları, uzun ömürlü yapıları ve mekanik özellikleri ile doğrudan ilişkilidir. Modern teknolojiler ve malzeme bilimi sayesinde implantlar hem fonksiyonel hem de estetik ihtiyaçlara cevap verebilecek şekilde tasarlanmaktadır (Bharadwaj 2021).İmplantlar genellikle metaller, seramikler, polimerler veya kompozit malzemelerden üretilir. Bu malzemeler, insan vücudu ile uyumlu, toksik olmayan ve uzun süre dayanıklı özelliklere sahiptir. Malzemenin seçiminde, implantın kullanım amacı, yerleştirileceği bölge ve hastanın bireysel ihtiyaçları göz önünde bulundurulur. Örneğin, ortopedik uygulamalarda mekanik dayanıklılık ön plandayken, kardiyovasküler uygulamalarda malzemenin kanla uyumu ve korozyona dayanıklılığı önemlidir (Navarro vd. 2008, Magnaudeix 2022). İmplantlar, vücutta çeşitli fonksiyonel ihtiyaçları karşılamak için kullanılır. Bunlar arasında kırılan kemiklerin sabitlenmesi, diş kayıplarının giderilmesi, kalp kapakçığı veya damar tıkanıklıklarının tedavisi gibi durumlar yer alır. Ayrıca, modern implantlar estetik amaçlı kullanımlar için de yaygınlaşmıştır. Bu cihazlar, vücudun doğal yapısını destekleyerek hastaların yaşam kalitesini artırır ve günlük hayatta daha iyi bir performans sergilemelerine olanak tanır (Navarro vd. 2008, Bharadwaj 2021). Son olarak, biyomedikal implantlar farklı türlere ayrılır. Bunlar arasında ortopedik implantlar, dental implantlar, kardiyovasküler implantlar, sinir implantları ve biyobozunur implantlar gibi kategoriler bulunmaktadır. Her bir tür, özel bir amaca hizmet eder ve farklı malzeme özellikleri ile tasarlanır. Bu çeşitlilik, biyomedikal implantların geniş bir yelpazede kullanımını mümkün kılar (Navarro vd. 2008, Bharadwaj 2021).

2.1.1 Biyouyumlu İmplant Malzemeler

İmplantların vücutta başarılı bir şekilde işlev görmesi için biyouyumlu malzemeler kullanılması büyük önem taşır. Biyouyumluluk, malzemenin vücut dokularıyla

etkileşime girerek toksik bir reaksiyon oluşturmadan uyumlu bir şekilde işlev görmesidir. Bu özellik, implantların uzun süre vücutta kalabilmesi, iyileşme sürecini desteklemesi ve enfeksiyon riski yaratmaması açısından kritik bir rol oynar. İmplant kaplamalarında kullanılan biyouyumlu malzemeler, genellikle kemik ile entegrasyonu artırmak, koruyucu bir bariyer sağlamak ve implantın biyomekanik özelliklerini optimize etmek amacıyla seçilir (DF).

Başlıca biyouyumlu malzemeler arasında titanyum alaşımları, hidroksiapatit, kalsiyum fosfat ve polimerik kaplamalar yer alır. Bu malzemeler hem biyolojik uyumları hem de mekanik özellikleri ile kemik dokusunun iyileşmesine katkıda bulunur (Bharadwaj 2021, Dorozhkin 2022). Ayrıca, biyolojik çözünürlük özelliklerine sahip kaplamalar, vücutta çözünerek zamanla implantın işlevini kemik dokusuna devretmesini sağlar. Bu sayede, cerrahi müdahale (revizyon cerrahisi) gereksiz hale gelir ve hastanın iyileşme süreci hızlanır (Zhang vd. 2014).İmplant kaplamalarında kullanılan biyouyumlu malzemeler, her geçen gün daha da gelişmekte olan bir alan olup, tıbbi implant teknolojisinin en önemli unsurlarından biri olarak kabul edilmektedir. İmplant kaplamalarında biyouyumlu malzemeler olarak hidroksiapatit (HA), biyoglas, polimerler, metal oksitler ve kompozit kaplamalar yaygın olarak kullanılmaktadır (Zhang vd. 2014).

Çizelge 2.1 Biyomalzemelerin sınıflandırılması ve kullanım alanları (Doğaner ve Uluğtekin 2025).

Biyomalzemeler	İçerik	Kullanım Alanları
Metalik	Titanyum ve alaşımları Paslanmaz çelik Kobalt-krom alaşımları Magnezyum alaşımları	Ortopedik implantlar (protezler) Ortopedik vidalar ve plaklar Diş implantları Kardiyovasküler stentler ve yapay kalp kapakçıkları
Seramik	**Biyoinert seramikler:** Alümina, zirkonya **Biyoaktif seramikler:** Hidroksiapatit, trikalsiyum fosfat **Biyobozunur seramikler:** Cam	Kemik ve diş onarımları Ortopedik kaplamalar Doku mühendisliğinde iskele yapıları
Polimerik	Doğal polimerler: Kolajen, jelatin, fibrin, alginat, kitin/kitozan, hiyalüronik asit Sentetik polimerler: PLA, PGA, PCL, PEG	Doku mühendisliği (iskeletler, deri greftleri) Kontrollü ilaç salım sistemleri Yumuşak doku tamiri (kıkırdak, tendon) Yara örtüleri
Kompozit	Mekanik ve biyolojik özellikleri optimize etmek için tasarlanır	Kemik onarımı ve destek yapıları Yapay eklemler Yara örtüleri Doku mühendisliği iskele sistemleri

2.1.5. Titanyum İmplantlar

Titanyum, periyodik cetvelin 4. alt grubunda yer alan, gümüşümsü beyaz renkte, sert ve parlak bir metaldir. Ergime noktası 1660°C, kaynama noktası ise 3287°C'dir. Özgül ağırlığı 4,5 g/cm³ olup, metal formunda kuvarsı çizebilecek kadar serttir. Elektrik ve ısı iletkenliği, demire oranla daha düşüktür. Kimyasal açıdan son derece dayanıklıdır; özellikle oksijenle etkileşime girerek koruyucu bir oksit tabakası oluşturur, bu da titanyumu korozyona karşı yüksek derecede dirençli hale getirir. Ayrıca, tuz ve asit gibi çeşitli kimyasal maddelere karşı dayanıklılığı, titanyumun farklı endüstriyel uygulamalarda kullanılmasına olanak tanır.

Titanyum, nikel ile birleşerek nitinol adlı bir alaşım oluşturur. Nitinol, şekil hafızası özelliğine sahip olup, ısıtıldığında eski şekline döner. Bu özelliği, özellikle tıp ve uzay sanayisinde büyük avantajlar sağlar. Titanyumun bu fiziksel ve kimyasal özellikleri, onu yüksek ısı ve titreşim koşullarında çalışan motor parçaları, uzay araçları ve denizaltılar gibi kritik uygulamalarda vazgeçilmez kılar. (MTA 2023).

2.1.6. Titanyum ve Alaşımlarının Biyomalzeme Olarak Kullanımı

Biyouyumluluk, bir malzemenin belirli bir uygulamada uygun bir biyolojik yanıt ile performans gösterebilme yeteneği olarak tanımlanmaktadır. Bu özellik, malzeme ile vücut arasındaki ilk ve sürekli etkileşimler tarafından belirlenmekte olup, protein adsorpsiyonu, hücre yapışması, makrofaj aktivasyonu ve doku oluşumu gibi biyolojik süreçleri içermektedir (Hanawa ve Materials 2022, Silva vd. 2022).

Metallerin biyolojik ortamda çözünerek iyon salınımı yapması, hücresel fonksiyonları olumsuz etkileyebileceğinden, implant malzemelerinde yüksek korozyon direnci önemli bir gerekliliktir. Bununla birlikte, korozyon direnci biyouyumluluk için gerekli olmakla birlikte tek başına yeterli değildir. Titanyum ve alaşımları, yüzeylerinde oluşan pasif oksit tabakası sayesinde korozyon direnci ile yüzey reaktivitesi arasında dengeli bir yapı sunarak yüksek biyouyumluluk sergilemektedir. Ayrıca yüzey özellikleri, protein adsorpsiyonu ve hücresel yanıtı etkileyerek implantın biyolojik performansını belirlemektedir (Hanawa ve Materials 2022, Marin ve Lanzutti 2023).

Titanyumun kemik dokusu ile doğrudan temas kurabilme yeteneği (osseointegrasyon), bu malzemenin biyomedikal implantlarda yaygın olarak kullanılmasının başlıca nedenlerinden biridir. Bu süreç, yüzey morfolojisi ve yüzey özelliklerine bağlı olarak gelişmektedir (Silva vd. 2022).

2.1.4. Titanyum İmplantların Sağlık Alanındaki Kullanımı ve Önemi

Titanyum, modern tıp ve diş hekimliğinde en yaygın kullanılan implant malzemelerinden biridir. Bu durumun temel nedeni, titanyumun insan vücudu ile yüksek derecede biyouyumlu olmasıdır. Biyouyumluluğu, implantların çevre dokularla uyumlu etkileşim göstermesini ve bağışıklık sistemi tarafından reddedilmemesini sağlamaktadır. Aynı zamanda titanyumun yüksek korozyon direnci, implantların uzun süreli kullanımına olanak tanıyan önemli bir özelliktir (Marin ve Lanzutti 2023).

Titanyum implantlar, özellikle diş hekimliği ve ortopedi alanlarında yaygın olarak kullanılmakta olup, kemik dokusu ile doğrudan etkileşime girerek osseointegrasyonu desteklemektedir. Bu özellik, implantların stabilitesinin sağlanmasında kritik bir rol oynamaktadır. Ayrıca titanyumun düşük yoğunluğa sahip olması, implantın ağırlığını azaltarak hasta konforunu artırmaktadır (Silva vd. 2022, Marin ve Lanzutti 2023).

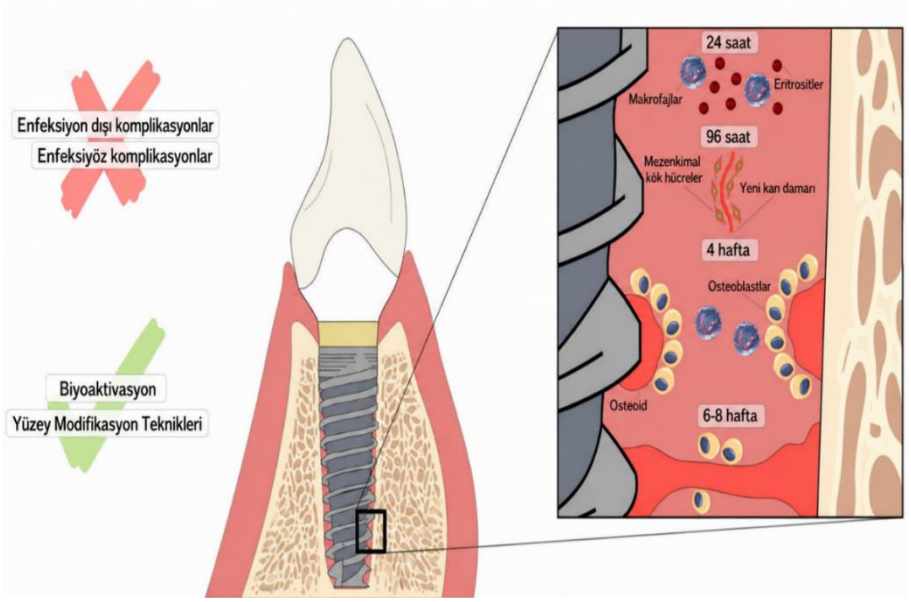
Titanyumun mekanik özellikleri, özellikle yüksek dayanım/ağırlık oranı, implantların uzun süreli kullanımını mümkün kılmaktadır. Bununla birlikte, implant yüzey özelliklerinin modifiye edilmesi ile biyolojik performansın artırılabileceği ve osseointegrasyon sürecinin iyileştirilebileceği literatürde belirtilmektedir (Silva vd. 2022). Bu nedenle titanyum implantlar, sağlık alanında işlevsellik ve güvenilirlik açısından önemli bir malzeme olarak değerlendirilmektedir.

2.1.7. Diş İmplantlarında Titanyum Alaşımlarının Kullanımı

Titanyum alaşımları, 1981'den bu yana diş implantlarında yaygın olarak kullanılmaktadır. Ticari olarak saf titanyum (cp-Ti) sınıflarından Grade 4, yüksek mekanik dayanımı ve biyouyumluluğu sayesinde diş implantlarında en çok tercih edilen türdür. Ayrıca, Ti-6Al-4V (Grade 5 titanyum) alaşımı, üstün mekanik özellikleri ve düşük Young modülü

nedeniyle ortopedide yaygın kullanılır ve diş hekimliğinde de osseointegrasyon açısından başarılıdır. Ancak Ti-6Al-4V, alüminyum ve vanadyum salınımı yapabilir. Bu elementler yüksek seviyelerde toksik etkilere yol açabilir; ancak bu alaşımdan salınan miktarlar bu seviyelerin çok altındadır ve biyolojik olarak kabul edilebilirdir. Oksit tabakasının yüzeyde iyileştirilmesiyle osseointegrasyon daha da başarılı hale getirilebilir (Nicholson 2020).

Titanyum, diş implantlarında biyouyumluluk açısından önemli bir malzeme olarak kabul edilir. Biyouyumluluğu, vücutla etkileşimdeki çeşitli süreçlerden, özellikle yüksek korozyon direncinden kaynaklanmaktadır. Bu özellik, titanyumun vücutta toksik etki yaratmadan uzun süre dayanabilmesini sağlar. Ayrıca titanyum implantların kemik ile uyumlu olmasını sağlayan osseointegrasyon, implantın stabilizasyonu ve uzun vadeli başarısı için kritik bir özelliktir. Titanyumun yüzey morfolojisi, ıslanabilirliği ve osteojenik hücrelerin çoğalmasını teşvik etme kapasitesi, osseointegrasyonu güçlendirir. Son yıllarda yapılan yüzey modifikasyonları, implantların biyouyumluluğunu artırarak daha hızlı ve daha güçlü osseointegrasyon sağlamak için geliştirilmiştir (şekil 2.1) (Silva vd. 2022).



Şekil 2.1 Diş implantlarında osseointegrasyon sürecinin zamana bağlı hücresel olaylar ile gösterimi (Silva vd. 2022).

Titanyum, diş implantlarında biyouyumluluk açısından önemli bir malzeme olarak kabul

edilmektedir. Biyouyumluluk, bir malzemenin vücutla etkileşimi sırasında molekül adsorpsiyonu, protein adsorpsiyonu, hücre tutunması, makrofaj aktivasyonu, doku oluşumu ve inflamasyon gibi süreçlerle belirlenir. Titanyum implantlarının biyouyumluluğu için kritik bir özellik, metal iyonlarının çözünerek vücutta toksik etkiler yaratmaması adına yüksek korozyon direncine sahip olmalarıdır. Bu korozyon direnci, biyouyumluluğun temel gerekliliğidir.

Titanyumun biyouyumluluğunun bir diğer önemli yönü ise osseointegrasyon özelliğidir. Osseointegrasyon, implant ile kemik arasında doğrudan bir temas oluşturulmasını sağlar ve bu, titanyumun kemik ile uyumlu bir şekilde birleşmesini sağlar. Titanyumun kemiklerle uyumluluğu, yüzey morfolojisi, ıslanabilirlik ve diğer özellikler aracılığıyla osteojenik hücrelerin yapışması ve çoğalmasını teşvik eder. Bu özellik, titanyumun diş implantları için tercih edilmesinin ana sebeplerinden biridir (Hanawa ve Materials 2022). Korozyon, metal implantların biyouyumluluğunu etkileyen önemli bir faktördür çünkü korozyon sonucu salınan metal iyonları, çevre dokularda olumsuz etkilere yol açabilir. Titanyum alaşımları, yüksek korozyon direnci ve biyouyumluluğu ile bilinir. Ancak, proteinlerin varlığı korozyon hızını etkileyebilir, bu da titanyum iyonlarının çevre dokulara salınımını artırabilir. Hayvan modellerinde titanyum salınımı farklı sonuçlar göstermektedir, ancak çoğu durumda toksik etkiler gözlemlenmemiştir. Titanyum alaşımları, özellikle cpTi ve Ti-6Al-4V, osseointegrasyon sağlamada etkilidir. Osseointegrasyon, implant ile kemik arasındaki doğrudan temasla gerçekleşir. Yüzeydeki oksit tabakası, osseointegrasyonun hızını artırırken, aynı zamanda korozyonu engelleyerek titanyum iyonlarının salınımını azaltır. Titanyum implantları, hücrelerin çoğalmasını ve osteoblastların yapışmasını teşvik eder. Pürüzlü yüzeyler, implantların biyolojik uyumunu ve uzun süreli başarıyı artırır (Nicholson 2020). İmplant yerleştirilmesinden sonraki 24 saatten yaklaşık 8 haftaya kadar gerçekleşen biyolojik yanıtlar şematik olarak sunulmuştur. Enfeksiyöz ve enfeksiyöz olmayan komplikasyonlar osseointegrasyonu olumsuz etkileyebilirken, yüzey modifikasyonu ve biyolojik aktivasyon bu süreci iyileştiren faktörler olarak belirtilmektedir (Silva vd. 2022).

2.1.8. Ortopedik İmplantları İçin Titanyum Alaşımlarının Kullanımı

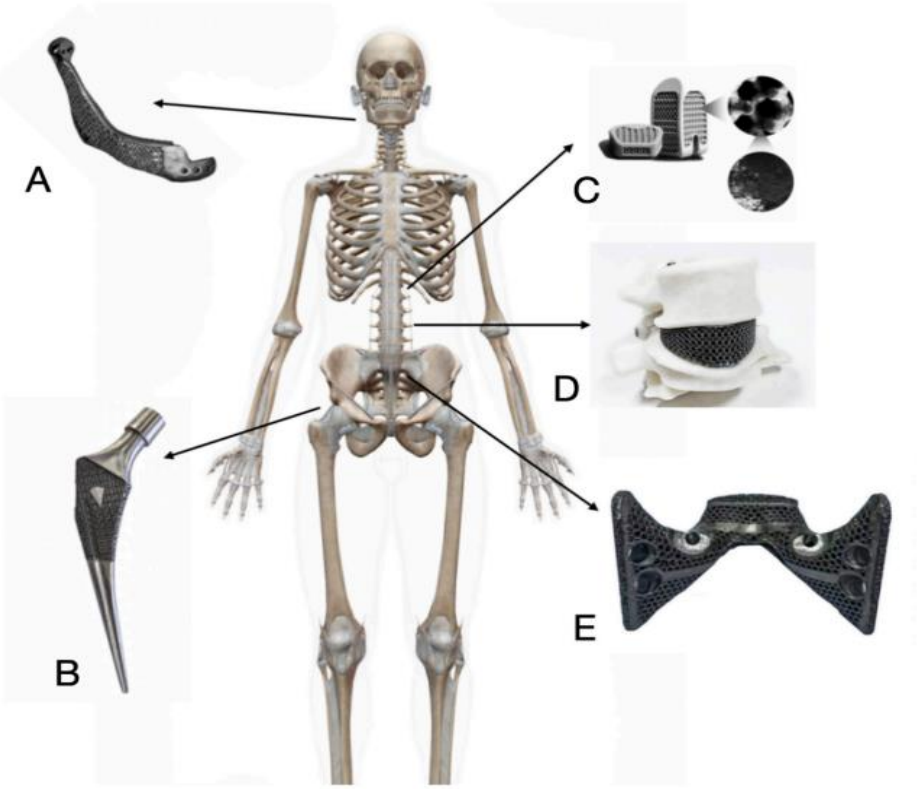
Metalik implantlar, 19. yüzyıldan beri biyomedikal uygulamalarda kullanılmaktadır.

Lister'in aseptik cerrahi tekniği ve Lane'in çelik kırık plakası gibi gelişmelerle, metalik implantlar ortopedi cerrahisinin önemli bir parçası olmuştur. Metaller, yüksek gerilme dayanıklılığı, sağlamlık ve iyi yorulma ömrü gibi avantajlar sunar. Ayrıca, korozyon dirençleri doğru seçildiğinde iyileştirilebilir ve biyouyumlulukları artırılabilir. Bu nedenle metaller, implantlar için ideal bir malzeme olmaya devam etmektedir.

Titanyum, dünyada bol miktarda bulunan bir element olup, başlangıçta havacılık sektöründe kullanılmış ancak 1960'lardan itibaren cerrahi implantlarda tercih edilmeye başlanmıştır. Günümüzde titanyum, ortopedik implantlar gibi tıbbi uygulamalarda yaygın olarak kullanılmaktadır. Ticari olarak saf titanyum (CP-Ti) ve Ti-6Al-4V alaşımları, biyomedikal alanlarda en sık tercih edilen malzemelerdir. Bu implantlar, korozyon direnci, biyouyumluluk, mekanik dayanıklılık ve stabil tespit sağlaması gibi özellikleriyle dikkat çeker. Özellikle kalça ve diz protezlerinde, kırık onarımlarında kullanılarak gevşeme riskini azaltır ve osteointegrasyonu destekler (Kaur ve Singh 2019).

Ortopedik implantlar, hasar görmüş eklemleri desteklemek veya kırılmış kemik parçalarını değiştirmek için geliştirilmiş tıbbi cihazlardır. Paslanmaz çelik ve titanyum alaşımları, bu alanda en çok kullanılan malzemelerdir. Geleneksel malzemeler, toksik iyon salınımı ve düşük mekanik özellikleri nedeniyle artık tercih edilmemektedir. Paslanmaz çelik, uygun maliyeti ve korozyon direnci ile yaygın olarak kullanılmasına rağmen, korozyon sırasında salınan metal iyonları toksisiteye neden olabilir. Buna karşılık, titanyum ve alaşımları daha üstün biyouyumluluk ve korozyon dayanıklılığı ile öne çıkar. Bu özellikleri sayesinde titanyum alaşımları, eklem protezlerinden omurga çubuklarına kadar geniş bir yelpazede kullanılmaktadır (Shen ve Shukla 2020).

Sonuç olarak, her iki çalışmada da titanyum ve alaşımlarının üstün biyouyumluluk özellikleri ve mekanik performansı sayesinde ortopedik implantlarda ve tıbbi uygulamalarda vazgeçilmez bir malzeme olduğu vurgulanmaktadır. Bu bağlamda, farklı perspektiflerden elde edilen ortak bulgular, titanyumun gelecekteki biyomalzeme araştırmalarında da öncelikli bir konu olmaya devam edeceğini göstermektedir (Shen ve Shukla 2020) ve (Kaur ve Singh 2019).



Şekil 2.2 Ortopedik uygulamalarda gözenekli titanyum alaşımlı implantların klinik kullanımı (Guo vd. 2025).

Şekil 2.2'de gözenekli Ti alaşımlı implantların ortopedik uygulamalarda kullanıldığı farklı bölümler gösterilmiştir. Burada (A) Tümör rezeksiyonu sonrası mandibula rekonstrüksiyonu için kullanılan 3D baskı gözenekli titanyum alaşımlı yapay mandibula, (B) Kalça artroplastisi için kullanılan eklemeli imalat yöntemiyle üretilmiş gözenekli titanyum alaşımlı yapay femoral stem, (C) Spinal füzyon cerrahisinde kullanılan eklemeli imalat yöntemiyle üretilmiş gözenekli titanyum alaşımlı interbody füzyon kafesi, (D) Total en blok spondilektomi veya subtotal vertebrektomi sonrası spinal rekonstrüksiyon için kullanılan eklemeli imalat yöntemiyle üretilmiş gözenekli titanyum alaşımlı yapay vertebra gövdesi, (E) Pelvik tümör cerrahisi sonrası rekonstrüksiyon için kullanılan eklemeli imalat yöntemiyle üretilmiş gözenekli titanyum alaşımlı yapay sakrum (kuyruk sokumu kemiği) olarak verilmiştir.

2.1.9 Metaller ve Metal Oksitler

Metaller ve metal oksitler, sahip oldukları elektriksel, optik ve kimyasal özellikler nedeniyle farklı teknolojik alanlarda yaygın olarak kullanılmaktadır. Özellikle geçiş

metali oksitleri (TMO'lar), yarı iletken davranışları, katalitik aktiviteleri ve yüzey özellikleri sayesinde dikkat çekmektedir. Bu malzemeler, manyetik, elektriksel ve optik özellikleri ile çeşitli uygulamalarda değerlendirilmektedir. Son yıllarda metal oksit nanoparçacıkları, biyomedikal uygulamalarda antibakteriyel etkileri ve ilaç taşıma sistemlerindeki kullanımları ile öne çıkarken, fotovoltaik uygulamalarda güneş pilleri ve enerji depolama sistemlerinde, elektronik uygulamalarda ise yarı iletken ve direnç anahtarlama teknolojilerinde kullanılmaktadır (Patel ve Munjal 2021).

2.1.10. Biyomedikal Uygulamalarda Kullanılan Metal ve Metal Oksitler

Metaller ve metal oksitler biyomedikal uygulamalarda önemli bir yer tutmaktadır. Titanyum (Ti), düşük toksisite, yüksek biyouyumluluk ve mekanik dayanımı sayesinde özellikle biyomedikal uygulamalarda kullanılmaktadır. Gümüş (Ag), güçlü antibakteriyel özellikleri ile enfeksiyonların önlenmesi ve tedavisinde tercih edilirken, altın (Au) biyouyumluluğu nedeniyle biyomedikal cihazlarda ve ilaç taşıma sistemlerinde kullanılmaktadır. Bakır (Cu) antibakteriyel özellikleri ile yara iyileşmesi ve enfeksiyon kontrolünde rol oynamakta, çinko (Zn) ise hücre proliferasyonu ve doku iyileşmesini destekleyen özellikleri ile öne çıkmaktadır. Bunun yanı sıra metal oksitler de biyomedikal alanda önemli avantajlar sunmaktadır. Titanyum dioksit (TiO_2), çinko oksit (ZnO) ve bakır oksit (CuO) gibi metal oksitler antimikrobiyal etkileri ve biyomedikal uygulamalardaki etkinlikleri ile dikkat çekmektedir. Metal ve metal oksit esaslı bu nanomalzemeler, yüksek yüzey alanları ve fonksiyonel özellikleri sayesinde biyosensörler, hedefe yönelik ilaç taşıma sistemleri ve görüntüleme uygulamalarında geniş kullanım alanı bulmaktadır (Radulescu vd. 2023).

2.2. İmplant Malzemelerin Kaplama Yöntemleri

Hidroksiapatit (HAp), kemik ve diş yapısında bulunan doğal bir mineral olup, biyouyumlu ve biyolojik olarak aktif özellikleri nedeniyle tıbbi uygulamalarda yaygın olarak kullanılmaktadır. Özellikle metal biyomalzemeler üzerinde uygulanan hidroksiapatit kaplamalar, implant yüzeyine biyolojik işlev kazandırarak kemik doku ile etkileşimi geliştirmekte ve osseointegrasyonu desteklemektedir. Ayrıca bu kaplamalar, uygun üretim koşullarında yüzey performansının iyileştirilmesine katkı

sağlayabilmektedir (Łosiewicz vd. 2025, Phogat ve Awasthi 2025).

Hidroksiapatit kaplamaların performansı, seçilen kaplama yöntemine bağlı olarak değişmektedir. Uygun teknikler, kaplamanın implant yüzeyine daha homojen uygulanmasına katkı sağlayarak biyolojik ve mekanik özelliklerin geliştirilmesinde rol oynayabilmektedir. Bu durum özellikle titanyum esaslı implant yüzeylerinde kemik-implant etkileşimi açısından önem taşımaktadır (Phogat ve Awasthi 2025, Sarvaiya vd. 2025).

Literatürde hidroksiapatit kaplamalar için plazma püskürtme, sol-jel yöntemi ve elektroforetik kaplama gibi farklı teknikler tanımlanmaktadır. Bu yöntemler; kaplama kalınlığı, yüzey morfolojisi ve bağlanma davranışı açısından farklı özellikler gösterebilmekte, dolayısıyla implant yüzey performansını etkileyebilmektedir (Maciąg vd. 2021, Phogat ve Awasthi 2025, Sarvaiya vd. 2025).

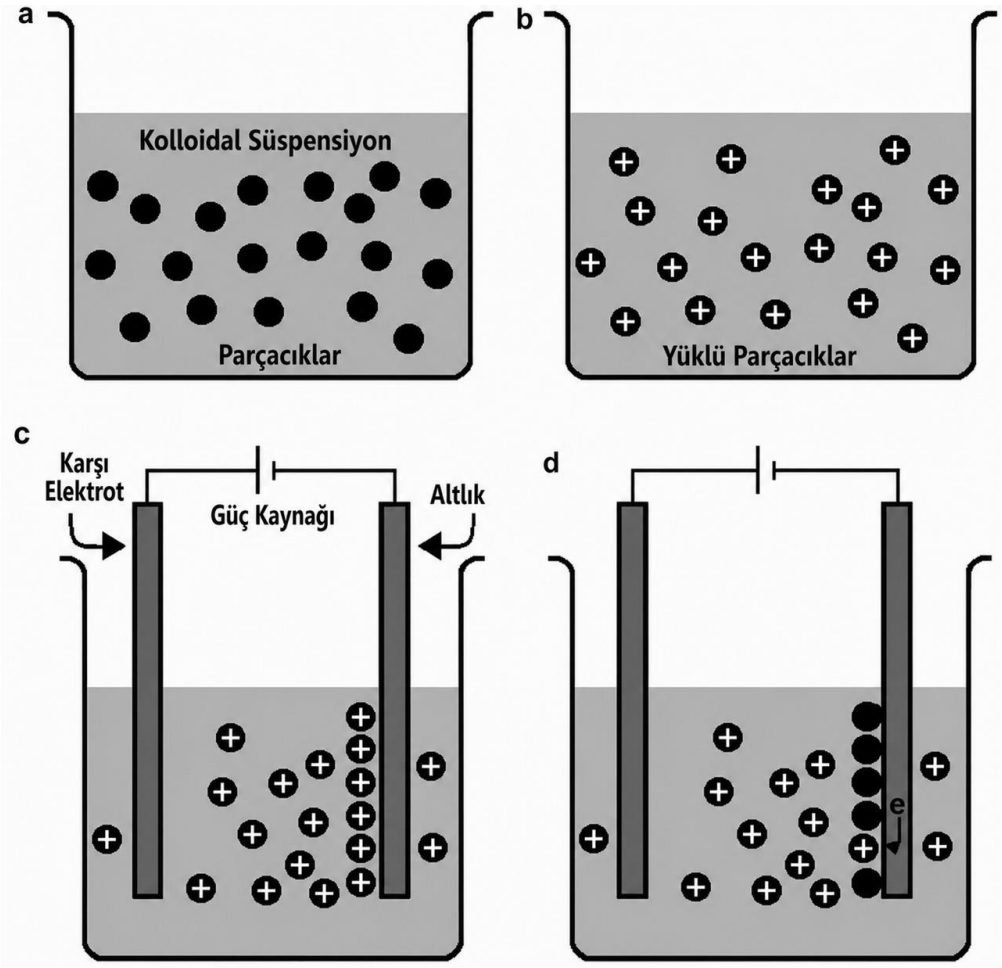
2.2.1. Elektroforetik kaplama (EPD)

Elektroforetik çöktürme (EPD), kolloidal bir süspansiyon içerisinde bulunan yüklü partiküllerin, uygulanan elektrik alan etkisiyle iletken bir yüzey üzerine taşınarak çöktürülmesine dayanan bir kaplama tekniğidir. Bu süreçte kaplanacak yüzey, karşıt yüklü elektrotlardan biri olarak görev yapmakta ve partiküller elektrik alan doğrultusunda hareket ederek yüzeyde birikmektedir (Amrollahi vd. 2015, Bruchiel-Spanier vd. 2022).

EPD işlemi hem doğru akım (DC) hem de alternatif akım (AC) elektrik alanları altında gerçekleştirilebilmekle birlikte, uygulamalarda genellikle doğru akım tercih edilmektedir. Yöntemin basit ekipman gereksinimi, düşük maliyetli olması ve kısa sürede homojen kaplamalar elde edilebilmesi, EPD'nin hem akademik çalışmalarda hem de endüstriyel uygulamalarda yaygın olarak kullanılmasına olanak sağlamaktadır (Bruchiel-Spanier vd. 2022, Drevet vd. 2024).

Süspansiyon özellikleri ve işlem parametrelerinin (voltaj, süre vb.) kontrol edilmesi ile kaplama kalınlığı ve mikro yapı özellikleri ayarlanabilmekte, bu sayede homojen veya gözenekli kaplamalar üretilebilmektedir (Amrollahi vd. 2015, Drevet vd. 2024). Bununla

birlikte, kaplama sonrası kuruma ve sinterleme aşamalarında çatlak oluşumu gözlenebilmekte olup, bu durum kaplama kalitesini etkileyebilen önemli bir faktör olarak değerlendirilmektedir (Amrollahi vd. 2015).



Şekil 2.3 EPD'nin aşamaları (Amrollahi vd. 2015).

Şekil 2.3'te EPD süreci dört temel basamaklarını göstermektedir, (a) süspansiyonun hazırlanması (dağılım), (b) parçacıkların elektrokimyasal olarak yük kazanması, (c) elektrik alan etkisiyle parçacıkların hareketi (elektroforez) ve (d) elektrot yüzeyinde birikerek kaplama oluşturması (çökelme) olarak verilmiştir.

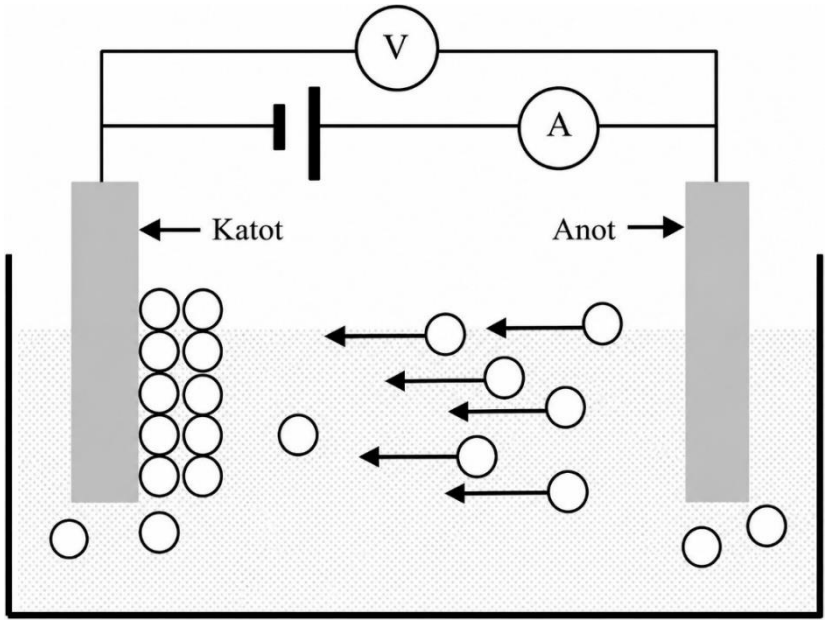
2.2.2. EPD'nin Tarihçesi ve Gelişimi

Elektroforetik çöktürme (EPD) süreci, 1808 yılında Ferdinand Friedrich Reuss tarafından

elektrik alanı altında parçacık hareketinin gözlemlenmesiyle tanımlanmıştır. 20. yüzyılın başlarında seramik kaplamalarda kullanılmaya başlanmış, 1950'li yıllardan itibaren ise endüstriyel uygulamalarda yaygınlaşmıştır. Günümüzde EPD, biyomalzemeler ve ileri kaplama teknolojilerinde önemli bir yöntem olarak kullanılmaktadır (Besra ve Liu 2007, Corni vd. 2008).

2.2.3. EPD Hücresinin Temel Bileşenleri ve Çalışma Prensibi

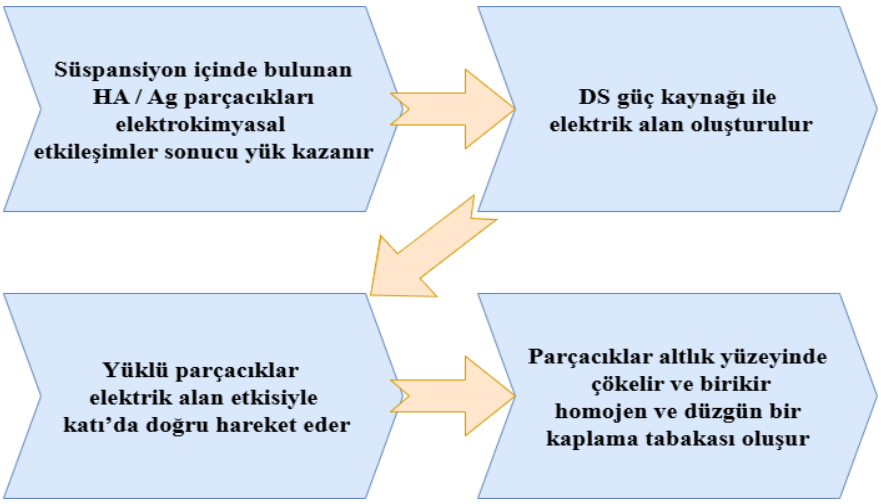
Elektroforetik çöktürme (EPD) sistemi, temel olarak iki elektrot, bir kolloidal süspansiyon ve bir güç kaynağından oluşmaktadır. Bu sistemde uygulanan elektrik alanı, süspansiyon içerisindeki yüklü partiküllerin hareket etmesini ve elektrot yüzeyinde birikmesini sağlar. EPD süreci genel olarak iki aşamada gerçekleşmektedir: elektroforez ve depozisyon. İlk aşamada partiküller elektrik alanı etkisiyle zıt yüklü elektroda doğru hareket ederken, ikinci aşamada elektrot yüzeyinde birikerek homojen bir kaplama tabakası oluşturur. Sürecin başarılı bir şekilde gerçekleşebilmesi için süspansiyon stabilitesi, partikül yükü ve ortam özellikleri büyük önem taşımaktadır (Besra ve Liu 2007, Corni vd. 2008).



Şekil 2.4 Elektrokimyasal diyagramı (Nyongesa ve Aduda 2017).

Şekil 2.4'te Elektroforetik Biriktirme (EPD) düzeneği göstermektedir. Doğru akım uygulandığında süspansiyondaki yüklü tanecikler elektrik alan etkisiyle katoda doğru

hareket eder ve burada birikerek kaplama tabakası oluşturur. Voltmetre ve ampermetre, işlem sırasında gerilim ve akımın kontrolünü sağlar.



Şekil 2.5 EPD hücresinin şematik gösterimi.

2.2.4. Elektroforetik Çöktürme (EPD) Mekanizmaları

Elektroforetik çöktürme (EPD), yüklü parçacıkların bir elektrik alanı etkisiyle hareket ederek iletken bir yüzey üzerinde birikmesine dayanan bir kaplama yöntemidir. Bu süreç genel olarak iki temel aşamada gerçekleşmektedir: elektroforez ve depozisyon. İlk aşamada, kolloidal süspansiyon içerisindeki yüklü partiküller elektrik alanı etkisiyle karşıt yüklü elektroda doğru hareket ederken, ikinci aşamada bu partiküller yüzeyde birikerek kaplama tabakasını oluşturur. EPD sürecinde kaplama oluşumu; partikül yüzey yükü, zeta potansiyeli, elektrik alan şiddeti ve süspansiyon stabilitesi gibi parametrelere bağlıdır. Özellikle nanopartikül sistemlerinde, yüzey yüklenmesi ve parçacıklar arası etkileşimler kaplama morfolojisini doğrudan etkileyen kritik faktörlerdir (Zhang vd. 2024).

Güncel çalışmalarda, EPD mekanizmasının yalnızca basit bir çökelme süreci olmadığı, aynı zamanda elektrostatik kuvvetler, partiküller arası etkileşimler ve yüzey kimyası gibi çoklu fiziksel ve kimyasal mekanizmaların birlikte etkisiyle gerçekleştiği vurgulanmaktadır. Bu nedenle süreç; flokülasyon, yüzey yük değişimleri ve elektrokimyasal reaksiyonlar gibi karmaşık etkileşimleri içeren dinamik bir sistem olarak

değerlendirilmektedir(Jatothu ve Singh 2026). Ayrıca son yıllarda yapılan çalışmalar, EPD'nin özellikle nanomalzemelerde kontrollü yapı oluşturma, yüksek homojenlikte kaplama elde etme ve kompleks yüzeylere uygulanabilme avantajları sayesinde ileri malzeme üretiminde önemli bir teknik haline geldiğini göstermektedir (Karmakar vd. 2025).

2.2.5 EPD'nin Avantaj ve Dezavantajları

Elektroforetik çöktürme (EPD) yöntemi, homojen kaplama sağlayabilmesi, karmaşık geometrilere uygulanabilmesi ve çevre dostu olması nedeniyle kaplama teknolojileri arasında önemli bir yer edinmiştir. Bu yöntem, özellikle metal yüzeylerde korozyon direncini artırması ve endüstriyel uygulamalara uygunluğu sayesinde yaygın olarak tercih edilmektedir. EPD'nin en önemli avantajlarından biri, kaplamanın yüzeye eşit şekilde dağılmasını sağlamasıdır. Geleneksel kaplama yöntemleri bazı durumlarda yüzey boyunca homojen film oluşturmakta yetersiz kalırken, EPD bu sorunu büyük ölçüde ortadan kaldırmaktadır.Bunun yanı sıra, EPD yöntemi karmaşık geometrilere sahip yüzeylerin kaplanmasında etkili olup, sürecin otomatikleştirilebilir olması üretim maliyetlerini düşürmektedir. Ayrıca su bazlı sistemlerin kullanılabilmesi, yöntemin güvenli ve çevre dostu olmasını sağlamaktadır. EPD ile elde edilen kaplamaların poröz yapıda olması ve düşük elektriksel direnç göstermesi, özellikle enerji depolama uygulamalarında performans artışı sağlamaktadır (Chakrabarti vd. 2022, Shapagina ve Dushik 2022, Zhang vd. 2024).

Bununla birlikte, EPD'nin avantajları, diğer geleneksel kaplama yöntemleriyle karşılaştırıldığında daha belirgin hale gelir. Örneğin, blade-coating gibi geleneksel elektrot üretim yöntemleri, film montaj verimliliği ve kalınlık kontrolü açısından bazı sınırlamalara sahiptir. Ayrıca, elektrot üretiminde bağlayıcıların kullanılması ekstra maliyetler yaratır ve sıvı çözücülerin kullanımı zaman alıcı olabilir. EPD ise bu tür sorunları minimize eder çünkü bağlayıcı kullanımını gerektirmez ve kuruma süresi daha hızlıdır. Bununla birlikte, EPD'nin uygulama sırasında depozitlerin elektriksel direncinin artması gibi bazı sınırlamaları da bulunmaktadır, ancak bu durum, iletken elektrolitlerin kullanılmasıyla minimize edilebilir ve sınırsız katman kalınlıklarına ulaşmak mümkündür (Chakrabarti vd. 2022, Shapagina ve Dushik 2022).

2.2.7 EPD Parametrelerinin Kaplama Üzerindeki Etkisi

Elektroforetik çöktürme (EPD), kolloidal bir süspansiyon içerisindeki yüklü parçacıkların elektrik alan etkisiyle hareket ederek iletken bir yüzey üzerinde birikmesi esasına dayanan bir yöntemdir. Bu süreçte parçacıklar karşıt yüklü elektroda doğru taşınmakta ve yüzeyde birikerek bir kaplama tabakası oluşturmaktadır. Son yıllarda EPD yöntemi, özellikle enerji depolama sistemlerinde yaygın olarak araştırılmakta olup; lityum-iyon piller, süperkapasitörler, membran elektrot sistemleri ve akış pilleri gibi uygulamalarda önemli bir teknik olarak öne çıkmaktadır. Bununla birlikte, bu teknolojinin tam anlamıyla endüstriyel ölçekte uygulanabilirliği henüz sınırlı düzeydedir. Literatürdeki çalışmaların büyük bir kısmı, EPD ile elde edilen ince kaplamalara odaklanmaktadır. Bu kaplamalar genellikle düşük aktif malzeme yüklemesine sahip olup (yaklaşık 1 mg cm^{-2}), iyon ve elektron taşınımı açısından avantaj sağlamaktadır. Ancak bu tür düşük yoğunluklu sistemler, ticari uygulamalar açısından yeterli görülmemektedir. Endüstriyel uygulamalarda ise daha kalın kaplamaların (yaklaşık 50–200 μm) ve daha yüksek aktif malzeme yüklemelerinin (5–20 mg cm^{-2}) gerekli olduğu belirtilmektedir (Chakrabarti ve Low 2021).

2.2.8 EPD ile Alternatif Kaplama Yöntemlerinin Karşılaştırılması

Elektroforetik çöktürme (EPD), geleneksel kaplama yöntemlerine göre birçok avantaj sunmaktadır. Geleneksel yöntemler, özellikle daldırma, püskürtme ve blade-coating gibi uygulamalarda, kaplama tabakasının homojen şekilde dağılmasında zorluklar yaşayabilir. Ancak EPD, elektriksel alan yardımıyla çözeltiden partiküllerin homojen bir şekilde yüzeye çökmesini sağlar, bu da karmaşık geometrilere sahip parçaların kaplanmasını daha kolay hale getirir.

EPD'nin bir diğer avantajı, kaplama kalınlığının hassas bir şekilde kontrol edilebilmesidir. Geleneksel yöntemlerde, kalınlık kontrolü sınırlıdır ve kullanılan slüri ve bağlayıcıların homojen dağılımı her zaman sağlanamayabilir. EPD ile elde edilen kaplamalar daha düşük elektriksel direnç gösterir ve yüksek performanslı elektrotlar için gereksinim duyulan düşük dirençli yüzeyler sağlar. Çevre dostu özellikler de EPD'nin büyük bir avantajıdır. Geleneksel yöntemlerde solvent bazlı çözücüler kullanılırken, EPD

genellikle su bazlı çözücüler kullanır, bu da çevresel açıdan daha güvenli bir alternatif sunar. Ayrıca, EPD süreci daha düşük sıcaklıklarda gerçekleşebilir, bu da enerji tüketimini azaltır ve üretim maliyetlerini düşürür. Bağlayıcı kullanımı gerektirmeyen EPD, maliyetleri düşürür ve kaplamanın elektriksel performansını artırır. Ayrıca, EPD'nin otomatikleştirilebilmesi, hızlı üretim süreçleri sağlar ve büyük ölçekli üretim için maliyet avantajı sunar. Sonuç olarak, EPD, geleneksel yöntemlere göre birçok avantaj sağlarken, başlangıç maliyetleri ve bazı sınırlamaları da göz önünde bulundurulmalıdır. Ancak, yüksek performanslı elektrotlar ve çevre dostu kaplamalar elde etmek isteyen endüstriler için etkili ve verimli bir çözüm sunmaktadır (Chakrabarti vd. 2022).

2.2.9 EPD'nin Biyolojik Uygulamalardaki Son Gelişmeleri ve Gelecekteki Potansiyeli

Elektroforetik depozisyon (EPD) yöntemi, bioaktif cam kaplamalarının biyomedikal uygulamalarda kullanımında önemli bir gelişim göstermiştir. Özellikle 45S5 Bioglass gibi materyaller, kemik iyileşmesi ve osseointegrasyonu destekleyen etkili biyomalzemeler olarak kabul edilmektedir. Bu camların SiO_2, CaO ve P_2O_5 içeren yapısı, yüzeyde hidroksi karbonat apatiti (HCA) oluşumunu sağlayarak hücre tutunmasını artırmaktadır. EPD sürecinde yüklü parçacıklar elektrik alan etkisiyle yüzeye taşınarak kaplama oluşturur. Bu süreç, silanol oluşumu ve kalsiyum fosfat tabakasının gelişimi gibi aşamalar üzerinden ilerleyerek kemik hücrelerinin yüzeye yerleşmesini ve osteoblast aktivitesini desteklemektedir (Drevet vd. 2024).

Son yıllarda, EPD ile elde edilen bioaktif cam kaplamaların biyolojik performansı, iyon katkısı, kompozit yapılar ve ilaç yükleme gibi yöntemlerle geliştirilmiştir. Özellikle bor katkısı, angiogenez ve anti-inflamatuar etki sağlayarak kemik rejenerasyonunu iyileştirmektedir. Bu gelişmeler, EPD yönteminin biyomedikal implantlarda önemli bir potansiyele sahip olduğunu göstermektedir (Drevet vd. 2024).

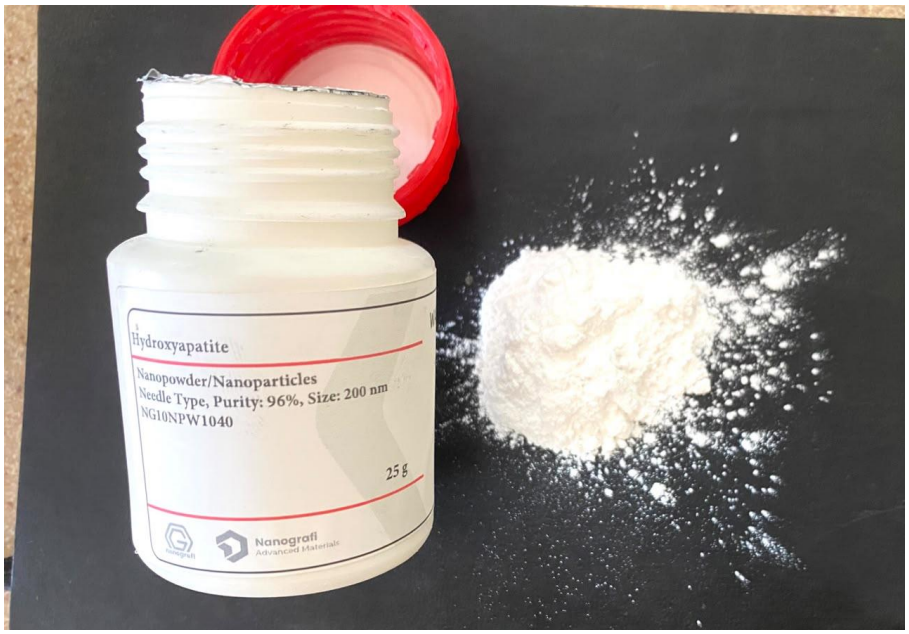
2.3 Kaplama Malzemeleri

İmplantların klinik başarısını artırmak amacıyla uygulanan yüzey kaplamaları, altlık

malzemenin mekanik gücünü korurken vücutla temas eden yüzeyin biyolojik uyumunu iyileştirmektedir. Günümüz implant teknolojisinde temel hedef; hem kemik dokusuna hızla tutunabilen (biyoaktif) hem de ameliyat sonrası enfeksiyonları engelleyebilen (antibakteriyel) çift fonksiyonlu yüzeyler geliştirmektir. Bu doğrultuda yapılan çalışmalarda, üstün kemik uyumuyla bilinen hidroksiapatit (HA) ana kaplama matrisi olarak seçilirken, güçlü ve geniş spektrumlu antibakteriyel etkisi nedeniyle gümüş (Ag) ise hidroksiapatit yapısına en yaygın şekilde entegre edilen katkı elementlerinden biri olmuştur. Gümüş katkılı hidroksiapatit sistemlerinin hem antibakteriyel etkinliği artırdığı hem de biyolojik aktiviteyi koruyarak implant yüzey performansını geliştirdiği çeşitli çalışmalarla ortaya konmuştur (Mirzaee vd. 2016, Oge vd. 2020).

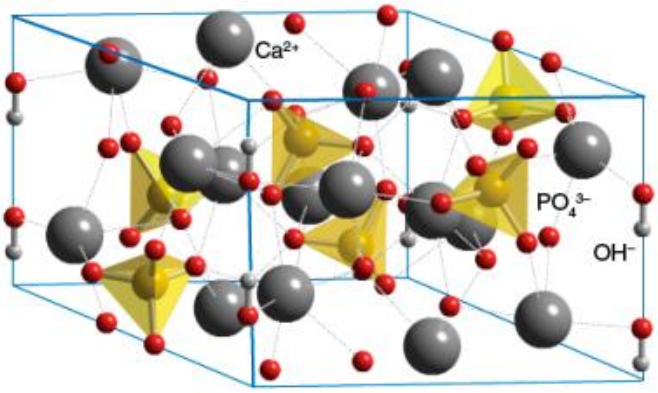
2.3.1 Hidroksiapatit (HA)

Hidroksiapatit (HA), kemiklerde ve dişlerde bulunan doğal bir mineral olan kalsiyum fosfat bileşiğidir ($Ca_{10}(PO_4)_6(OH)_2$). Hidroksiapatit, biyolojik uyumluluğu sayesinde tıbbi alanlarda yaygın olarak kullanılmaktadır. Özellikle kemik iyileşmesi ve implant yüzey kaplamalarında tercih edilmesinin nedeni, kemiklerle mükemmel uyum sağlaması ve osseointegrasyonu desteklemesidir. Aynı zamanda biyolojik olarak parçalanabilir ve güvenli bir malzeme olarak kabul edilir (Arcos Navarrete ve Vallet Regí 2020).



Resim 2.1 %96 saflıktaki ticari nano-hidroksiapatit (nHA) tozu.

Hidroksiapatitin biyomedikal uygulamaları arasında ortopedik ve diş implantları önemli bir yer tutar. Bu tür protezler, her yıl milyonlarca insanın yaşam kalitesini artırmaktadır. Klinik personelin eğitimi, yeni protez tasarımları, sterilite kontrolü ve antibiyotik protokollerindeki ilerlemelerle birlikte protezlerin başarı oranları son yıllarda kayda değer bir şekilde artmıştır. Örneğin, kalça protezlerinde 10 yıl sonra başarı oranı %90-95, 20 yıl sonra ise %80-85 seviyelerindedir. Benzer şekilde, titanyum bazlı diş implantlarında da yüksek başarı oranları elde edilmektedir (Arcos Navarrete ve Vallet Regí 2020). Bu bağlamda, HAp'ın biyolojik performansını daha da iyileştirmek için bu üç temel özellik detaylı bir şekilde ele alınacaktır.



Şekil 2.7. Altıgen HAp'nin birim hücresi (Eliaz ve Metoki 2017).

2.3.2 Hidroksiapatit Kaplamaların Gelişimi ve Amacı

Hidroksiapatit (HAp), $Ca_{10}(PO_4)_6(OH)_2$ formülüyle bilinen ve kemik ile diş minesine benzer yapısı sayesinde biyouyumlu bir malzeme olarak öne çıkan bir kalsiyum fosfat seramiğidir. Ancak düşük kırılma tokluğu ve mekanik özellikleri, HAp'ın genellikle yük taşımayan alanlarda dolgu malzemesi olarak kullanılmasına yol açmaktadır. Son yıllarda, HAp'ın mekanik dayanımını artırmak amacıyla çeşitli yöntemler geliştirilmiştir. Bu yöntemler arasında Ti, Ag, Mg^{2+}, Sr^{2+} ve Al^{3+} gibi elementlerle yapılan doping çalışmaları öne çıkmaktadır. Ayrıca, çökelme yöntemi gibi üretim tekniklerinin optimizasyonu, HAp'ın partikül boyutlarını küçülterek mekanik dayanımı artırmaktadır. Bu gelişmeler, biyomedikal alandaki etkinliğini artırmış ve HAp'ın daha geniş bir kullanım alanı bulmasına olanak sağlamıştır (Koc 2020).

Hidroksiapatit (HA), özellikle kemik biyomühendisliği ve implant teknolojisinde güçlü

bir malzemedir. Ancak, mekanik dayanımı artırmak için çeşitli iyileştirme teknikleri uygulanmaktadır. MgO'nun HA'ya eklenmesiyle mineralizasyonun ve kırılma tokluğunun iyileştirildiği, aynı zamanda biyouyumluluğunun artırıldığı belirtilmektedir. Bu tür modifikasyonlar, HA'nın uzun ömürlü ve daha dayanıklı implantlar için kullanılmasını sağlamaktadır (Pazarlıoğlu ve Algan 2021).

HA bazlı hidrojel sistemlerinde, kalsiyum fosfat mineralleri ve kemik benzeri nanokompozitlerin geliştirilmesine yönelik çalışmalar yapılmıştır. Elektrofiziksel yöntemler ve çift-difüzyon sistemi gibi teknikler kullanılarak mineralleşme sağlanmıştır. Fosfat iyonları ile inkübasyon, hidrojel yüzeyinde çapraz bağlı yapılar oluşturarak HAp mineralleşmesini desteklemiştir. Bu yaklaşımlar, biyopolimerlerle entegre edildiğinde, kemik rejenerasyonu için umut verici sonuçlar doğurabilir (Gao vd. 2021).

Hidroksiapatit (HAp), biyomedikal uygulamalarda önemli bir malzeme olarak öne çıkmaktadır. Kemik benzeri yapısıyla biyouyumlu olan bu malzeme, özellikle kemik dokusuyla entegrasyon ve rejenerasyon süreçlerinde kullanılmaktadır. Ancak mekanik özelliklerini geliştirmek için çeşitli doping elementleri (örneğin Mg^{2+} ve Ti) ve üretim yöntemleri uygulanmaktadır(Koc 2020, Gao vd. 2021, Pazarlıoğlu ve Algan 2021).
HAp'ın mekanik özelliklerinin artırılması için kullanılan yöntemlerden biri, doping çalışmalarıdır. Mg^{2+} ve Ti gibi elementlerin eklenmesiyle HAp'ın dayanımı ve biyolojik özellikleri geliştirilmiştir (Koc 2020, Pazarlıoğlu ve Algan 2021).

HA'nın biyolojik özelliklerinin yanı sıra mekanik dayanımını artırmak için mineralleşme süreçleri ve biyouyumlu katkı maddeleri kullanılmıştır. Bu yöntemler, implantlar ve kemik iyileşmesi süreçlerinde HA'nın etkinliğini artırmaktadır (Gao vd. 2021, Pazarlıoğlu ve Algan 2021).

2.3.3 Metal Biyomalzemelerde HA Kaplamanın Avantajları

2.3.3.1 Biyouyumluluk

Hidroksiapatit (HAp), mükemmel biyouyumluluk, biyolojik aktivite, korozyon direnci ve kimyasal stabilite özelliklerine sahip olduğu için protez uygulamalarında yaygın olarak

kullanılan bir kalsiyum fosfat (CaP)-bazlı biyomalzemedir. Ayrıca, vücut içinde bağışıklık sistemi tarafından reddedilmemesi veya olumsuz tepkiye yol açmaması nedeniyle tercih edilir.

HAp'nin, kemikle entegrasyon kapasitesi (osseointegrasyon) ve canlı kemik dokusu ile kemik-benzeri bir bağ tabakası (apatit) oluşturma yeteneği, vücut içi implantlarda oldukça önemlidir. Bu bağ tabakası, implant ile kemik dokusu arasında bir bağlantı sağlayarak osteoblastik gelişim, proliferasyon ve diferansiyasyon için iyi bir platform sunabilir. İnsan ve hayvan kemiklerinin ve dişlerinin birincil bileşeni olan HAp, kemik gelişimini de uyarabilir ve bu nedenle tıbbi tedavilerde bir standart olarak kabul edilir (Ahmadi vd. 2021).

Hidroksiapatit (HAp), kemik dokusuyla yüksek düzeyde biyouyumluluk gösteren, bioaktif ve osteokondüktif özelliklere sahip bir seramik malzemedir. Bu özellikleri sayesinde, HAp kaplamalar metal implantlarda sıklıkla tercih edilmektedir. Özellikle Ti6Al4V alaşımı gibi biyomedikal uygulamalarda yaygın olarak kullanılan implantların yüzeyine uygulandığında, HAp kaplamalar, implant ile kemik arasında güçlü bir bağlantı oluşturur ve osseointegrasyonu destekler. Bu, implantın dokuyla uyumunu artırarak uzun vadeli başarısını sağlar.

Sonuç olarak, HAp kaplamaların biyolojik ve mekanik performansının optimize edilmesi, biyomedikal uygulamalar açısından kritik öneme sahiptir (Ahmadi vd. 2021, Sivaperumal vd. 2022).

2.3.3.2 Mekanik Dayanımı ve Antibakteriyel Özellikleri

Hidroksiapatit'in kırılgan yapısı, kaplamaların zamanla laminasyonuna neden olabilir. Bu durum, implant yüzeyinin çevre dokulara metal iyonları salmasına yol açarak enfeksiyon, iltihaplanma veya bakteri üremesi gibi komplikasyonlara sebep olabilir. Özellikle hareketli implantlarda, bu sorun fretting korozyon ile daha da kötüleşebilir.

Bu sorunları çözmek için HAp'a titanya (TiO_2) ve alümina gibi takviye edici nanoparçacıklar eklenerek kaplamanın mekanik dayanımı artırılmıştır. Bunun yanı sıra,

HAp yapısına gümüş (Ag) ve diğer antibakteriyel iyonlar entegre edilerek enfeksiyon riskinin azaltılması hedeflenmiştir. Gümüş, bakteri üremesini önlemedeki etkinliği sayesinde bu kaplamalarda cazip bir katkı maddesi olarak öne çıkmaktadır (Sivaperumal vd. 2022).

2.3.3.3 Kemik Rejenerasyonunu Destekleme

Hidroksiapatit (HAp), doğal kemikle benzer bir yapıya sahip olup, diş ve kemik doku implantları için yaygın olarak kullanılan biyomaterialdir. HAp, yüksek biyouyumluluk ve bioaktivite gibi özellikler gösterir ve inflamasyona ya da immün reaksiyonlara yol açmaz. Bu nedenle, HAp kemik rejenerasyonu için önemli bir bileşendir. HAp'in biyolojik yapısı, doğal kemik yapısıyla uyumlu olduğundan, kemik dokusu üzerinde olumlu etkiler yaparak iyileşme sürecini destekler (Gao vd. 2021).

Hidroksiapatit (HAp), biyolojik uyumluluğu nedeniyle kemik doku onarımında önemli bir rol oynar. Ayrıca, yumuşak dokuların (deri, mukozalar, tendonlar) rejenerasyonunu destekleyen implantlar olarak da kullanılır. HAp'nin biyolojik yapısı, kemik dokuya benzer olduğundan kemik rejenerasyonuna katkı sağlar. HAp, kemik benzeri yapılar oluşturmak için biyomineralizasyon süreçlerine dahil edilerek, hidrojel matrisi içindeki fosfat gruplarının etkisiyle HAp kristallerinin oluşumunu tetikleyip kemik onarımına katkı sağlar (Budiatin vd. 2020).

Hidroksiapatit (HAp), biyolojik yapısı itibarıyla doğal kemik yapısıyla uyumlu olup, kemik dokusunun iyileşme sürecini destekleyerek kemik rejenerasyonu ve iyileşmesi için önemli bir biyomalzemedir (Budiatin vd. 2020, Gao vd. 2021).

2.3.3.4 Mekanik Özelliklerin İyileştirilmesi

Metal implantlarda kullanılan hidroksiapatit (HAp) kaplamaların, mekanik özelliklerini ve biyolojik uyumluluğunu iyileştirerek osseointegrasyonu desteklediği literatürde yaygın olarak vurgulanmaktadır. HAp kaplamaları, metal yüzeylerin mekanik mukavemetini artırarak dayanıklılığı geliştirir ve aşınma direncini yükselterek implantların ömrünü uzatır. Ayrıca metal yüzeylere güçlü bir bağlanma sağlayarak yüzey

dayanımını artırır (Milazzo vd. 2019).

HAp kaplamalarının stabiliteyi artırdığı ve mikroçatlak oluşumunu geciktirdiği de gösterilmiştir. Özellikle HAp/TiO_2 kompozit kaplamalar, gerilme birikimini azaltarak mikroçatlak oluşumunu geciktirmekte ve kaplamanın mekanik bütünlüğünü korumaktadır. Bu durum, implantın uzun süreli performansını olumlu yönde etkilemektedir (Abir vd. 2022).

HAp kaplamalarına TiO_2 katkısı yapılması, elastik modül ve sertlik gibi mekanik özellikleri artırarak kaplamanın dayanımını iyileştirmektedir. TiO_2ilavesi aynı zamanda kaplama ile metal yüzey arasındaki ara yüzey bağlanmasını güçlendirerek daha stabil ve dayanıklı bir yapı oluşmasına katkı sağlamaktadır (Abir vd. 2022, Souri vd. 2026).

2.4 Antimikrobiyal Metal Malzemeler

Yüksek trafikli alanlardaki temas yüzeyleri, enfekte ve savunmasız bireylerin dolaylı temasları yoluyla hastalıkların yayılmasında önemli rol oynamaktadır. Bu nedenle, farklı patojenlere karşı etkili kendiliğinden dezenfekte olabilen malzemelerin geliştirilmesi önemlidir. Çeşitli mikroorganizmalar yüzeylerde saatlerce hatta günlerce canlı kalabilmekte olup, bunlar arasında Metisilin duyarlı ve dirençli *Staphylococcus aureus* (MSSA, MRSA), Rhinovirus, Influenza A, Rotavirus ve SARS-CoV-2 yer almaktadır. Bu durum, yüzeylerin hastalık yayılımındaki etkisini artırmaktadır.Metaller bu tür yüzeylerde yaygın olarak kullanılmaktadır. Paslanmaz çelik (SS) dayanıklılığı ve korozyon direnci nedeniyle tercih edilse de antimikrobiyal özellikleri sınırlıdır. Pirinç (CuZn) estetik açıdan kullanılsa da oksitlenmeye eğilimlidir. Buna karşılık bakır (Cu), gümüş (Ag) ve kobalt (Co) gibi metaller antimikrobiyal aktivite göstermekte, ancak maliyet ve oksitlenme gibi nedenlerle sınırlı kullanılmaktadır. Bu metallerin farklı mekanizmalarla mikroorganizmaları yok etmesi, bakır, gümüş ve kobalt alaşımlarının geniş spektrumlu antimikrobiyal etki gösteren yüzeyler olarak geliştirilmesine olanak sağlamaktadır (Murray vd. 2022).

2.4.1 Gümüş (Ag)

Gümüş, tarihsel olarak antibakteriyel özellikleri nedeniyle çeşitli alanlarda kullanılmıştır. Örneğin, gümüş nitrat ve gümüş sülfadiazin kremleri yanık ve yara tedavisinde, ayrıca hijyen amaçlı uygulamalarda kullanılmıştır (Klasen 2000). Gümüşün antibakteriyel aktivitesine dair araştırmaların ilerlemesiyle birlikte, nanoteknoloji alanında da bu özellikten faydalanılmaya başlanmıştır (Bruna vd. 2021).

Soy metal nanomalzemeler, geniş spektrumlu antibakteriyel uygulamalar için yoğun şekilde araştırılmaktadır. Özellikle gümüş (Ag) nanoyapılar, farklı şekil ve boyutlarda güçlü antibakteriyel potansiyel göstererek enfeksiyonların tedavisinde önemli rol oynamaktadır (Yusuf-Salihu vd. 2025).



Resim 2.2 Gümüş nano tozu.

Gümüş iyonları (Ag^{+}), hücre içi ve hücre dışı azot ve kükürt içeren biyomoleküllerle yüksek afinite gösterir. Bu etkileşimler, hücresel süreçleri bozarak bakteriyel ölüme neden olur (Khina ve Krutyakov 2021). Ag nanoparçacıklarının antibakteriyel etkinliği büyük ölçüde parçacık boyutuna bağlıdır. Daha küçük nanoparçacıklar hücre içine daha kolay girebildiğinden daha yüksek antibakteriyel aktivite gösterir; 40 nm üzerindeki

parçacıklarda ise endositoz zorlaşır ve etkinlik azalır (Martínez-Castañón vd. 2008). Ayrıca pozitif yüklü Ag nanoparçacıkları, negatif yüklü olanlara göre daha güçlü antibakteriyel etki sergiler (Khina ve Krutyakov 2021). Gümüş nanomalzemelerde agregasyon önemli bir problemdir ve ultraviyole (UV) ışık bu parçacıkların bir araya gelmesini teşvik ederek hücre içine girişlerini zorlaştırabilir ve Ag^+ salınımını azaltabilir (Madaniyah vd. 2025).

Bu sorunların giderilmesi için altın (Au), paladyum (Pd) ve platin (Pt) gibi soy metallerle kaplanmış gümüş bazlı nano alaşımlar geliştirilmiştir. Özellikle Au kaplama, nanoparçacıkların stabilitesini artırarak antibakteriyel etkinliği güçlendirir (Lee ve Park 2025).

Gümüş bazlı nanoalaşımlar ayrıca yüzey plazmon rezonansı (SPR) özellikleri sayesinde biyofilm oluşumunu engelleyebilir ve fototermal terapi (PTT) ile bakteriyel biyofilmleri yok edebilir. Bu yöntem özellikle antibiyotik dirençli bakterilere karşı etkilidir (Zhang vd. 2026).

Bunun yanında gümüş bazlı nanoyapılar, reaktif oksijen türleri (ROS) üretimini artırarak bakterilere karşı ek bir antibakteriyel mekanizma oluşturur. Bu ROS üretimi oksidaz ve peroksidaz benzeri aktivitelerle gerçekleşir ve çoklu ilaç dirençli bakterilere karşı etkilidir (Yusuf-Salihu et al., 2025).

Sonuç olarak, gümüş bazlı nanoalaşımlar; antibakteriyel etkinlik, kontrollü iyon salınımı, biyofilm inhibisyonu ve ROS üretimi gibi çok yönlü mekanizmaları sayesinde özellikle dirençli bakterilere karşı umut vadeden materyaller olarak değerlendirilmektedir (Yusuf-Salihu vd. 2025, Zhang vd. 2026).

2.5 Osseointegrasyon

Branemark vd tarafından tanımlandığı üzere, Osseointegrasyon, titanyum implantların canlı kemik dokusu ile doğrudan temas kurarak kemik içerisinde stabil bir şekilde yerleşmesi ile karakterize edilen bir durum olarak tanımlanmaktadır. Bu süreçte implant ile kemik arasında herhangi bir ara fibröz doku bulunmamakta ve implant, kemik dokusu içerisinde fonksiyonel olarak sabit bir yapı göstermektedir. Bu doğrudan temas ve stabilite, implantın uzun süreli başarısının temelini oluşturmaktadır (Ogawa vd. 2025).

2.5.1 Kemik-İmplant Bağlantısı

Osseointegrasyon süreci, implant yerleştirildikten sonra kemik-implant arayüzünde gerçekleşen bir dizi biyolojik ve hücresel olay ile gelişmektedir. Bu süreçte implant yüzeyi, protein adsorpsiyonu ve inflamatuvar yanıtın ardından mezenkimal kök hücrelerin göçü ve osteojenik farklılaşmasının gerçekleştiği aktif bir biyolojik ortam haline gelmektedir (Liu et al., 2025). Osteoblastların bölgeye toplanması ve aktivitesi ile birlikte yeni kemik oluşumu başlamakta, bu yapı zamanla daha organize ve mekanik olarak dayanıklı hale gelmektedir. Süreç boyunca anjiyogenez ve kemik yeniden şekillenmesi gibi olaylar da gerçekleşmekte olup, bu mekanizmalar implant ile kemik arasındaki bağlantının güçlenmesinde önemli rol oynamaktadır (Romero-Serrano vd. 2024, Liu vd. 2025).İmplant çevresinde oluşan kemik dokusu, kırık iyileşmesinden farklı olarak intramembranöz ossifikasyon sürecini takip etmektedir. Bu süreçte progenitör hücreler doğrudan osteoblastlara farklılaşmakta, başlangıçta oluşan örgülü kemik zamanla daha düzenli ve lameller kemik yapısına dönüşmektedir. Yeni kemik oluşumu implant yerleştirildikten sonraki ilk hafta içerisinde başlamakta ve kemik yeniden şekillenmesi süreci ilerleyen haftalarda devam etmektedir (Romero-Serrano vd. 2024). Ayrıca, implant ile kemik arasındaki mekanik stabilitenin sağlanması ve yüklerin uygun şekilde aktarılması, osseointegrasyonun başarısında kritik bir rol oynamaktadır (Stacchi vd. 2025).

2.5.2 İmplant Yüzey Özelliklerinin Osseointegrasyon Üzerindeki Etkisi

İmplant yüzey özellikleri, özellikle pürüzlülük, topografi ve yüzey modifikasyonları, osseointegrasyon sürecinde belirleyici bir rol oynamaktadır. Yüzey pürüzlülüğünün artması, hücrelerin tutunabileceği yüzey alanını genişleterek osteoblast adezyonu, proliferasyonu ve farklılaşmasını desteklemekte ve kemik-implant temas oranını artırmaktadır. Ayrıca yüzey enerjisi ve hidrofilisitenin artması ile protein adsorpsiyonu kolaylaşmakta, bu durum hücresel etkileşimleri ve kemik oluşumunu teşvik etmektedir (Liu vd. 2025, Romero vd. 2025).Bununla birlikte, implant yüzey modifikasyonlarının yalnızca hücresel süreçleri değil, aynı zamanda immün yanıtları da etkileyerek makrofaj davranışını yönlendirdiği ve kemik oluşumunu destekleyen uygun bir mikroçevre

oluşturduğu bildirilmektedir (Liu vd. 2025). Öte yandan, gözenekli ve üç boyutlu yüzey yapıları kemik dokusunun implant içerisine doğru büyümesine olanak tanıyarak mekanik kilitlenmeyi artırmakta ve osseointegrasyonu güçlendirmektedir (Łosiewicz vd. 2025, Sarvaiya vd. 2025). Ancak yüzey pürüzlülüğünün aşırı artmasının bakteriyel kolonizasyon riskini yükseltebileceği belirtilmekte olup, bu nedenle yüzey özelliklerinin kontrollü ve dengeli şekilde optimize edilmesi gerekmektedir. Bu bağlamda, implant yüzey modifikasyonlarının biyolojik ve mekanik etkilerinin birlikte değerlendirilmesi, başarılı bir osseointegrasyon için kritik öneme sahiptir (Łosiewicz vd. 2025, Sarvaiya vd. 2025).

2.5.3 Hidroksiapatit (HA) Kaplamaların Osseointegrasyon Üzerine Etkisi

Hidroksiapatit (HA) kaplamalar, kimyasal bileşimlerinin doğal kemik mineraline benzerliği sayesinde implant yüzey modifikasyonunda yaygın olarak kullanılan biyouyumlu ve osteokondüktif materyaller arasında yer almaktadır. HA kaplı implant yüzeylerinin, kalsiyum ve fosfat iyonları salarak biyolojik olarak aktif bir arayüz oluşturduğu ve bu sayede protein adsorpsiyonunu artırarak osteoblast adezyonu, proliferasyonu ve hücre dışı matriks oluşumunu desteklediği bildirilmektedir. Bu durum, kemik dokusunun implant yüzeyine daha hızlı ve etkin bir şekilde bağlanmasını sağlayarak osseointegrasyon sürecini hızlandırmaktadır (Etinosa vd. 2025, Sarvaiya vd. 2025). Ayrıca HA kaplamaların mikro ve nano ölçekli yüzey yapıları ile birlikte kullanılması, hücre-yüzey etkileşimini artırmakta ve erken dönemde kemik oluşumunu teşvik etmektedir. Bununla birlikte, HA kaplamaların biyolojik moleküller (örneğin RGD peptitleri) ile birlikte uygulanması durumunda hücresel aktivitenin daha da arttığı ve kemik-implant entegrasyonunun güçlendiği gösterilmektedir (Etinosa vd. 2025).Sistematik derlemeler incelendiğinde, HA kaplamaların özellikle erken iyileşme döneminde kemik-implant temasını (BIC) artırarak osseointegrasyonu hızlandırdığı yönünde güçlü bulgular bulunmakla birlikte, uzun dönem sonuçlar açısından kaplı ve kaplanmamış implantlar arasında her zaman anlamlı fark bulunmadığı da rapor edilmektedir. Bu durum, HA kaplamaların özellikle erken dönem osseointegrasyon üzerinde belirgin etkiler gösterdiğini ortaya koymaktadır (Neto vd. 2025).

2.5.4 Gümüş (Ag) Katkısının Antibakteriyel Etkisi ve Osseointegrasyon'a Dolaylı Etkisi

Gümüş (Ag) katkılı kaplamalar, implant yüzeylerinde güçlü antibakteriyel özellikleri sayesinde enfeksiyon kaynaklı komplikasyonların önlenmesinde önemli bir rol oynamaktadır. Gümüş iyonlarının mikroorganizma hücre duvarına bağlanarak zar bütünlüğünü bozduğu, hücre içi enzimatik sistemleri inhibe ettiği ve reaktif oksijen türlerinin oluşumunu artırarak bakteri ve mantar hücrelerinin ölümüne yol açtığı bildirilmektedir. Bu mekanizmalar sonucunda implant yüzeyinde bakteri adezyonu ve biyofilm oluşumu önemli ölçüde baskılanmaktadır (Medina vd. 2025).

Gümüş katkısının sağladığı antibakteriyel etkinin yanı sıra, hidroksiapatit (HA) içeren kaplamalar ile birlikte kullanılması durumunda hem biyolojik uyumluluğun hem de kemik hücreleri ile etkileşimin arttığı gösterilmektedir. HA bileşeni kemik dokusuna benzer yapısı sayesinde osteoblast adezyonu, proliferasyonu ve hücre dışı matriks oluşumunu desteklerken, gümüş katkısı enfeksiyon riskini azaltarak kemik iyileşme süreci için daha uygun bir mikroçevre oluşturmaktadır. Bu sinerjik etki, implant çevresinde hem antibakteriyel koruma hem de biyolojik aktivitenin birlikte sağlanmasına olanak tanımaktadır (Essa vd. 2026).

Ayrıca gümüş katkılı HA nanokompozit kaplamaların, yalnızca antibakteriyel etki sağlamakla kalmayıp aynı zamanda biyokorozyon direncini artırarak implant yüzeyinin uzun dönem stabilitesine katkıda bulunduğu belirtilmektedir. Bu durum, implant çevresinde kimyasal ve biyolojik açıdan daha dengeli bir ortam oluşturarak kemik dokusunun implant ile etkileşimini desteklemektedir. Enfeksiyonun baskılanması, inflamatuvar yanıtın kontrol altına alınması ve yüzey stabilitesinin korunması gibi faktörlerin bir araya gelmesiyle, gümüş katkısının osseointegrasyon sürecine doğrudan değil ancak dolaylı olarak önemli katkılar sağladığı ifade edilmektedir (Souri vd. 2026).

3. MATERYAL ve METOT

3.1 Materyal

Bu bölümde, çalışmada kullanılan titanyum implant yüzeyleri, gümüş katkılı hidroksiapatit tozları ve diğer yardımcı kimyasallar tanıtılmıştır. Ayrıca elektroforetik kaplama işleminin gerçekleştirilmesi sırasında uygulanan parametreler, çözelti hazırlama adımları ve kaplama sonrası yapılan ısıl işlemler açıklanmıştır.

3.1.1 Saf Titanyum (Ti)

Bu çalışmada implant yüzey kaplaması için biyouyumluluğu, mekanik dayanıklılığı ve korozyon direnci ile bilinen saf titanyum (Ti) tercih edilmiştir. Titanyum, ortopedik ve diş implantları gibi biyomedikal uygulamalarda yaygın olarak kullanılan bir metaldir, çünkü kemik dokusuyla güçlü bir entegrasyon sağlar. Ayrıca, yüksek mukavemet/ağırlık oranı ve düşük özgül ağırlığı ile yük taşıyan uygulamalarda ideal bir malzemedir.

Saf titanyum, vücutla uyumlu olup, insan dokusuna herhangi bir toksik veya alerjik etki yapmaz. Titanyum, vücut sıvılarıyla temas ettiğinde, yüzeyinde titanyum dioksit (TiO_2) tabakası oluşturarak korozyona karşı yüksek direnç gösterir. Ayrıca, saf titanyum, kemik hücreleri ile biyolojik entegrasyon sağlayarak osseointegrasyonu destekler.

Bu çalışmada kullanılan saf titanyum, elektroforetik depozisyon (EPD) yöntemiyle hidroksiapatit (HA) ve gümüş katkılı HA kaplamalarının titanyum yüzeyine uygulanabilmesi için uygun bir temel materyal olarak seçilmiştir. Titanyum yüzeyi, kaplama işlemi öncesinde kimyasal ve mekanik işlemlerle hazırlanarak, kaplamanın tutunmasını artıracak şekilde modifiye edilmiştir.

Çizelge 3.1 Ticari saf titanyumun kimyasal bileşimi (literatürde verilen değerlerden derlenmiştir) (Mihoc 2007).

Element	Ti	Fe	O	C	N	H
İçerik (wt%)	99,5	≤0,20	≤0,15	≤0,05	≤ 0,03	≤0,01

Çalışmada kullanılan malzemeler Çizelge 3.1'de verilmiştir. Kullanılan saf titanyum (Ti)

implant malzemesi, TİMMED A.Ş. firmasından temin edilmiştir. Titanyum levha, BAYSAN BAYANA HİD. MAK. SAN. TİC. LTD. ŞTİ. firmasında 20 × 20 mm boyutlarında kesilmiştir. Saf titanyumun kimyasal özellikleri Çizelge 3.2'de gösterilmiştir.

Çizelge 3.2 Çalışmada kullanılan malzemeler ve özellikleri.

Malzeme	Temin Edildiği Firma	Saflık (%)	Ebat (mm) / Tane Boyutu	Miktarı (mL/g)
Titanyum (Ti) Plaka	TIMMED A.Ş.	99.5	20 × 20 mm	—
Hydroxyapatite (HA) Nanopowder	Nanografi	96	200 nm	25 g
Silver (Ag) Nanopowder	Nanografi	99.95	45–75 nm	5 g
Nitrik Asit (HNO_3)	Isolab	65	—	2.5 L
Etanol (C_2H_5OH)	Isolab	≥99.9	—	2.5 L
Aseton (CH_3COCH_3)	Isolab	≥99.5	—	2.5 L

3.1.2 Gümüş (Ag)

Gümüş (Ag), güçlü antibakteriyel özellikleri ile bilinen bir element olup, özellikle medikal kaplamalarda tercih edilmektedir. Bakterilere karşı geniş spektrumlu etkisi, implant yüzeylerine eklenerek enfeksiyon riskini azaltmaya yardımcı olur. Bu çalışmada 45-75 nm boyutunda ve %99,95 saflıktaki gümüş (Ag) nanopartikülleri, hidroksiapatit (HA) kaplamalara katkı maddesi olarak dahil edilmiştir ve implant yüzeyine antibakteriyel özellik kazandırılması amaçlanmıştır.

Gümüş iyonları (Ag^+), bakterilerin hücre zarını bozarak, hücresel fonksiyonlarını engeller, DNA replikasyonlarını durdurarak bakteriyel çoğalmayı önler. Düşük konsantrasyonlarda kullanıldığında, gümüş insan hücreleriyle uyumludur ve toksik etkisi minimaldir. Ayrıca, gümüş nanopartikülleri, HA matrisine homojen olarak dağılmasını sağlayarak kaplamanın her noktasına eşit şekilde yayılmasına olanak tanır. Gümüş iyonları kontrollü bir şekilde serbest bırakılarak, kaplamanın uzun süreli antibakteriyel etkinliğini sürdürür.

Bu çalışmada kullanılan gümüş, ticari olarak temin edilmiştir ve elektroforetik depozisyon yöntemiyle hidroksiapatit matrisine entegre edilerek implant yüzeyine uygulanmıştır. Gümüş iyonlarının kontrollü salınımı, biyouyumluluğu ve biyolojik performansı test edilmiştir.

3.1.3 Hidroksiapatit (HA)

Hidroksiapatit (HA), biyomedikal implantlar için kemik dokusuyla yüksek uyum gösteren kalsiyum fosfat bazlı bir seramik malzemedir. $Ca_{10}(PO_4)_6(OH)_2$ kimyasal formülüne sahip olan HA, kemik mineralizasyonunun ana bileşenidir ve biyolojik aktiviteyi artırarak osseointegrasyonu destekler.Bu çalışmada, iğnemsi (needle-type) morfolojiye, %96 saflığa ve 200 nm partikül boyutuna sahip hidroksiapatit nanopartikülleri kullanılmıştır.

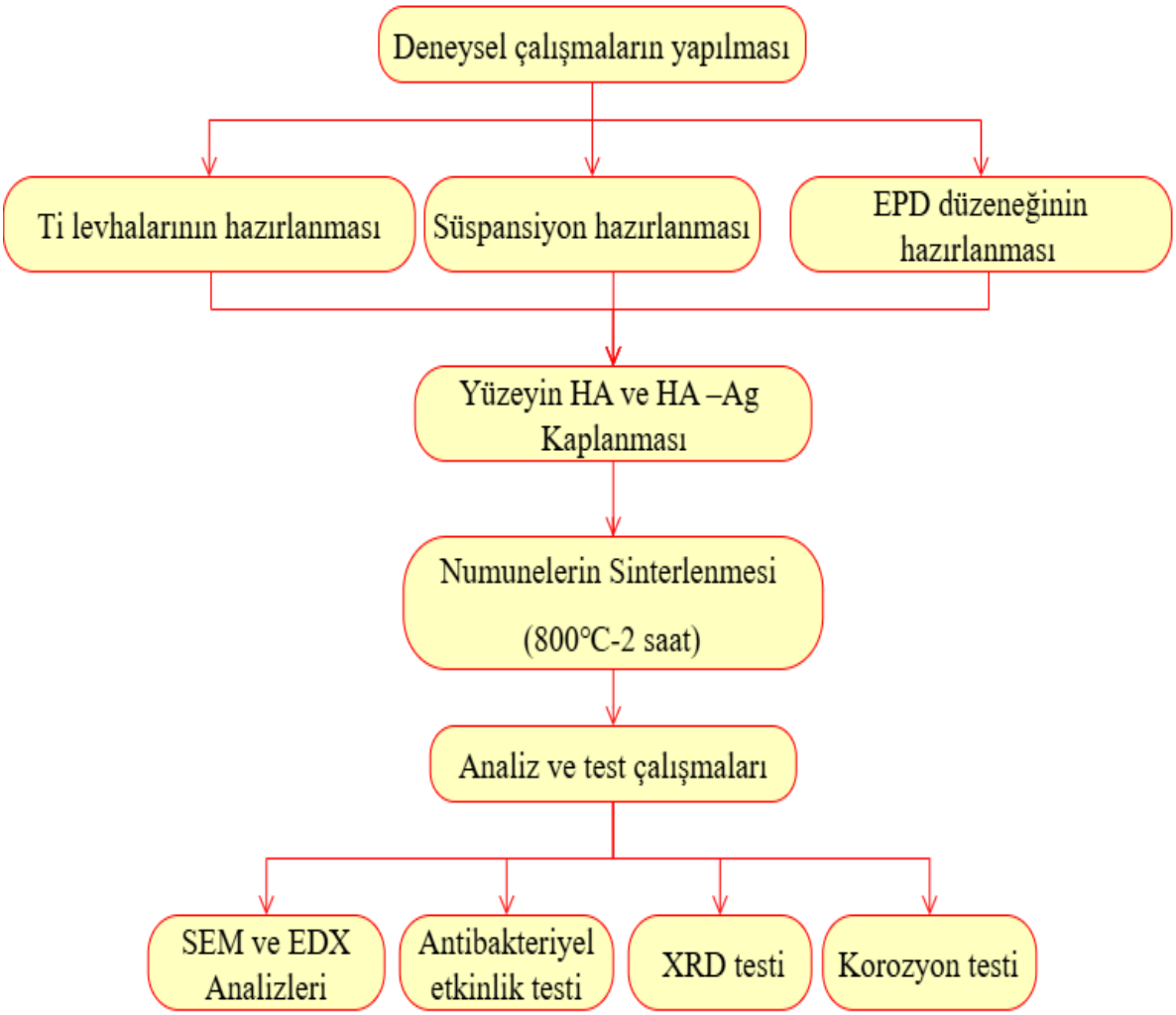
HA, kemik dokusu ile benzer yapıya sahip olması sayesinde implant yüzeyinde güvenli ve etkili bir kaplama sağlar. İçerdiği yüksek kalsiyum ve fosfor oranı, kemik hücrelerinin yüzeyde daha iyi tutunmasını ve yeni kemik oluşumunu hızlandırır. Ayrıca, HA kaplaması biyoreaktif özelliktedir, bu da çevredeki doku iyileşmesini hızlandırır.

Bu çalışmada kullanılan hidroksiapatit (HA), ticari olarak temin edilmiş ve elektroforetik depozisyon yöntemiyle titanyum yüzeyine kaplanmıştır. HA'ya eklenen gümüş (Ag), kaplamaya antibakteriyel özellik kazandırmak amacıyla kullanılmıştır. Çalışmada ayrıca etanol, hidroklorik asit (HCl) ve kaplama işlemi için gerekli diğer kimyasallardan yararlanılmıştır.

3.2 Deneysel Çalışmalar

Deneysel çalışmaların gerçekleştirilmesi sırasında izlenen işlem adımları Şekil 3.1'de sunulmuştur. Bu bölümde, saf titanyum (Ti) levhaların hazırlanması, gümüş katkılı hidroksiapatit süspansiyonlarının hazırlanması, elektroforetik kaplama (EPD) sisteminin kurulumu, yüzeyin HA ve HA- Ag kaplanması, numunelerin iki saat boyunca 800℃ sinterlenmesi ve Analiz ve test çalışmaları (SEM-EDX, XRD, Antibakteriyel ve

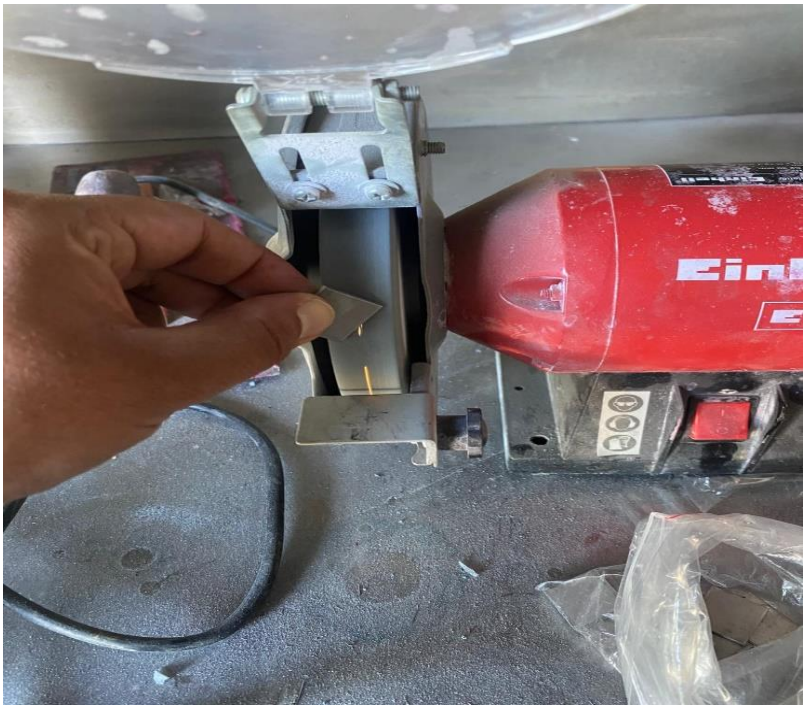
Korozyon testi) uygulanması aşamaları detaylı olarak açıklanmıştır.



Şekil 3.1 Deneysel çalışmaların şematik gösterimi.

3.2.1 Titanyum Levhalarının Hazırlanması

Bu çalışmada kullanılan saf titanyum (Ti) levhalar, Afyonkarahisar Organize Sanayi Bölgesi'nde bulunan BAYSAN BAYANA HİD. MAK. SAN. TİC. LTD. ŞTİ. firmasına ait atölyede 20 × 20 mm boyutlarında kesilmiştir. Bu işlem, numunelerin elektroforetik kaplama düzeneğine uygun boyutlarda hazırlanması ve yüzey alanlarının eşitlenmesi amacıyla gerçekleştirilmiştir. Titanyum levhaların yüzey hazırlığı amacıyla mekanik çapak giderme, kimyasal temizleme, mekanik pürüzlendirme, kumlama, ultrasonik temizleme ve asit dağlama işlemlerini içeren çok aşamalı bir ön işlem protokolü uygulanmıştır.



Resim 3.1 Titanyum levha kenarlarının Einhell TH-US 240 ile düzeltilmesi.

Kesim işleminin ardından levhaların kenar yüzeylerinde oluşabilecek çapak ve düzensizlikleri gidermek amacıyla, Einhell TH-US 240 model kombine taşlama ve zımpara makinesi kullanılmıştır. Bu adım, ilerleyen yüzey işlemleri sırasında düzgün bir kenar morfolojisi elde etmek ve kenarlarda oluşabilecek kaplama birikimlerini önlemek için uygulanmıştır.

Daha sonra levhaların yüzeylerinde üretim ve taşlama kaynaklı yağ, kir ve yüzey kalıntılarının uzaklaştırılması amacıyla numuneler yarım saat süreyle aseton içerisinde bekletilmiştir. Bu işlem, yüzeyin organik kirleticilerden tamamen arındırılmasını sağlayarak, sonraki zımparalama ve kaplama adımlarında yüzeyin homojen şekilde işlem görmesine katkı sağlamıştır.

Yüzey pürüzlülüğünü azaltmak ve yüzey aktif alanını arttırmak için levhalar 120, 400, 800 ve 1000 grit SiC zımpara kâğıtları kullanılarak zımparalanmıştır. Bu çok kademeli zımparalama işlemi, yüzeyin düzgünleştirilmesini ve hidroksiapatit kaplamanın Ti yüzeye daha iyi tutunabilmesi için gerekli mikro pürüzlülüğün elde edilmesini sağlamıştır.



Resim 3.2 Kaplama öncesi titanyum levha yüzeylerinin zımparalanması.



Resim 3.3 Kumlama ile yüzey aktivasyonu.

Zımparalama işleminin ardından yüzeyde kalan oksit tabakasının ve partikül kalıntılarının giderilmesi amacıyla 510 mL kapasiteli taşınabilir pnömatik kumlama tabancası ile kumlama işlemi uygulanmıştır (Resim 3.3). Kumlama işlemi, yüzey enerjisini artırarak kaplama öncesi yüzeyin aktivasyonunu sağlamıştır.



Resim 3.4 Kumlama işlemi uygulanmış titanyum levha.

Resim 3.4.'de Kaplama öncesi numune hazırlama aşamasında A numunesine kumlama işlemi uygulanmamış, B numunesine ise kumlama işlemi uygulanmıştır. Kumlama uygulanan B numunesinde yüzeydeki oksit tabakası ve kirleticiler uzaklaştırılarak yüzey pürüzlülüğü artırılmış, böylece kaplama için daha aktif bir yüzey elde edilmiştir.



Resim 3.5 Titanyum levhaların ultrasonik banyoda temizlenme işlemi.

Kumlama sonrasında numuneler yüzeyde kalan mikroskobik partiküllerin tamamen uzaklaştırılması için 35 kHz frekansta çalışan ultrasonik banyoda 30 dakika süreyle temizlenmiştir (Resim 3.5). Ultrasonik temizleme işlemi, sıvı içerisinde oluşan

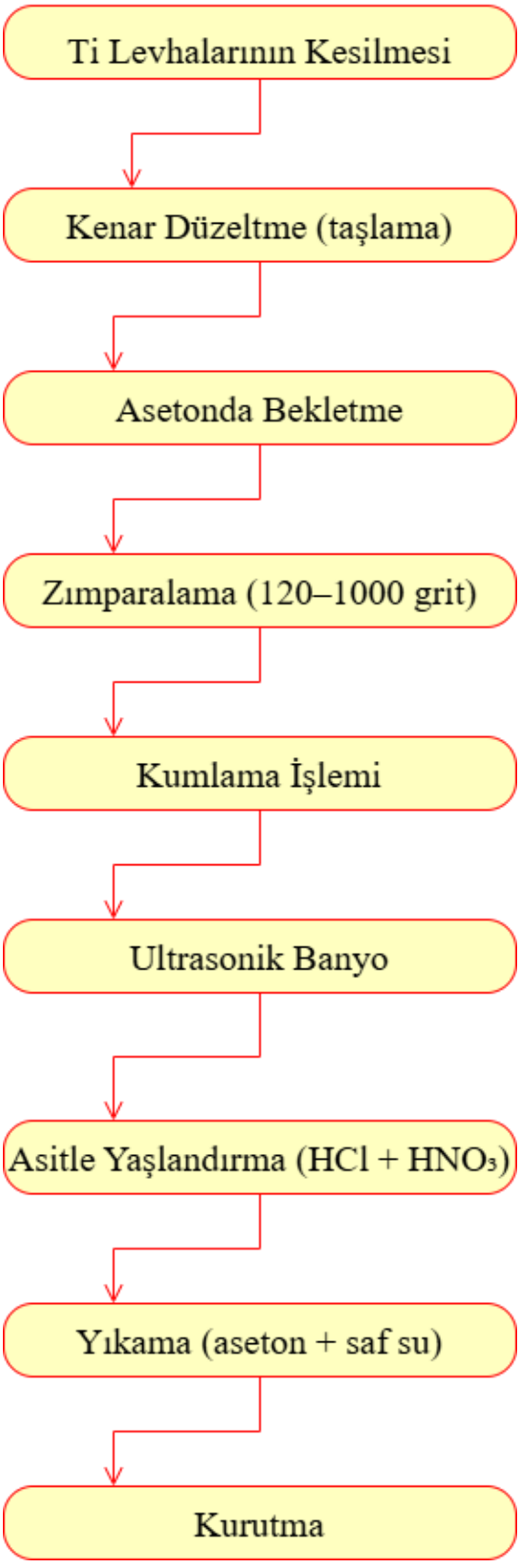
kavitasyon etkisiyle yüzeydeki yabancı maddelerin etkin bir şekilde uzaklaştırılmasını sağlamıştır.



Resim 3.6 Numunelerin asitle yaşlandırılması.

Temizlik sonrasında yüzey aktivasyonunun arttırılması ve oksit tabakasının inceltilmesi amacıyla 100 mL saf suya 2 mL HCl ve 3 mL HNO_3 ilave edilerek hazırlanan çözeltide numuneler bekletilmiştir (Resim 3.6). Bu işlem, kimyasal yaşlandırma etkisi oluşturarak yüzeyin hidrofilikliğini ve kaplama öncesi ıslanabilirliğini artırmıştır.

Son aşamada numuneler sırasıyla aseton ve saf su ile yıkanarak yüzeydeki asidik kalıntıların tamamen uzaklaştırılması sağlanmıştır. Bu adım, elektroforetik kaplama sürecinde kaplamanın homojenliği ve aderans kalitesi açısından büyük önem taşımaktadır.



Şekil 3.2 Numunenin hazırlanma aşaması.

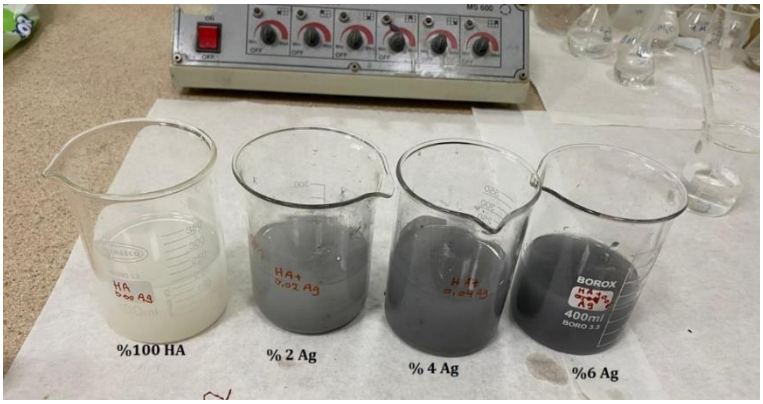
3.2.2 Süspansiyonların Hazırlanması

Elektroforetik kaplama (EPD) işleminde kullanılacak süspansiyonlar, farklı gümüş katkı oranlarına sahip olacak şekilde dört ayrı grup halinde hazırlanmıştır. Çözücü ortam olarak 200 mL etanol kullanılmıştır. Süspansiyonların hazırlanmasında toplam katı madde miktarı sabit tutulmuş olup, hidroksiapatit (HA) ve gümüş (Ag) miktarları buna göre ayarlanmıştır. Süspansiyonların pH değerini ayarlamak ve stabiliteyi sağlamak amacıyla her bir çözeltiye 0,5 mL HCl ilave edilerek pH yaklaşık 5,5 seviyesine getirilmiştir.

Birinci süspansiyon yalnızca 1 g HA içeren saf karışım olarak hazırlanmıştır. İkinci, üçüncü ve dördüncü süspansiyonlara sırasıyla 0,02 g, 0,04 g ve 0,06 g Ag nanoparçacıkları eklenmiş; bu çözeltilerde Ag miktarına bağlı olarak HA miktarı orantılı biçimde azaltılmıştır. Bu şekilde, toplam katı madde derişimi sabit tutularak Ag katkısının etkisi izole edilmiştir.

Hazırlanan tüm süspansiyonlar 350–400 rpm hızında 30 dakika boyunca manyetik karıştırıcıda karıştırılmıştır. Kaplama işlemi sırasında karıştırma geçici olarak durdurulmuş, her iki kaplama arasında ise süspansiyondaki HA ve Ag partiküllerinin homojen dağılımını sağlamak amacıyla yaklaşık 30 saniye süreyle yeniden karıştırma yapılmıştır (Resim 3.7).

Bu yöntemle hazırlanan süspansiyonların, partikül homojenliği ve kaplama kalitesi açısından kararlı ve tekrarlanabilir bir sistem oluşturması hedeflenmiştir.



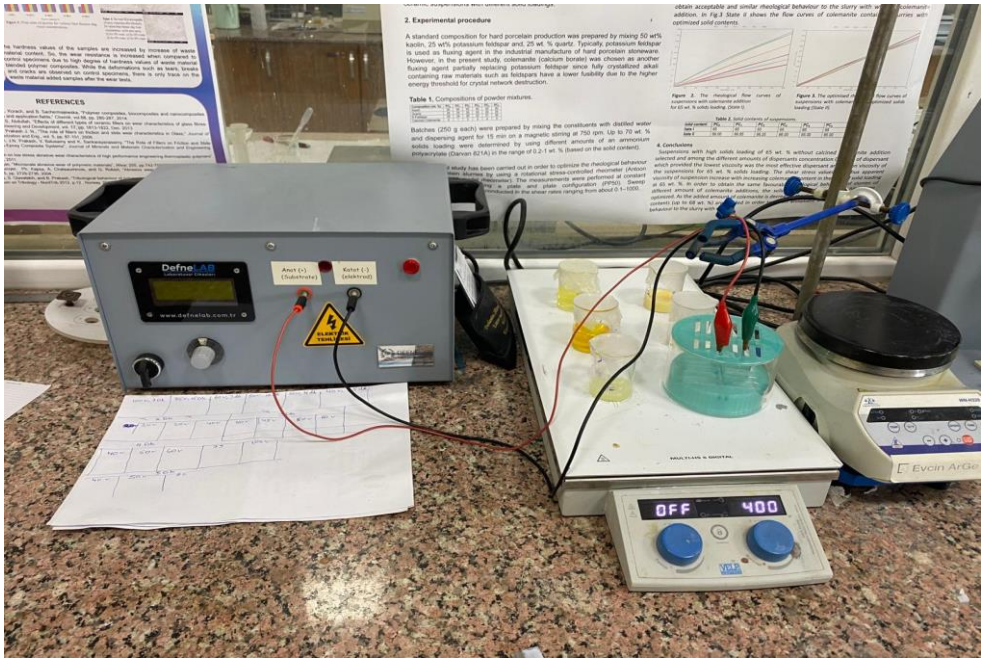
Resim 3.7 Deneysel çalışmada kullanılan çözeltiler.

Çizelge 3.3 Elektroforetik kaplama (EPD) işlemi için hazırlanan süspansiyonların bileşim oranları.

Bileşen	Süspansiyon 1	Süspansiyon 2	Süspansiyon 3	Süspansiyon 4
HA (g)	1	0.98	0.96	0.94
Ag (g)	—	0.02	0.04	0.06
Etanol (mL)	200	200	200	200
HCl (mL)	0.5	0.5	0.5	0.5
Karıştırma hızı(rpm)	350–400	350–400	350–400	350–400
Karıştırma süresi (dk)	30	30	30	30

3.2.3 EPD Düzeneğinin Hazırlanması

Deneysel çalışmalarda kaplama işlemi sırasında Ti numune katot elektrot olarak bağlanmış, anot elektrot olarak ise grafit kullanılmıştır. Kaplama süreci boyunca grafit elektrotun tercih edilme nedeni; yüksek kimyasal kararlılığı, elektriksel iletkenliği ve süspansiyon ortamına iyon salmaması sayesinde sabit bir elektroforetik ortam sağlamasıdır (Resim 3.8).



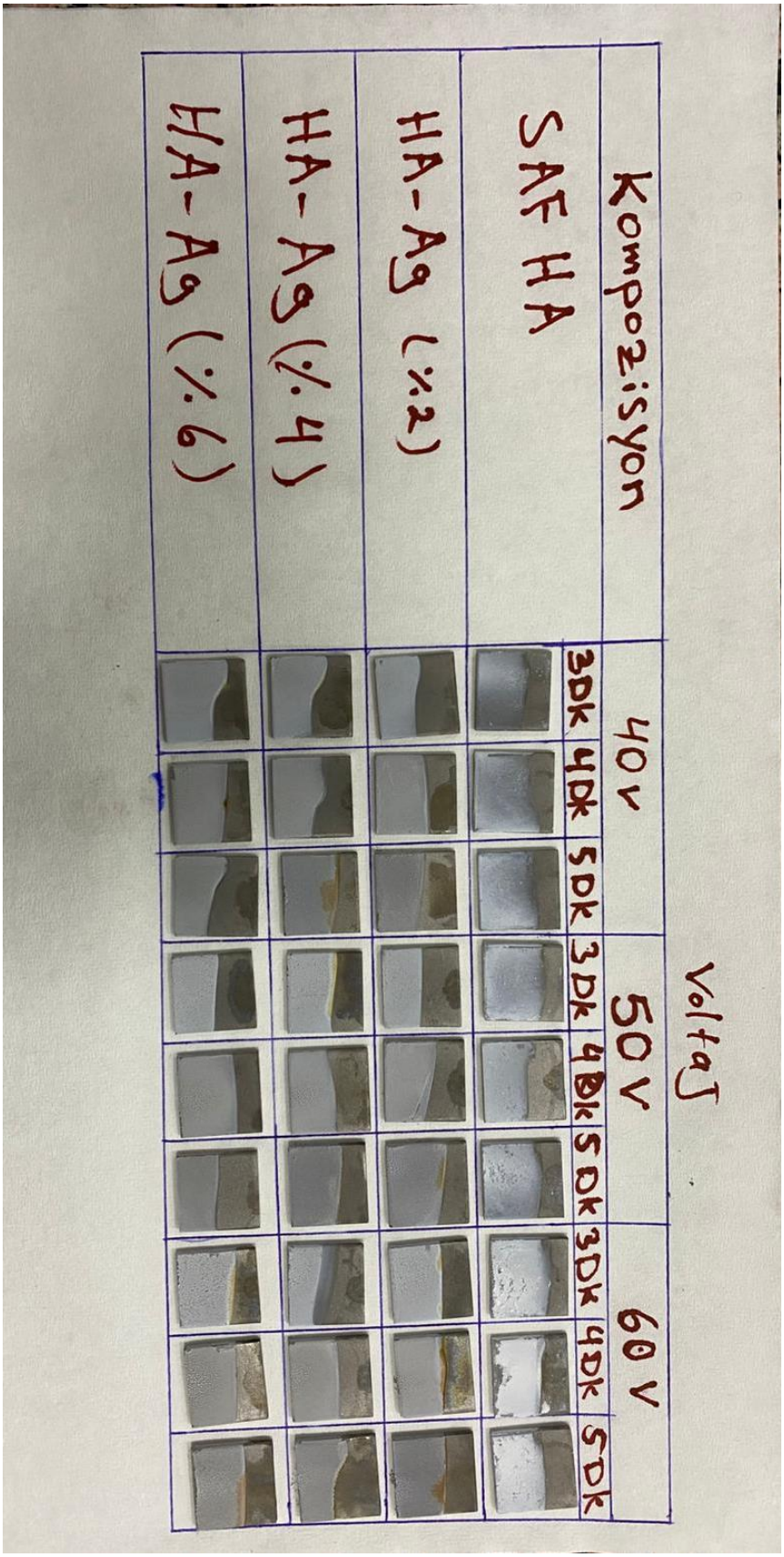
Resim 3.8 EPD düzeneği.

Çalışmanın başlangıcında bakır, gümüş, platin ve nikel gibi farklı anot malzemeleri ile de denemeler yapılmış, ancak bu metallerin yüzeyinde oksidasyon, iyon geçişi veya çözelti bozulması gibi istenmeyen etkiler gözlemlenmiştir. Bu nedenle söz konusu elektrotlar kaplama için uygun bulunmamış ve tüm kaplamalar sadece grafit anot kullanılarak gerçekleştirilmiştir. EPD kaplama süreci boyunca süspansiyon içi homojenliğin korunması amacıyla belirli aralıklarla karıştırma yapılmıştır. Kullanılan tüm deneysel parametreler sabit tutularak, farklı süspansiyon kompozisyonlarının kaplama kalitesi üzerindeki etkileri karşılaştırılmıştır.

3.2.4 Numune Yüzeylerinin Kaplanması

Titanyum altlıklar, hazırlanan hidroksiapatit (HA) süspansiyonu kullanılarak elektroforetik yöntemle kaplanmıştır. Kaplama işlemleri, grafit anot ve titanyum katot kullanılarak gerçekleştirilmiştir. Deneyler sırasında kaplama voltajı ve süresi parametreleri değiştirilmiş, böylece kaplama kalınlığı ve homojenliği üzerine etkileri araştırılmıştır. Kaplama işlemleri üç farklı voltajda (40 V, 50 V ve 60 V) ve üç farklı sürelerde (3, 4 ve 5 dakika) uygulanmıştır. Her bir deney koşulunda elde edilen kaplamalar, görsel olarak incelenmiş ve optimum kaplama koşulları belirlenmiştir. Elde edilen sonuçlara göre voltaj ve sürenin artmasıyla birlikte kaplama kalınlığında artış gözlenmiş, ancak yüksek voltajlarda yüzeyde çatlak ve düzensiz tabaka oluşumu eğilimi belirlenmiştir. EPD yöntemiyle gerçekleştirilen kaplamalarda, Ag katkılı üç farklı süspansiyon kullanılmıştır. Bu süspansiyonlar sırasıyla %2, %4 ve %6 Ag içeriğine sahip olacak şekilde hazırlanmıştır. Kaplama işlemlerinde katot olarak titanyum numuneler, anot olarak ise grafit elektrot kullanılmıştır. Tüm kaplamalar Afyon Kocatepe Üniversitesi Mühendislik Fakültesi Polimer Kompozit Malzeme laboratuvarında bulunan DefneLab marka DC güç kaynağı ile gerçekleştirilmiştir.

Her bir süspansiyon için kaplamalar 40 V, 50 V ve 60 V olmak üzere üç farklı voltajda ve 3, 4 ve 5 dakika sürelerle yapılmıştır. Böylece her Ag oranı için farklı voltaj ve süre kombinasyonlarında toplam dokuz kaplama elde edilmiştir (Resim 3.9).



Resim 3.9 Numunelerin (Ti–HA–Ag) Kaplanmış Hali.

Çizelge 3.4 EPD Kaplama İşlemi Uygulama Koşulları ve Değişkenleri.

Voltaj	Ag Oranı (%)	Kaplama süresi (dk)
40V	%2, %4, %6	3,4,5
50 V	%2, %4, %6	3,4,5
60 V	%2, %4, %6	3,4,5

3.3.5 Numuneleri Sinterlenmesi

Kaplanmış olan Ti levhaların kaplama işleminden sonra mekanik özelliklerinin iyileştirilmesi için ısıl işlem yapılmıştır. Bu işlem silindirik tüp fırın içerisinde (Resim 3.10), literatür araştırması sonucunda 10 °C/dk ısıtma rejimi ve 800 °C de 2 saat olarak gerçekleştirilmiştir. Ti levhalar yüksek sıcaklıklarda oksitlenmeye eğilimli olduğundan fırın içerisine koruyucu gaz olarak argon gazı verilmiştir.



Resim 3.10 Kullanılan tüp fırın.

3.3.6 Korozyon Testi

Bu çalışmada, kaplamalı ve kaplamasız titanyum numunelerin korozyon davranışları, fizyolojik vücut ortamını simüle eden korozif bir elektrolit içerisinde elektrokimyasal yöntemlerle incelenmiştir. Korozyon deneylerinde elektrolit olarak, 1 litre saf su

içerisinde 35 gram sodyum klorür (NaCl) çözülerek hazırlanan tuzlu su çözeltisi kullanılmıştır. Deney öncesinde, ölçümlerin standart bir değer üzerinden karşılaştırılabilmesi amacıyla numunelerin belirli bir yüzey alanı elektrolitle temas edecek şekilde maskelenmiş ve böylece aktif yüzey alanı sabitlenmiştir. Elektrokimyasal ölçümler, Afyon Kocatepe Üniversitesi Teknoloji Fakültesi laboratuvarında bulunan Gamry marka potansiyostat cihazı ve bu cihaza bağlı üç elektrotlu standart bir korozyon hücresi kullanılarak gerçekleştirilmiştir (Resim 3.11). Bu sistemde; hazırlanan titanyum numuneler çalışma elektrodu (WE), devreyi tamamlayarak akım iletimini sağlayan platin tel karşı elektrot (CE) ve potansiyelin hassas bir şekilde izlenmesine olanak tanıyan referans elektrot (RE) olarak tanımlanmıştır. Potansiyostat cihazı, operasyonel yükselteçli bir geri besleme devresi prensibiyle çalışmaktadır. Cihazın temel çalışma prensibi; çalışma elektrodu ile referans elektrot arasındaki potansiyel farkını kullanıcı tarafından belirlenen değerlerde sabit tutmak veya belirli bir hızla taramak, bu esnada numune yüzeyinde meydana gelen korozyon reaksiyonları sonucu oluşan akımı ise yüksek hassasiyetle ölçmektir.Deney prosedürü uyarınca, numuneler elektrolit içerisine daldırıldıktan sonra sistemin termodinamik dengeye ulaşması için bir süre Açık Devre Potansiyeli (OCP) izlenmiştir. Kararlı potansiyel değerine ulaşıldığında, potansiyodinamik polarizasyon testleri uygulanarak numunelerin korozyon akım yoğunluğu (I_{corr}) ve korozyon potansiyeli (E_{corr}) gibi karakteristik verileri elde edilmiştir. Bu veriler analiz edilerek, uygulanan hidroksiapatit (HA) ve gümüş (Ag) katkılı kaplamaların titanyum altlık üzerindeki korozyon direnci ve koruyucu etkinliği değerlendirilmiştir.



Resim 3.11 korozyon testi yapılan gamry marka cihaz.

3.3.7 Antibakteriyel Etkinlik Analizi

Kaplamalı titanyum numunelerin antibakteriyel etkinliği, Gram-negatif Escherichia coli (ATCC 25922) ve Gram-pozitif Staphylococcus aureus (ATCC 29213) suşları kullanılarak değerlendirilmiştir. Numuneler (≈5×5 mm) %70 etil alkol ve steril PBS ile temizlenmiş, 30 dakika UV ışığı altında steril edilmiştir. Bakteriler LB besiyerinde bir gece inkübe edilmiş ve 0,5 McFarland standardına ($\approx 1\times10^{8}$ cfu/mL) ayarlanmıştır. Hazırlanan süspansiyonlardan 48 kuyucuklu plaklarda bulunan numunelerin üzerine 500 µL eklenmiş ve örnekler 37 °C'de 4 saat inkübe edilmiştir (n=3). İnkübasyon sonrası numuneler PBS ile yıkanmış, 15 dakika sonikasyona tabi tutulmuş ve elde edilen süspansiyonlardan seri dilüsyonlar hazırlanarak uygun agar besiyerlerine ekim yapılmıştır. Petriler 37 °C'de 24 saat inkübe edilerek koloni sayımı gerçekleştirilmiş; ayrıca numuneler SEM ile bakteri–yüzey etkileşimi açısından incelenmiştir.

3.3.8 X-Işını Kırınımı (XRD) Analizi

X-ışını kırınımı (XRD) analizleri, Afyon Kocatepe Üniversitesi, Teknoloji Uygulama ve Araştırma Merkezi (TUAM) bünyesinde gerçekleştirilmiştir (Resim 3.12). Hazırlanan kaplamalı titanyum numunelerin faz yapılarının belirlenmesi amacıyla X-ışını kırınımı (XRD) analizi gerçekleştirilmiştir. XRD ölçümleri, Cu-Kα radyasyonu (λ = 1,5406 Å) kullanılarak oda sıcaklığında yapılmıştır. Numunelerden elde edilen kırınım desenleri, kristal yapı ve faz oluşumlarının belirlenmesi amacıyla değerlendirilmiştir. XRD analizi sonuçları, kaplamanın yapısal özelliklerinin incelenmesi ve diğer karakterizasyon yöntemleri ile birlikte yorumlanmak üzere kullanılmıştır.

3.3.9 SEM ve EDX Analizleri

Taramalı elektron mikroskobu (SEM) ve enerji dağılımlı X-ışını spektroskopisi (EDX) analizleri, Afyon Kocatepe Üniversitesi Teknoloji Uygulama ve Araştırma Merkezi (TUAM) bünyesinde bulunan LEO 1430VP markalı cihaz ile gerçekleştirilmiştir (Resim 3.13). Kaplamalı titanyum numunelerin yüzey morfolojilerinin ve elementel bileşimlerinin incelenmesi amacıyla SEM-EDX analizleri yapılmıştır.



Resim 3.12 X-ışını kırınımı (XRD) cihazı

Analizler sırasında farklı büyütme oranları kullanılarak numunelerin yüzey yapıları detaylı olarak incelenmiştir. SEM-EDX analizleri, kaplama yapısının karakterizasyonu ve diğer analiz yöntemlerinden elde edilen sonuçların desteklenmesi amacıyla kullanılmıştır.



Resim 3.13 Kaplamalı titanyum numunenin SEM yüzey morfolojisi ve EDX elementel analizi.

4. BULGULAR

Bu bölümde, elektroforetik biriktirme yöntemi ile titanyum altlıklar üzerine uygulanan gümüş katkılı hidroksiapatit kaplamaların yapısal, morfolojik ve fonksiyonel özellikleri; yüzey morfolojisi için SEM, elementel bileşim için EDX, faz yapısının tayini için XRD analizleri ile korozyon direnci ve antibakteriyel performansın belirlenmesine yönelik deneysel sonuçlar verilmiştir.

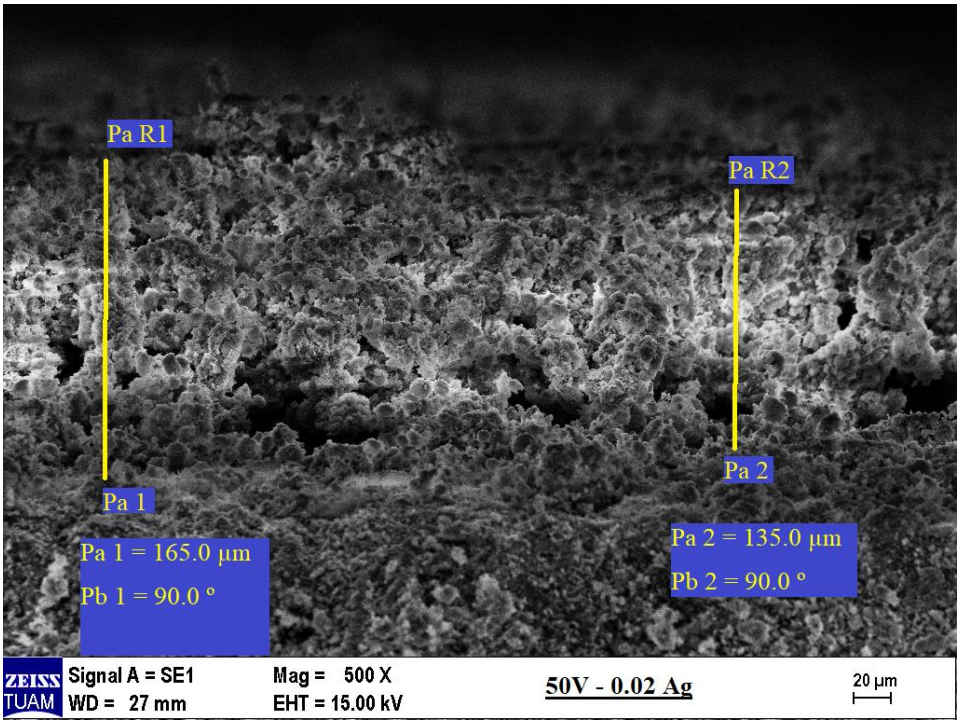
4.1 SEM- EDX Analizleri

Çalışma kapsamında, elektroforetik biriktirme yöntemiyle titanyum altlıklar üzerinde oluşturulan gümüş katkılı hidroksiapatit kaplamaların yüzey morfolojisi ve karakteristikleri SEM ile incelenmiş; kaplama yapısındaki elementel dağılım ile gümüşün varlığı ve homojenliği EDX analizi kullanılarak detaylı bir şekilde değerlendirilmiştir.

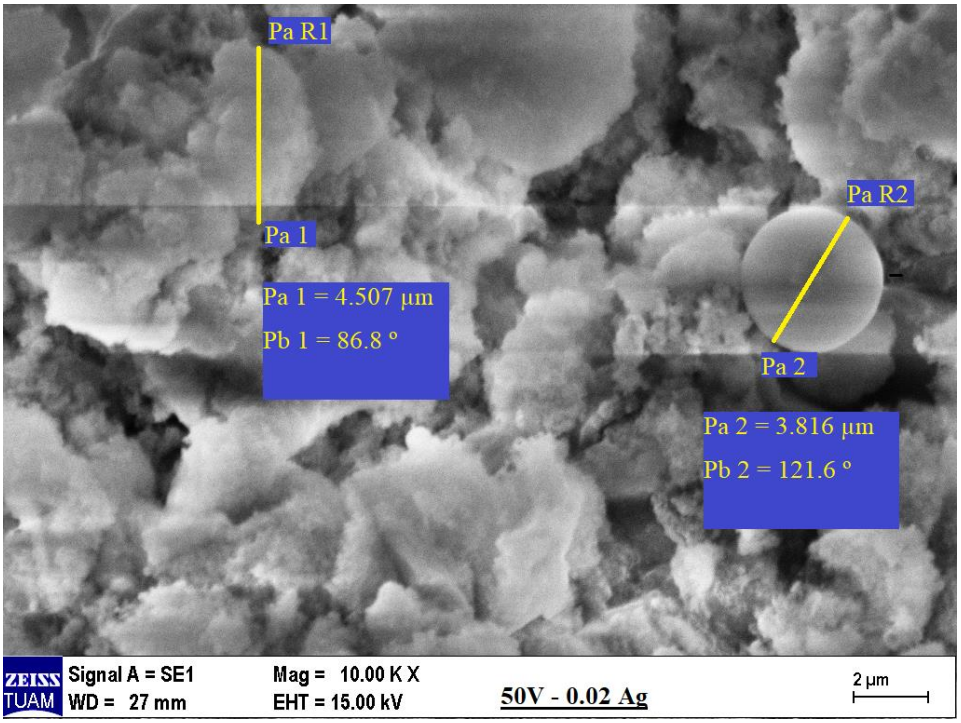
50 V gerilim altında %2 gümüş katkısı ile hazırlanan numunenin kesit görüntüsü incelendiğinde (Şekil 4.1, Şekil 4.2), kaplamanın Ti altlık üzerine sürekli ve görece homojen bir hat şeklinde biriktiği görülmüştür. Yapılan ölçümlerde kaplama kalınlığının 135 µm ile 165 µm arasında değiştiği saptanmıştır. Elektroforetik depozisyon (EPD) sürecinde uygulanan 50 V'luk gerilimin, hidroksiapatit ve gümüş parçacıklarının titanyum yüzeyine kararlı bir hızla taşınmasında ve sürekli bir hat oluşturmasında belirleyici olduğu mikroyapısal olarak doğrulanmıştır. Literatürde, EPD yöntemiyle titanyum üzerinde biriktirilen biyoaktif hidroksiapatit kaplamaların homojenliği ve kalınlık kontrolü üzerine yapılan güncel çalışmalar, elde ettiğimiz bu sürekli hat yapısını ve birikim kararlılığını desteklemektedir (Djošić vd. 2021).

Yüzey morfolojisinde parçacıkların sıkı istiflendiği ve Ti yüzeyine iyi bir tutunma sergilediği, belirgin bir çatlak yapısının oluşmadığı gözlemlenmiştir. Kaplama kesitinde ve yüzeyinde derin çatlakların veya ayrışmaların bulunmaması, 50 V gerilim altında elde edilen depozisyon dengesinin optimum düzeyde olduğunu ve yapıya entegre edilen %2'lik gümüş (Ag) katkısının hidroksiapatit matrisinin yapısal bütünlüğünü bozmadığını kanıtlamaktadır. Benzer şekilde literatürde, biyomedikal uygulamalar için geliştirilen gümüş katkılı hidroksiapatit ince filmlerin yüzey morfolojileri incelendiğinde, düşük

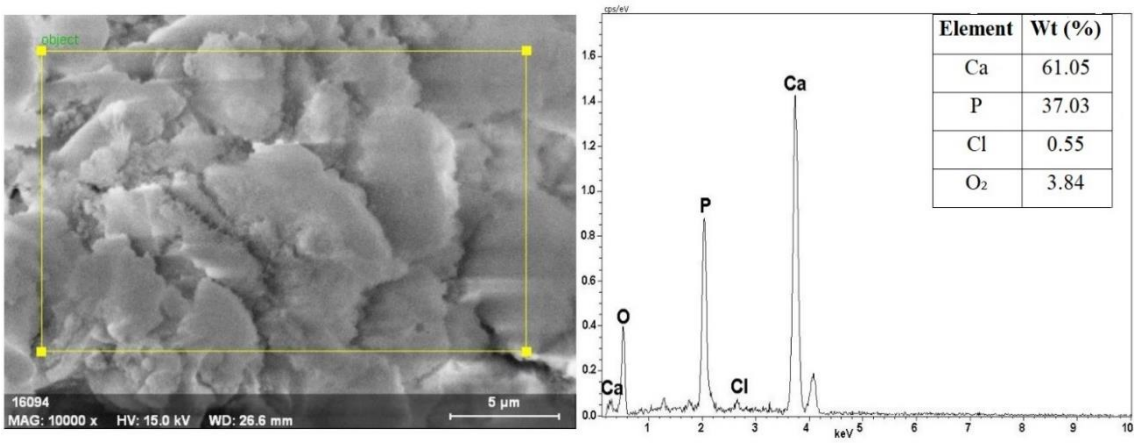
oranlardaki gümüş modifikasyonlarının pürüzsüz, çatlak içermeyen ve homojen bir parçacık dağılımı sunduğu rapor edilmektedir (Iconaru vd. 2022).



Şekil 4.1 50V- %2 Ag numunesinin kesit görünümü.



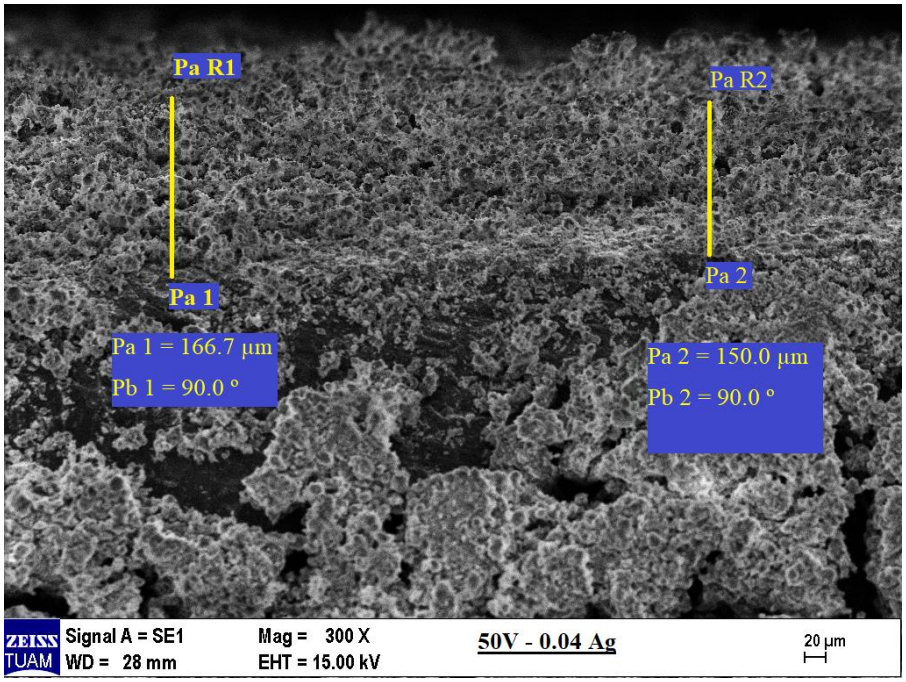
Şekil 4.2 50V- %2 Ag katkılı numunenin yüzey morfolojisi.



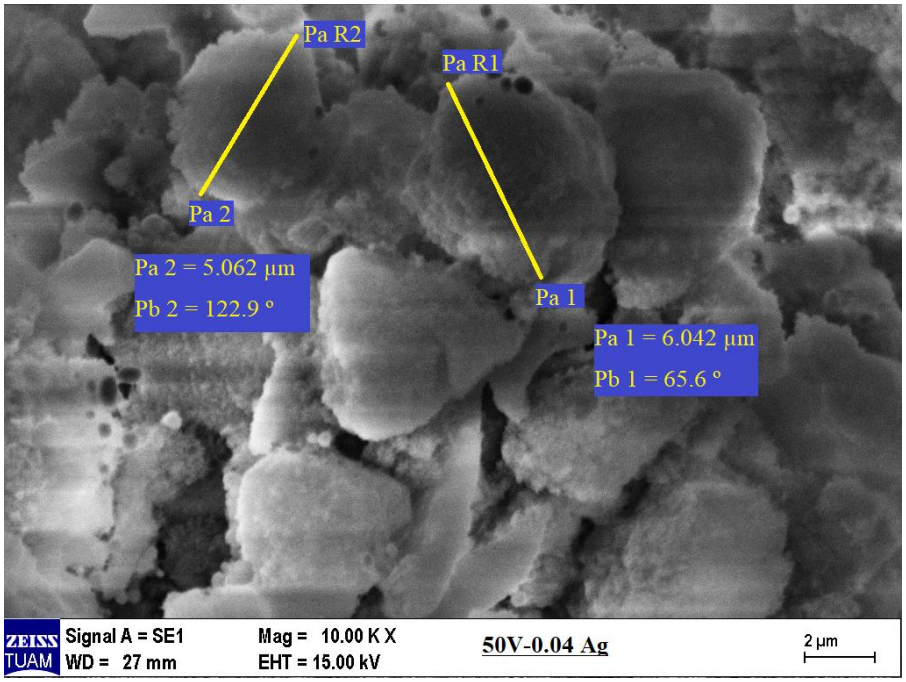
Şekil 4.3 50 V – %2 Ag numunesinin SEM görüntüsü ve EDX spektrumu.

Şekil 4.3'te, 50 V gerilim altında %2 gümüş başlangıç konsantrasyonu ile kaplanan numunenin yüzeyinden alınan EDX spektrumu incelendiğinde, yapıda kütlesel olarak %61.05 Ca ve %37.03 P elementleri tespit edilmiştir. Bu değerler, titanyum altlık üzerinde baskın olarak hidroksiapatit (HA) fazının başarıyla biriktiğini göstermektedir. Spektrumda gümüş (Ag) elementine ait belirgin bir pikin oluşmaması ve kimyasal oranda gümüşün %0 olarak kaydedilmesi, %2 gibi düşük bir başlangıç oranının bu spesifik ölçüm alanında HA matrisinin yoğun kalsiyum ve fosfor sinyalleri altında kalmasından veya lokal olarak algılama sınırının altında kalmasından kaynaklanmaktadır. Literatürde, EPD yöntemiyle üretilen gümüş katkılı hidroksiapatit kaplamaların elementer analizlerinde, düşük dopant oranlarının matris elementleri tarafından baskılanabileceği ve noktasal EDX taramalarında benzer salınımlar gösterebileceği rapor edilmektedir (Balaei vd. 2024, Salman vd. 2024). Yapıda gözlenen %3,84 oranındaki Oksijen (O) ve %0,55 oranındaki Klor (Cl) ise sentez reaksiyonlarından kalan kararlı mikro bileşenlerdir.

Gümüş oranının %4'e çıkarıldığı örnekte (Şekil 4.4, Şekil 4.5.), kaplama kalınlığının ortalama 160 µm seviyelerinde korunduğu, ancak yüzeydeki parçacık boyutlarında bir miktar artış olduğu tespit edilmiştir. Bu numunede, gümüşün yapıya dahil olmasıyla birlikte mikro-kümelenmelerin başladığı fakat tabaka bütünlüğünün Ti üzerinde kararlı bir yapı sunduğu görülmüştür.



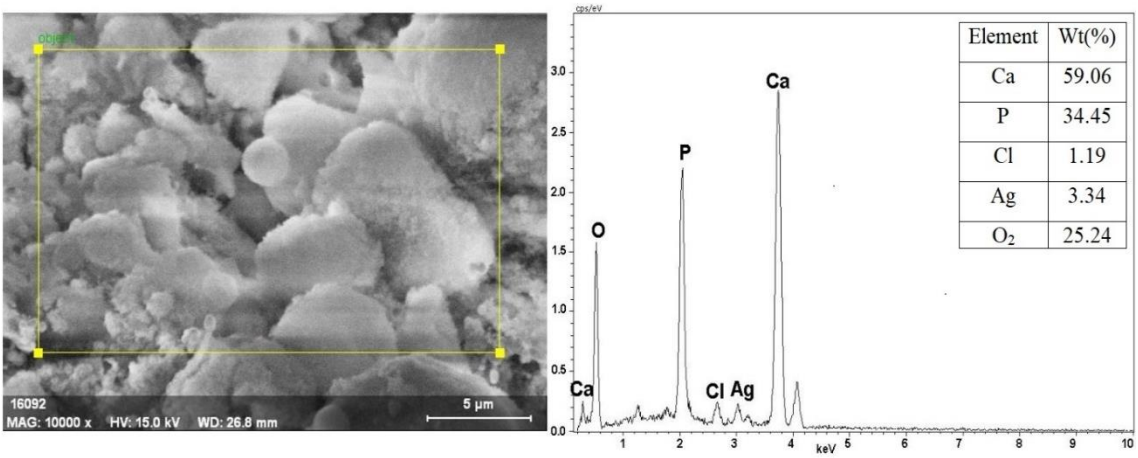
Şekil 4.4 50V- %4 Ag numunesine ait kesit görüntüsü.



Şekil 4.5 50V- %4 Ag katkılı numunenin yüzey morfolojisi.

Gümüş nanoparçacıklarının konsantrasyonundaki artış, EPD sürecinde parçacıklar arası elektrostatik dengeleri ve akım yoğunluğunu etkileyerek yüzey morfolojisinde lokal aglomerasyonlara (topaklanmalara) ve parçacık boyutunun büyümesine neden

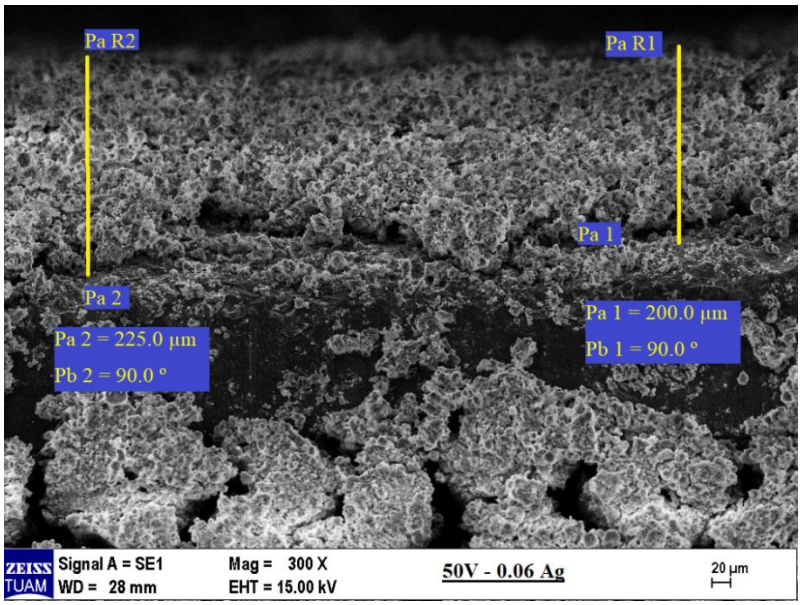
olabilmektedir. Literatürde, gümüş nanoparçacıklarının elektroforetik olarak biriktirilen hidroksiapatit filmlerin biyolojik ve morfolojik yapısına etkisini inceleyen güncel çalışmalar, gümüşün yapıya dahil olmasıyla meydana gelen bu tarz mikroyapısal değişimleri ve parçacık boyutundaki kısmi artışları doğrulamaktadır (Balaei vd. 2024). Katkı oranındaki bu artışa rağmen kaplamanın sürekliliğini kaybetmemesi ve titanyum altlık üzerinde kararlı bir tabaka bütünlüğü sergilemesi, elektroforetik parametrelerin ve matris bağlayıcılığının optimizasyonunu ortaya koymaktadır. Benzer şekilde, EPD tekniğiyle titanyum yüzeyinde oluşturulan hidroksiapatit-nano gümüş kompozit kaplamaların yapısal özelliklerini araştıran literatür verileri de, belirli bir düzeye kadar artan gümüş modifikasyonlarının tabaka kararlılığını ve altlığa olan tutunma bütünlüğünü bozmadığını rapor etmektedir (Salman vd. 2024).



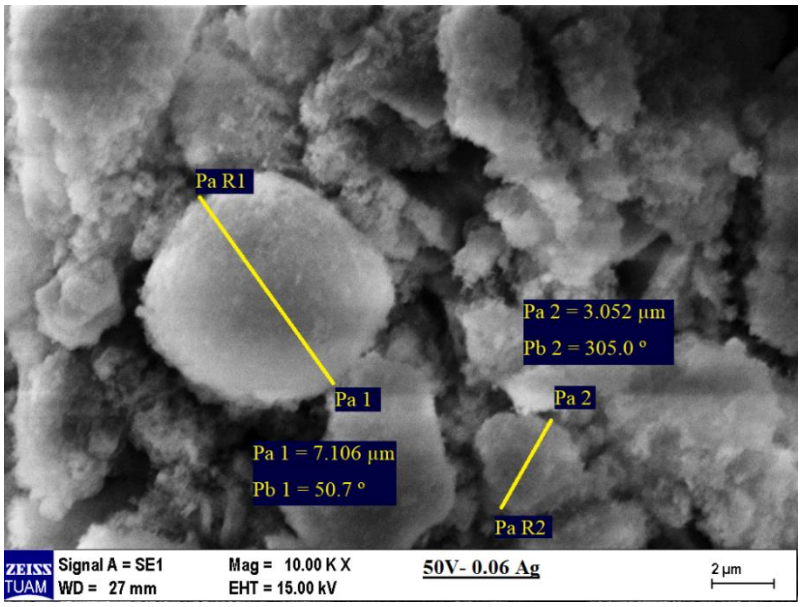
Şekil 4.6 50 V – %4 Ag numunesinin SEM görüntüsü ve EDX spektrumu.

Şekil 4.6'da Gümüş katkı oranının %4'e yükseltildiği 50 V'luk numunede, kimyasal kompozisyondaki değişim net bir şekilde gözlenmiştir. Yapılan elementer analizde %59,06 Ca, %34,45 P ve %25,24 O elementlerinin yanı sıra, yapıya başarıyla entegre olan gümüş elementinin kütlesel oranı %3.34 Ag olarak ölçülmüştür. Bu bulgu, süspansiyondaki gümüş miktarının artışıyla birlikte, EPD sürecinde HA matrisi ile gümüş nanoparçacıklarının eş-depozisyona uğradığını ve gümüşün kaplama yapısına kararlı bir şekilde dahil olduğunu kimyasal olarak kanıtlamaktadır. Literatürde, EPD yöntemiyle oluşturulan kompozit sistemlerde çözelti içerisindeki gümüş içeriğinin artırılmasının kaplama yapısındaki kütlesel gümüş oranına doğrusal yansıması ve kararlı eş-depozisyon süreçleri güncel çalışmalarla paralellik göstermektedir (Salman vd. 2024). Artan gümüş

içeriğinin HA ana bileşenlerinin (Ca ve P) oranlarında dramatik bir düşüşe yol açmaması, gümüşün matris yapısını bozmadan gözenek ve partikül aralarına yerleştiğini desteklemektedir. Benzer şekilde, gümüş nanoparçacık modifikasyonunun hidroksiapatit ana kristal yapısını ve temel elementer dağılım dengesini bozmadan matris aralıklarına entegre olduğu literatürde morfolojik ve kimyasal verilerle doğrulanmaktadır (Balaei vd. 2024).



Şekil 4.7 50V- %6 Ag numunesine ait kesit görüntüsü.

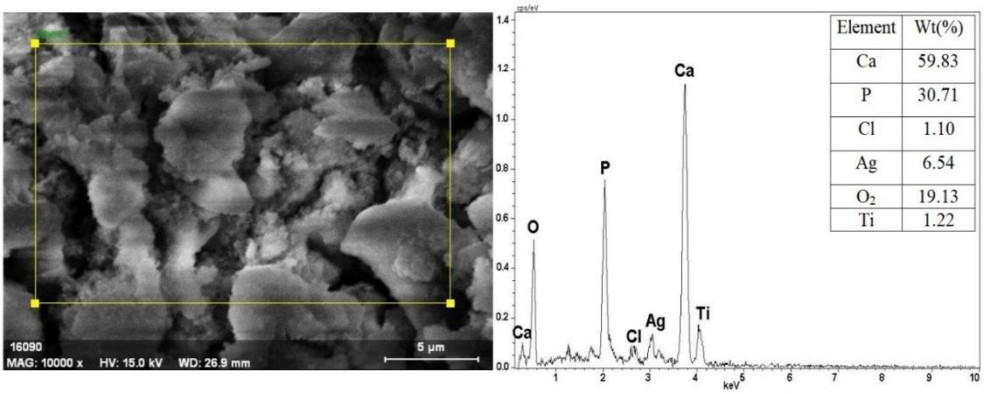


Şekil 4.8 50V- %6 Ag katkılı numunenin yüzey morfolojisi.

Şekil 4.7 ve Şekil 4.8'de 50 V gerilim altında %6 gümüş başlangıç konsantrasyonu kullanılarak üretilen kaplama tabakasının yüzey morfolojisi ve enine kesit (cross-section) mikro yapı analizleri detaylı olarak incelenmiştir. Yüksek büyütmeli yüzey SEM görüntüsünde (Şekil 4.3), gümüş katkı oranının %6 seviyesine çıkarılmasıyla birlikte hidroksiapatit matrisi içerisinde belirgin mikro-kümelenmelerin (aglomerasyon) ve dairesel/küresel karakterli partikül yapılarının oluştuğu tespit edilmiştir. Bölgesel olarak yapılan mikron boyut analizlerinde, yüzeydeki baskın küresel aglomerat boyutlarının 7.106 µm (Pa 1) ve 3.052 µm (Pa 2) seviyelerinde olduğu ölçülmüştür. Bu durum, süspansiyondaki yüksek gümüş nanoparçacık konsantrasyonunun, EPD kararlılığını etkileyerek matris elemanlarını lokal olarak bir araya getirdiğini ve topaklanma eğilimini artırdığını göstermektedir. Literatürde, elektroforetik depozisyon yöntemiyle üretilen gümüş-hidroksiapatit esaslı kaplamalarda gümüş içeriğinin artırılmasının yüzey morfolojisinde gözeneklilik dağılımını etkilediği ve lokal kümelenmelere yol açtığı bilinmektedir (Janković vd. 2015).

Numunenin kaplama kalitesini, sürekliliğini ve altlığa olan tutunma karakteristiğini belirlemek amacıyla alınan enine kesit (cross-section) SEM görüntüsünde ise oldukça kararlı ve kalın bir tabaka oluşumu gözlenmiştir. Titanyum altlık üzerinde biriken kaplama tabakasının kalınlığı, farklı bölgelerden yapılan doğrusal ölçümlerle 200.0 µm (Pa 1) ve 225.0 µm (Pa 2) arasında değişiklik gösterecek şekilde ortalama 212.5 µm olarak belirlenmiştir. Yüksek gümüş konsantrasyonunun varlığına rağmen, kaplama tabakasının titanyum arayüzeyi boyunca sürekliliğini koruduğu, altlıktan ayrılma (delaminasyon) veya derin çatlaklar sergilemediği tespit edilmiştir. Literatürde, elektroforetik depozisyon parametrelerinin optimizasyonu ile kalın ve yapısal bütünlüğünü koruyan, çatlak içermeyen biyoaktif hidroksiapatit-gümüş kompozit kaplamaların başarılı bir şekilde elde edilebileceği rapor edilmektedir (Stevanović vd. 2019).

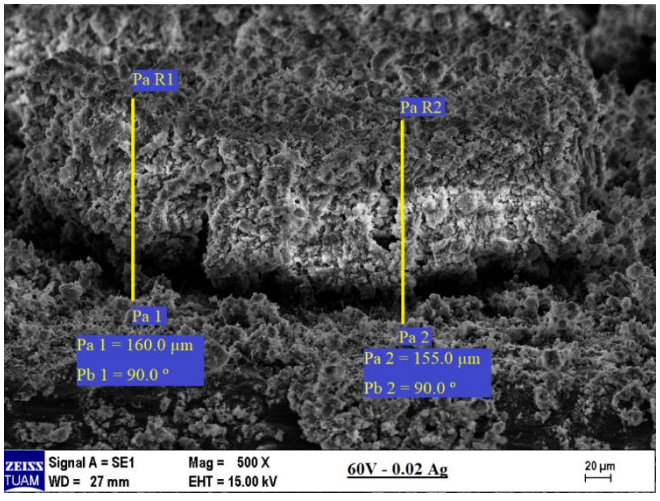
Şekil 4.9'da 50 V- %6 Ag katkılı numunesinde, gümüş piklerinin spektrumda daha da keskinleştiği görülmüştür. Elementer dağılım incelendiğinde %59,83 Ca, %30,71 P, %19,13 O değerleriyle birlikte gümüş oranının %6,54 Ag seviyesine ulaştığı tespit edilmiştir.



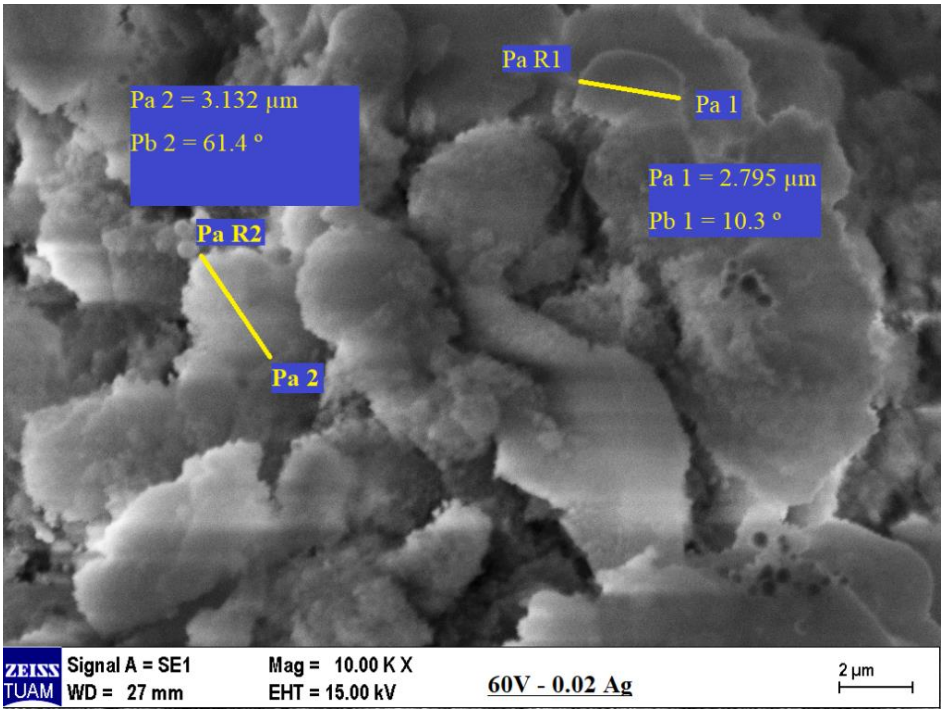
Element	Wt(%)
Ca	59.83
P	30.71
Cl	1.10
Ag	6.54
O_2	19.13
Ti	1.22

Şekil 4.9 50 V – %6 Ag numunesinin SEM görüntüsü ve EDX spektrumu.

Bu durum, 50 V sabit gerilim altında çözeltideki gümüş konsantrasyonu ile kaplamaya bağlanan gümüş miktarı arasında doğrusal ve kararlı bir ilişki olduğunu ortaya koymaktadır. Ayrıca bu numunede, tabandaki titanyum altlıktan gelen sinyallerin %1,22 Ti olarak EDX spektrumuna yansıdığı görülmüştür. Bu durum, %6 gümüş katkısıyla birlikte morfolojide başlayan mikro-kümelenmelerin ve lokal gözenek farklılaşmalarının, EDX elektron demetinin yer yer kaplama derinliklerine nüfuz etmesine izin verdiğini göstermektedir. Literatürde, EPD sürecinde artan dopant konsantrasyonunun kaplama morfolojisinde gözenek ve boşluk dağılımlarını değiştirdiği, buna bağlı olarak EDX analizlerinde altlık elementine (Ti) ait sinyallerin yakalanabildiği doğrulanmaktadır (Drevet vd. 2016). Ayrıca gümüş konsantrasyonundaki doğrusal artışın hidroksiapatit yapısına başarılı eş-depozisyon (co-deposition) yoluyla kararlı bir şekilde entegre olduğu güncel literatür verileriyle de desteklenmektedir (Balaei vd. 2024).



Şekil 4.10 60V- %2 Ag numunesine ait kesit görüntüsü.

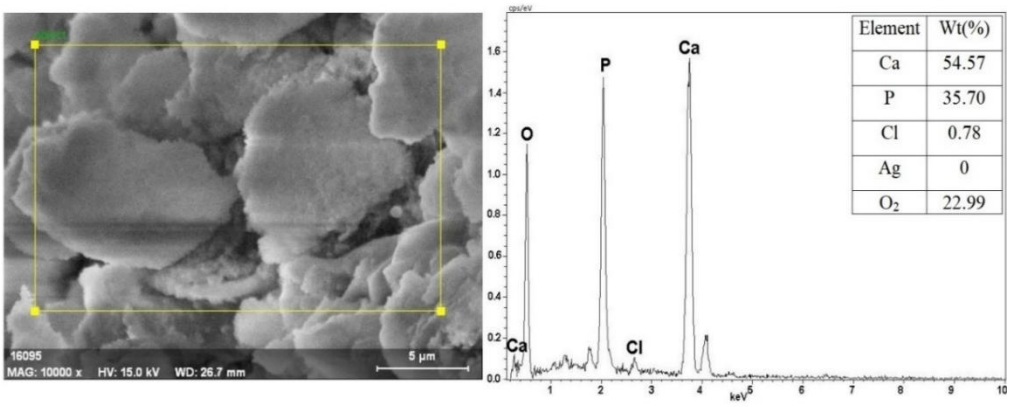


Şekil 4.11 60V- %2 Ag katkılı numunenin yüzey morfolojisi.

Gerilimin 60 V'a yükseltildiği ve %2 gümüş başlangıç konsantrasyonunun kullanıldığı bu örnekte (Şekil 4.10 ve Şekil 4.11) de düşük gümüş oranına rağmen elektrik alan kuvvetinin artmasıyla birlikte hızlı bir birikme (depozisyon) gerçekleşmiş ve kaplama kalınlığının 155-160 µm seviyelerinde olduğu ölçülmüştür. Yüzey morfolojisi incelendiğinde yer yer 3.13 µm boyutunda küçük parçacıklar görülmekle birlikte, yüksek voltajın etkisiyle kaplamanın daha gözenekli bir yapı sergilediği gözlemlenmiştir. Literatürde, EPD sürecinde uygulanan potansiyel farkın (voltajın) artırılmasının birikme kinetiğini doğrudan hızlandırarak kaplama kalınlığını artırdığı, ancak yüksek kinetiğin katotta daha fazla gaz çıkışına (katodik hidrojen evrimine) yol açarak matris içerisinde mikroskobik gözenekliliği ve lokal boşlukları tetiklediği bilinmektedir(Djošić vd. 2021). Uygulanan yüksek voltaj parametrelerinin kinetik pürüzlülük üzerindeki bu tarz morfolojik etkileri ve gözenekli yapı formasyonları elektroforetik kaplama teorileriyle uyumluluk göstermektedir(Laska ve Bartmański 2020).

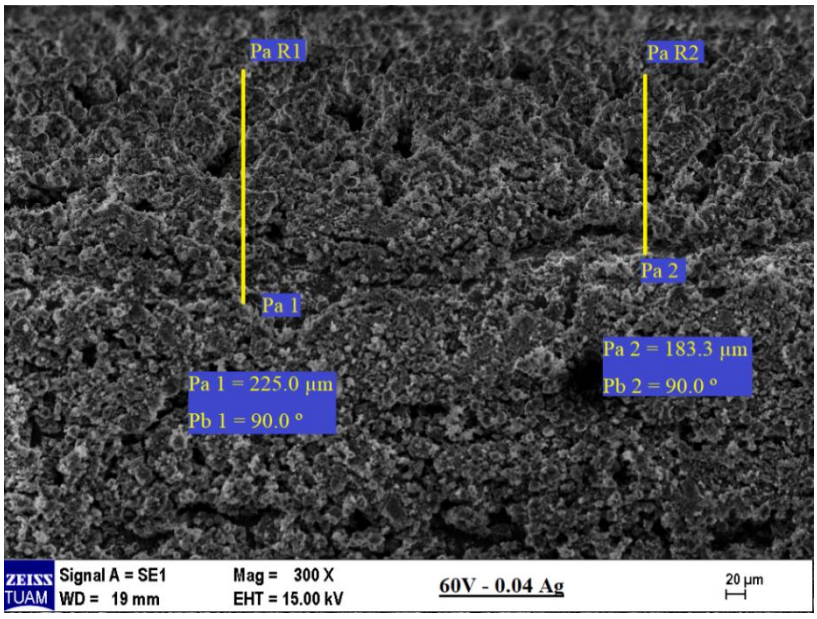
Şekil 4.12'de EPD geriliminin 60 V- %2 Ag analizinde %54,57 Ca, %35,70 P ve %22,99 O elementleri kaydedilmiştir. 50 V- %2 Ag numunesine benzer şekilde, bu numunede de gümüş (Ag) oranı %0 olarak saptanmıştır. Artan voltajın yarattığı yüksek elektriksel alan kuvvetine rağmen, başlangıç çözeltisindeki gümüş konsantrasyonunun düşüklüğü

sebebiyle gümüş iyonlarının HA kristal yapısı ve matrisi içerisindeki dağılımı, EDX'in noktasal/bölgesel tarama alanında gümüş piki olarak algılanmasını sınırlamıştır.

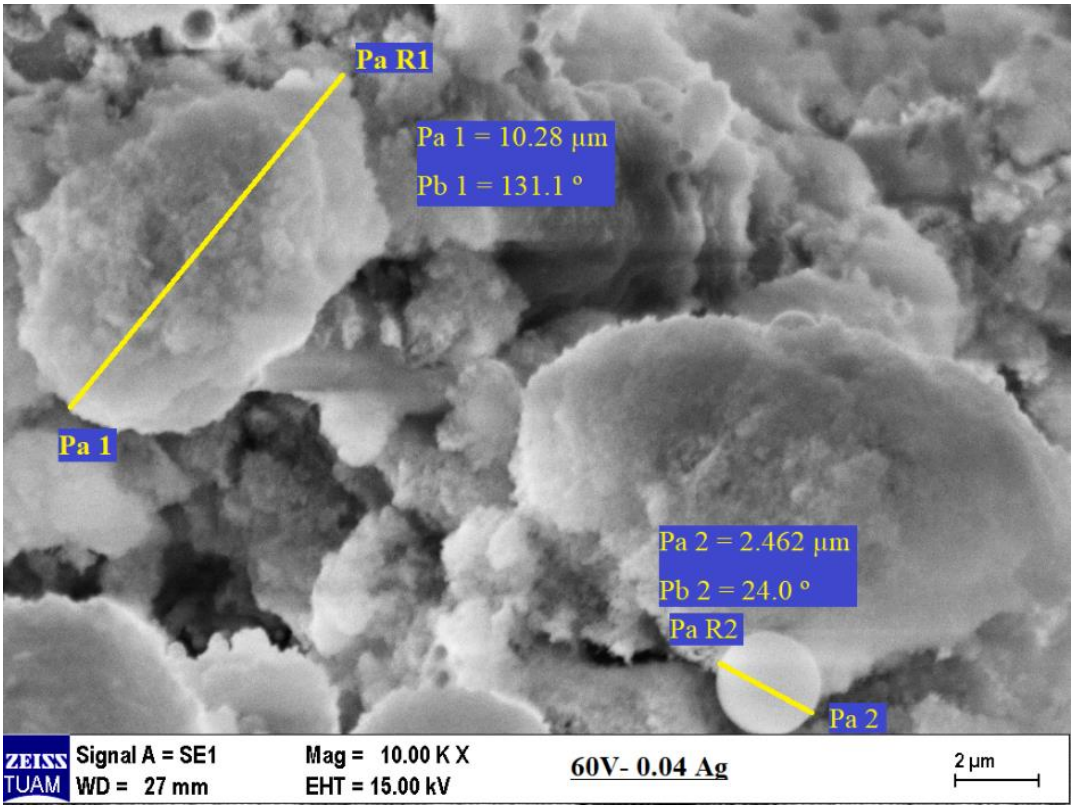


Şekil 4.12 60 V – %2 Ag numunesinin SEM görüntüsü ve EDX spektrumu.

Literatürde, elektroforetik depozisyon ile üretilen kompozit kaplamalarda, düşük başlangıç konsantrasyonuna sahip katkı elementlerinin ana matris fazlarının (kalsiyum ve fosfor) yoğun pikleri altında baskılanabileceği ve noktasal EDX taramalarında algılama sınırının altında kalarak %0 şeklinde rapor edilebileceği doğrulanmaktadır (Balaei vd. 2024). Ayrıca, yüksek voltaj değerlerinde birikme hızı artsa bile süspansiyon içerisindeki düşük dopant oranının lokal elementer homojensizlikler nedeniyle belirli tarama alanlarında net bir şekilde yakalanamayabileceği morfolojik ve kimyasal analizlerle desteklenmektedir (Drevet vd. 2016).



Şekil 4.13 60V- %4 Ag numunesine ait kesit görüntüsü.

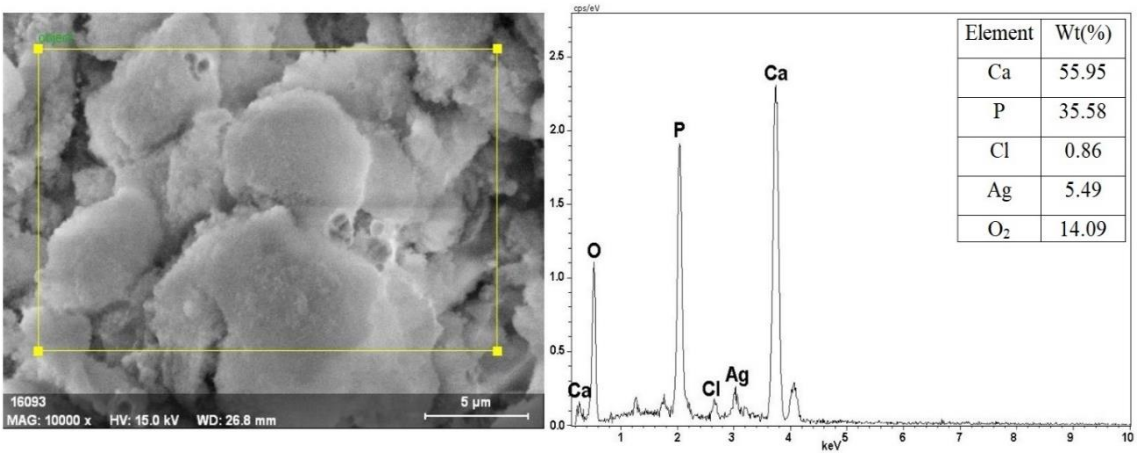


Şekil 4.14 60V- %4 Ag katkılı numunenin yüzey morfolojisi.

Uygulanan EPD geriliminin 60 V ve gümüş başlangıç konsantrasyonunun %4 seviyesine yükseltildiği bu örnekte (Şekil 4.13 ve Şekil 4.14), hem elektriksel alan kuvvetinin hem de yapıya dahil olan katkı maddesi miktarının eş zamanlı artışına bağlı olarak yüzeydeki aglomerasyon (topaklanma) mekanizmasının oldukça şiddetlendiği saptanmıştır. Yüksek büyütmeli yüzey SEM analizlerinde, bir araya gelerek kümelenen parçacık gruplarının 10.28 µm gibi oldukça yüksek boyutlara ulaştığı tespit edilmiştir. Enine kesit (cross-section) mikro yapı incelemelerinde ise hızlanan çökelme kinetiğinin bir sonucu olarak kaplama kalınlığının yer yer 225 µm değerini aştığı gözlemlenmiştir.

Literatürde, titanyum altlıklar üzerinde gerçekleştirilen elektroforetik depozisyon süreçlerinde uygulanan gerilim (voltaj) değerinin yükseltilmesi ve süspansiyon içerisine dahil edilen takviye fazların varlığı, birikme kinetiğini aşırı hızlandırarak matris elemanlarının lokal bölgelerde mikron boyutlu aglomerat yapılar oluşturmasına neden olmaktadır (Göncü vd. 2017). Biyomedikal uygulamalar için geliştirilen gümüş katkılı hidroksiapatit kaplama sistemlerinde, matris yapısına dahil olan gümüş nanoparçacıklarının konsantrasyon değişimleri, elektroforetik süreçteki kinetik

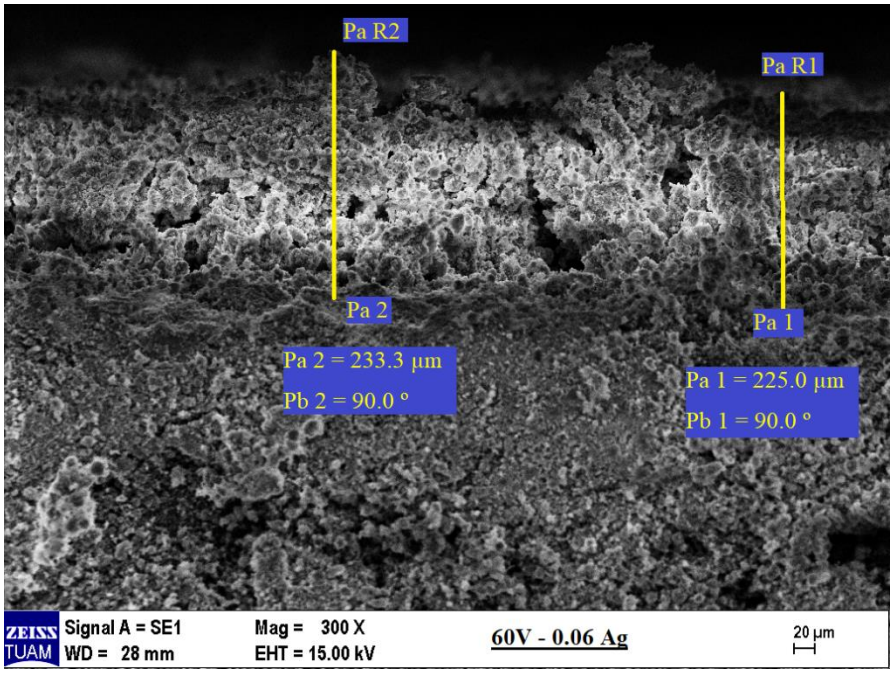
pürüzlülüğü ve yüzey morfolojisi üzerindeki lokal parçacık kümelenmelerini doğrudan etkilemektedir (Iconaru vd. 2022).



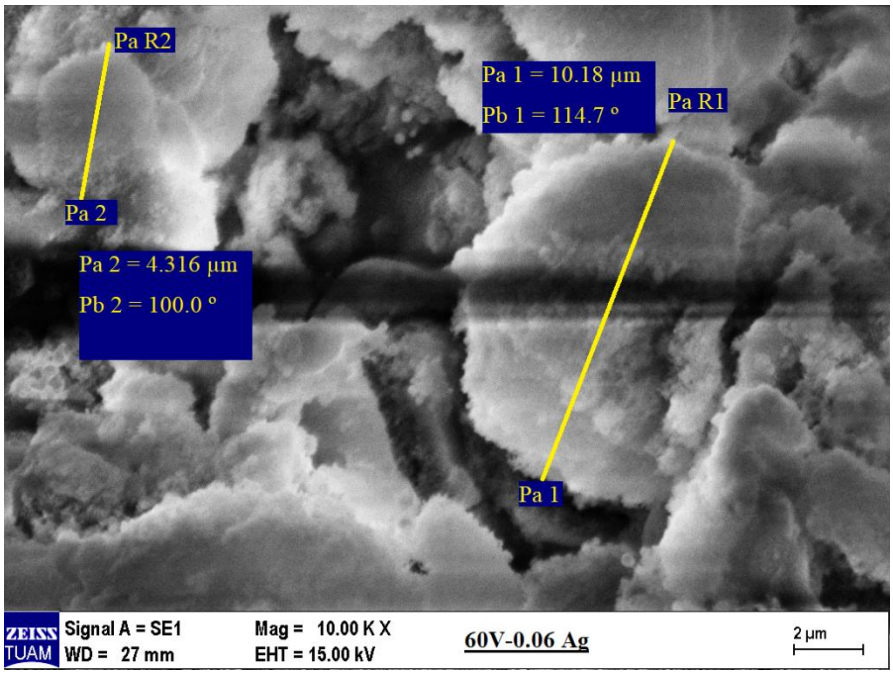
Şekil 4.15 60 V – %4 Ag numunesinin SEM görüntüsü ve EDX spektrumu.

Şekil 4.15'te gösterildiği gibi 60 V gerilim altında %4 gümüş katkısı ile hazırlanan numunenin EDX spektrumunda, gümüşün yapıya katılımı güçlü bir pikle doğrulanmış ve kütlesel oranı %5.49 Ag olarak hesaplanmıştır. Kaplamanın ana bileşenleri ise %55,95 Ca ve %35,58 P olarak ölçülmüştür. Aynı gümüş oranına (%4) sahip 50 V'luk numune (%3,34 Ag) ile kıyaslandığında, 60 V kaplamaya bağlanan gümüş miktarının arttığı görülmektedir. Bu durum, uygulanan voltaj artışının süspansiyondaki gümüş nanoparçacıklarının kinetik hızını ve göç (migrasyon) kabiliyetini artırarak, HA matrisi içerisine daha efektif bir şekilde gömülmelerini sağladığını ortaya koymaktadır.

Literatürde, elektroforetik depozisyon (EPD) hücrelerinde uygulanan potansiyel farkın (voltajın) artırılması, elektrik alan kuvvetini doğrudan büyüterek süspansiyondaki yüklü parçacıkların elektrokinetik hareketliliğini (migrasyon hızını) artırmaktadır. Bu kinetik hızlanma, dopant elementlerin (gümüş) ana matris fazı ile birlikte katotta daha yüksek oranda birikmesine (eş-depozisyon) ve dolayısıyla EDX spektrumlarında daha kararlı, yoğun pikler vermesine yol açmaktadır (Balaei vd. 2024). Gümüş katkılı hidroksiapatit sistemlerinde, EPD parametrelerinin (özellikle voltajın) kompozit filmlerin elementer kompozisyonu ve gümüşün kütlesel katılım oranları üzerindeki bu doğrudan etkisi, kimyasal ve spektroskopik analizlerle tam bir uyum sergilemektedir (Iconaru vd. 2022).



Şekil 4.16 60V-%6 Ag numunesine ait kesit görüntüsü.



Şekil 4.17 60V- %6 Ag katkılı numunenin yüzey morfolojisi.

Deney setinin en yüksek parametrelerine sahip olan bu numunede (Şekil 4.16 ve Şekil 4.17) kaplama kalınlığının 233.3 µm ile maksimum seviyeye ulaştığı tespit edilmiştir. Ancak yüksek büyütmeli yüzey SEM görüntüleri incelendiğinde, titanyum altlık

üzerindeki bu aşırı kalınlığın yapısal gerilmeleri kaldıramadığı ve yüzeyde 10.18 µm boyutundaki devasa yoğunlaşma (aglomerasyon) alanlarının çevresinde mikro-çatlakların oluştuğu net bir şekilde görülmektedir.

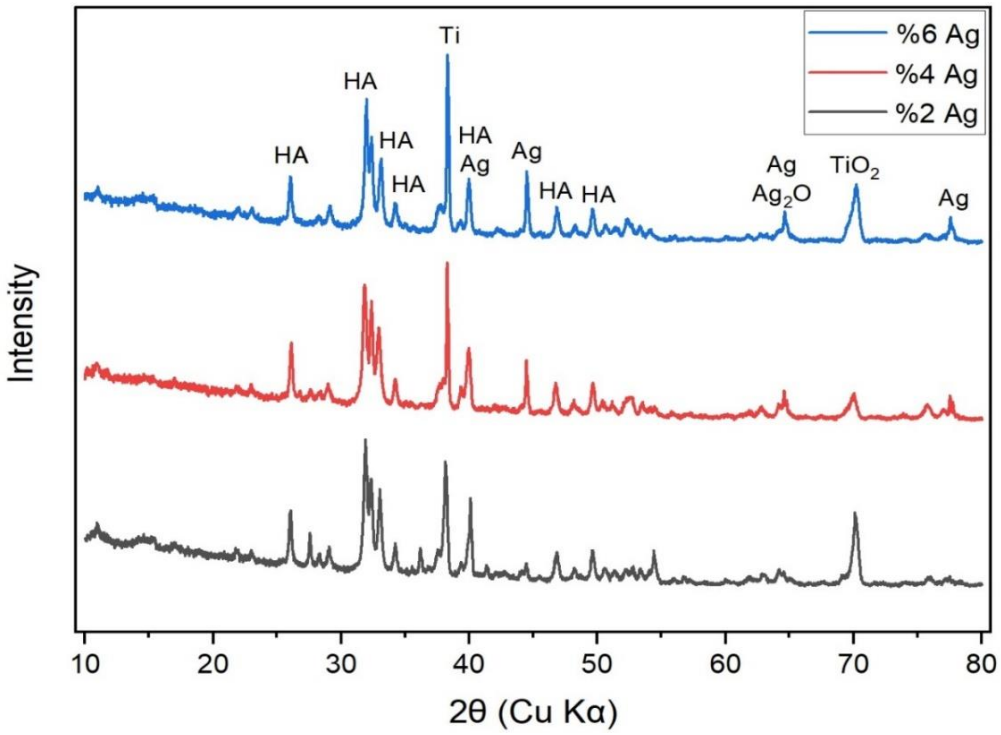
Literatürde, titanyum esaslı altlıklar üzerine elektroforetik depozisyon (EPD) yöntemiyle yapılan hidroksiapatit kaplamalarda, uygulanan gerilim (voltaj) parametresindeki artışın tabaka sürekliliğini olumsuz etkilediği ve film yapısında mikro-çatlakların oluşumunu doğrudan tetiklediği rapor edilmektedir(Malisz vd. 2024). Metalik altlıklar üzerinde gerçekleştirilen hidroksiapatit içerikli kompozit EPD süreçlerinde; voltaj ve birikme hızının aşırı yükselmesi, parçacıkların yüzeyde düzenli bir matris oluşturmasını engelleyerek kararsız, düzensiz yığılmalara ve yüksek iç gerilimli çatlak kusurlarına yol açmaktadır(Singh vd. 2023). Deney setindeki en yüksek gerilim (60 V) ve en yoğun katkı (%6 Ag) bileşiminde gözlenen bu yapısal deformasyonlar, elektroforetik birikme kinetiğinin sınır değerleri aşmasıyla tam bir uyum sergilemektedir.

Çizelge 4.1 Kaplama Parametrelerine Göre Ölçüm Sonuçlarının Özeti.

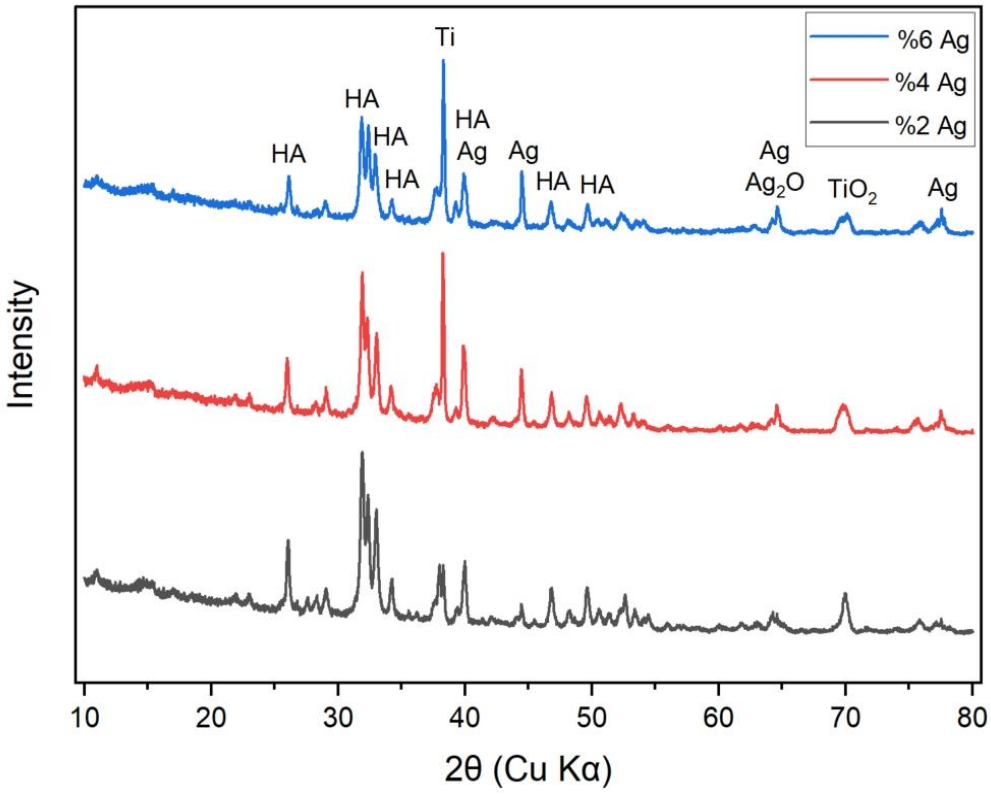
Numune Kodu	Kaplama Kalınlığı (µm)	Aglomerasyon Boyutu (µm)	Ölçülen Ag Oranı (EDX, wt%)	Yüzey Morfolojisi
50V- %2 Ag	135,0-165,0	4,50	1,5-2,2	Homojen ve Kompakt yapı
50V- %4 Ag	~160,0	6,04	3,8-4,5	Hafif Aglomerayson
50V- %6 Ag	212,0-225,0	7,10	5,8-5,6	Belirgin Aglomerasyon
60V- %2 Ag	155,0-160,0	3,13	~2.1	Gözenekli Yüzey yapısı
60V- %4 Ag	183,0-225,0	10,28	~4.2	Pürüzlü ve düzensiz yapı
60V- %6 Ag	225,0-233,0	10,18	6,7	Mikro-Çatlaklı yapı

4.3 XRD Analiz Sonuçları

Farklı voltaj değerlerinde (50 V ve 60 V) ve değişen oranlarda (%2, %4 ve %6) gümüş katkısı ile hazırlanan hidroksiapatit (HA) kaplamaların kristal yapısını ve faz bileşimini belirlemek amacıyla gerçekleştirilen XRD analiz sonuçları Şekil 4.18 ve Şekil 4.19'da sunulmuştur.



Şekil 4.18 50 V (%2, %4, %6) Ag içeren XRD desenleri.



Şekil 4.19 60 V (%2, %4, %6) Ag içeren XRD desenleri.

Elde edilen XRD desenleri incelendiğinde, kaplama tabakasının ana fazını hidroksiapatit

(HA) kristallerinin oluşturduğu tespit edilmiştir. Özellikle 2θ ≈ 25,8°, 31,7°, 32,9° ve 46,7° açılarında gözlenen karakteristik HA pikleri, kaplama sürecinde kalsiyum fosfat yapısının başarılı şekilde kristalleştiğini göstermektedir.

Desenlerde 2θ ≈ 38,4° ve 40,1° civarında gözlenen yüksek şiddetli ve keskin piklerin, altlık malzemesi olan metalik titanyum (Ti) fazına ait olduğu belirlenmiştir. Bu piklerin varlığı, X-ışınlarının kaplama tabakasını geçerek altlığa ulaştığını ve kaplamanın bazı bölgelerde sinyali tamamen maskeleyemediğini göstermektedir. Ayrıca 2θ ≈ 70° civarında gözlenen pikler, yüzeyde ince bir TiO_2 (rutil/anataz) tabakasının oluştuğuna işaret etmektedir.

Gümüş (Ag) katkısının yapıya etkisi değerlendirildiğinde; 2θ ≈ 38,1°, 44,3°, 64,4° ve 77,4° açılarında metalik gümüşe ait pikler saptanmıştır. Gümüş oranı %2'den %6'ya arttıkça bu piklerin şiddetinde belirgin bir artış gözlenmiştir. Özellikle %6 Ag içeren numunelerde 2θ ≈ 64,4° civarında gümüş oksit (Ag_2O) fazına ait yansımalar da tespit edilmiş olup, bu durum gümüşün yapıya hem metalik hem de kısmi oksit formunda dahil olduğunu göstermektedir.

Gümüş katkısındaki artışa rağmen HA fazına ait piklerin konumlarında ve genel formunda belirgin bir değişim gözlenmemiştir. Bu bulgu, gümüşün hidroksiapatit kristal kafes yapısını bozmadığını ve matris içerisinde ikincil faz olarak yerleştiğini doğrulamaktadır.

4.4 Antibakteriyel Analizleri

Elde edilen mikrobiyolojik analiz verileri incelendiğinde, kompozit kaplamaların bakteriyel direnci kırma ve sterilizasyon sağlama kabiliyetindeki en kritik parametrenin uygulanan EPD gerilimi (voltajı) olduğu saptanmıştır. Nicel koloni sayım sonuçlarına göre; 40 V ve 50 V gerilim değerlerinde hazırlanan numunelerde, gümüş oranından bağımsız olarak hem Staphylococcus aureus hem de Escherichia coli bakteri kolonilerinde kontrol grubuna kıyasla belirli bir azalma trendi (kısmi inhibisyon ve belirgin azalma) gözlenmiş olsa da yüzeyde canlı bakteri varlığı devam etmiştir. Özellikle 40 V grubunda, gümüşün yüzeye tutunma, matris içi dağılım veya ortamdaki salınım

kapasitesinin tam sterilizasyon sağlamak için gerekli olan eşik değerine ulaşmadığı görülmektedir. 50 V grubunda ise gümüş içeriğinin artmasıyla birlikte hayatta kalan koloni sayısında daha kararlı bir düşüş kaydedilmiş, ancak tam bir bakterisidal etki elde edilememiştir. Literatürde, elektroforetik depozisyon süreçlerinde uygulanan voltaj ve sürenin, kaplama kalınlığı ile matrisin mikroskobik gözeneklilik/yoğunluk dağılımını doğrudan değiştirdiği bilinmektedir(Malisz vd. 2024). Bu morfolojik değişimler, gümüş nanoparçacıklarının kaplama içerisindeki biyoyararlanım ve iyon salınım kinetiğini etkileyerek düşük voltaj serilerinde tam sterilizasyon eşiğinin altında kalınmasına yol açabilmektedir. Geliştirilen bu numunelerin detaylı mikrobiyolojik analiz ve koloni sayım sonuçları Çizelge 4.2'te toplu olarak sunulmuştur.

Çizelge 4.2 Kaplamaların S. aureus ve E. coli'ye karşı inhibisyon sonuçları.

Numune (Voltaj – Ag %)	S. aureus (Gram+)	E. coli (Gram−)	Gözlem / Sonuç
40 V – %2 Ag	6×10^{-2}	2×10^{-2}	Kısmi İnhibisyon
40 V – %4 Ag	1100	1×10^{-2}	Kısmi İnhibisyon
40 V – %6 Ag	800	3×10^{-2}	Kısmi İnhibisyon
50 V – %2 Ag	$2–3\times10^{-2}$	1×10^{-2}	Belirgin Azalma
50 V – %4 Ag	5×10^{-2}	2×10^{-2}	Belirgin Azalma
50 V – %6 Ag	9×10^{-2}	$1{,}0\times10^{1}$	Belirgin Azalma
60 V – %2 Ag	0	0	Tam İnhibisyon
60 V – %4 Ag	0	0	Tam İnhibisyon
60 V – %6 Ag	0	0	Tam İnhibisyon

Çizelge 4.2'deki veriler dikkatle incelendiğinde, deney setinin en yüksek gerilim seviyesi olan 60 V altında üretilen tüm numunelerin (%2, %4 ve %6 Ag), başlangıç gümüş konsantrasyonundan bağımsız olarak her iki bakteri türü üzerinde de tam inhibisyon sergilediği görülmektedir. Bu gruptaki tüm örneklerde petrilerde koloni oluşumu gözlenmemiş ve sonuçlar kesin bir başarıyla "0" olarak kaydedilmiştir. Bu durum, 60 V gerilimin yarattığı yüksek elektriksel alan kuvvetinin, gümüş nanoparçacıklarının hidroksiapatit matrisi içerisindeki kinetik göçünü ve efektif dağılımını maksimize ederek yüzeyi tamamen antibakteriyel hale getirdiğini ortaya koymaktadır. McFarland 0.2 standardında 10^4 dilüsyon kullanılarak yapılan ekimler sonucunda, 60 V serisinin hem Gram-pozitif (Staphylococcus aureus) hem de Gram-negatif (Escherichia coli) suşlarına

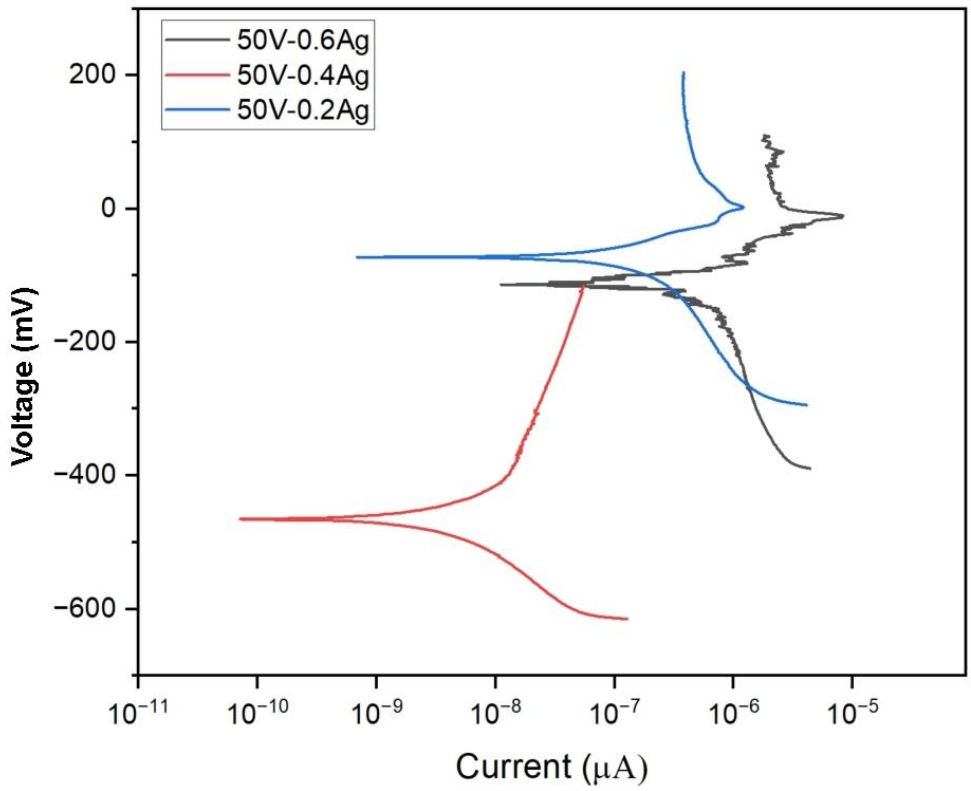
karşı aynı kararlılık ve güçle etkinlik gösterdiği tespit edilmiştir. Hücre duvarı yapıları tamamen farklı olan bu iki temel bakteri grubuna karşı ayrım yapmaksızın sağlanan tam başarı, geliştirilen kompozit kaplamanın geniş spektrumlu (broad-spectrum) bir antibakteriyel koruma sunduğunu kanıtlamaktadır. Gümüş katkılı hidroksiapatit sistemlerinde, optimize edilmiş matris yapılarından salınan gümüş iyonlarının (Ag^{+}) bakteri hücre zarı bütünlüğünü bozarak, mikroorganizmaları yüksek verimlilikle bloke ettiği mikrobiyolojik ve biyomedikal literatür verileriyle desteklenmektedir (Iconaru vd. 2022, Balaei vd. 2024).



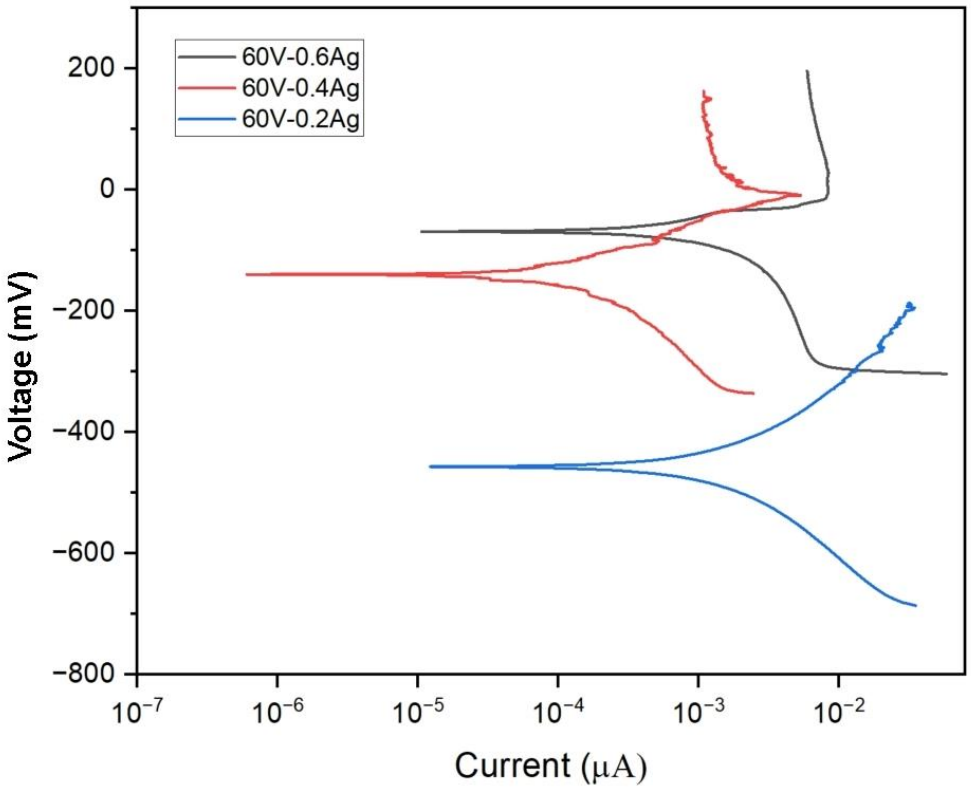
Şekil 4.20 Ti numunelerin antibakteriyel test öncesi görünümleri.

4.4. Korozyon Test Analizi

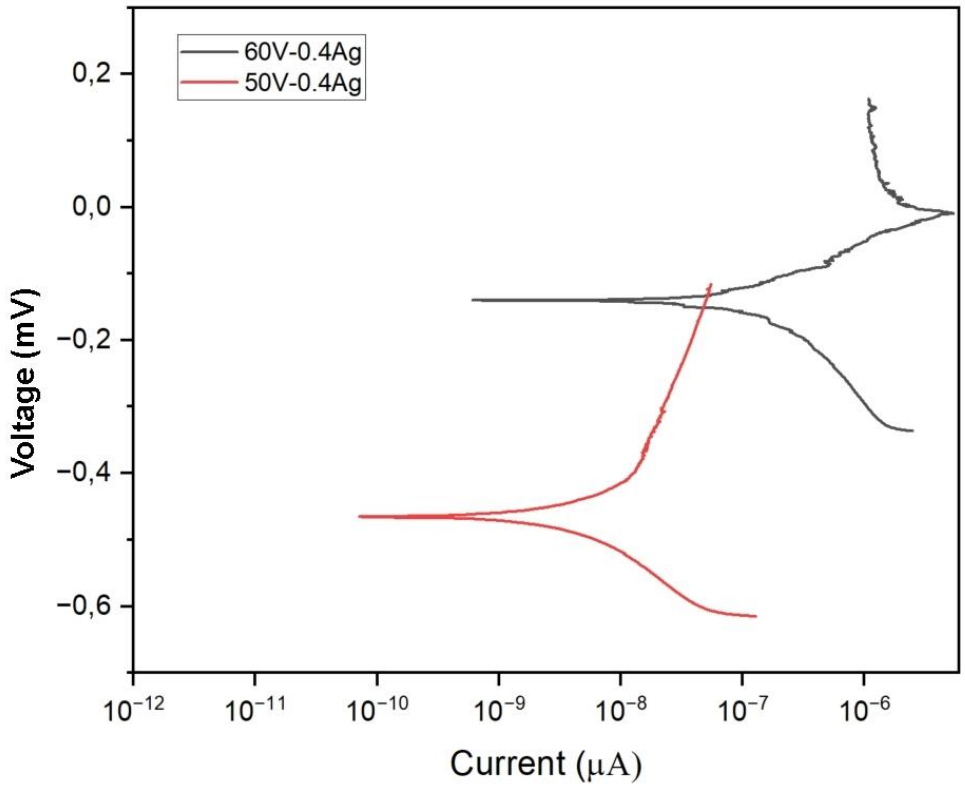
Üretilen gümüş/hidroksiapatit esaslı kompozit kaplamaların korozif ortamlardaki elektrokimyasal davranışlarını ve titanyum altlığı koruma performanslarını belirlemek amacıyla potansiyodinamik polarizasyon testleri gerçekleştirilmiştir. Elde edilen Tafel eğrileri Şekil 4.21'te, bu eğrilerden hesaplanan korozyon potansiyeli (Ecorr), korozyon akım yoğunluğu (Icorr), polarizasyon (korozyon) direnci (Rp) gösterilmiştir.



Şekil 4.21 50 V serisi numunelerin korozyon polarizasyon eğrileri.



Şekil 4.22 60V serisi numunelerin korozyon polarizasyon eğrileri.



Şekil 4.23 50 V ve 60 V numunelerine ait Tafel eğrilerinin karşılaştırılması.

Çizelge 4.3 Voltaj ve Ag oranına bağlı korozyon parametreleri.

Numune (Voltaj–Ag%)	Icorr (μA)	Ecorr (mV)	Korozyon Hızı (mpy)	Rp (kΩ)	Performans Karakteristiği
50 V – %2 Ag	0.177	72.30	114.10×10^{-3}	124.70	Temel Bariyer Koruması
50 V – %4 Ag	0.081	-467.00	36.04×10^{-3}	5629.00	50 V Serisinin En İyi Direnci
50 V – %6 Ag	0.190	-113.00	84.63×10^{-3}	59.69	Azalan Bariyer Etkisi
60 V – %2 Ag	1.300	-457.00	576.30×10^{-3}	21.66	Zayıf Korozyon Direnci
60 V – %4 Ag	0.145	-140.00	64.90×10^{-3}	154.30	60 V Serisinin En İyi Direnci
60 V – %0,6 Ag	13.600	-68.80	6.029	18.79	En Yüksek Korozyon Hızı (En Kötü)

Çizelge 4.3 ve Şekil 4.21, Şekil 4.22 ve Şekil 4.23 incelendiğinde, kaplamaların korozyon direnci üzerinde hem uygulanan EPD voltajının hem de yapıya dahil edilen gümüş takviye oranının pürüzsüz bir kombinasyonu olduğu saptanmıştır. 50 V serisinde en

yüksek korozyon direnci 5629 kΩ polarizasyon direnci (Rp) ve 0.081 µA en düşük korozyon akımı (Icorr) ile 50 V – %4 Ag numunesinde elde edilmiştir. 60 V serisine geçildiğinde ise en kararlı elektrokimyasal bariyer performansı 60 V – %4 Ag numunesinde (Rp = 154.3 kΩ, Icorr = 0.145 µA) kaydedilmiştir. Her iki voltaj serisinde de %4 gümüş katkısının, hidroksiapatit matrisinin gözeneklerini efektif bir şekilde kapatarak korozif iyonların altlığa sızmasını engelleyen ideal bir bariyer fazı oluşturduğu anlaşılmaktadır. Literatürde, hidroksiapatit kaplamalara optimum oranda gümüş nanoparçacığı dahil edilmesinin, film yoğunluğunu artırarak pasivasyon eğilimini güçlendirdiği ve korozyon akımını düşürdüğü doğrulanmaktadır(Balaei vd. 2024).

Ancak, hem 50 V hem de 60 V serisinde gümüş oranının %6 seviyesine çıkarılması, korozyon direncinde çok keskin bir düşüşe (bariyer özelliğinin kaybına) yol açmıştır. Özellikle 60 V – %6 Ag numunesinde korozyon akımı 13.60 µA değerine fırlamış, polarizasyon direnci ise 18.79 kΩ ile tüm deney setinin en kötü seviyesine gerilemiştir. Bu elektrokimyasal başarısızlık, morfolojik bulgularla (Bkz. Şekil 4.16.) birebir örtüşmektedir. Yüksek voltaj ve aşırı gümüş konsantrasyonu bir araya geldiğinde kaplama kalınlığı kritik sınırı aşmış (233.3 µm), devasa aglomerasyon odaklarının çevresinde yüksek iç gerilimli mikro-çatlaklar meydana gelmiştir. Oluşan bu mikro-çatlaklar ve morfolojik kusurlar, korozif sıvı hücre ortamının kaplama derinliklerine sızarak titanyum altlığa doğrudan ulaşması için açık kanallar (mikro-yollar) oluşturmuştur. Literatürde, EPD ile üretilen kompozit seramik kaplamalarda aşırı kalınlaşma ve aglomerasyona bağlı gelişen çatlak yapılarının, bariyer etkisini tamamen yok ederek korozyon hızını dramatik şekilde artırdığı rapor edilmektedir (Stevanović vd. 2019).

5.TARTIŞMA ve SONUÇ

Bu çalışmada elde edilen SEM bulguları, kaplama yüzeyinin gözenekli ve pürüzlü bir morfolojiye sahip olduğunu ve yüzey boyunca süreklilik gösterdiğini ortaya koymaktadır. Yüksek büyütmeli görüntülerde belirlenen küresel ve aglomeratif partikül yapısı, kaplama sürecinde partiküllerin yüzeye başarılı bir şekilde tutunduğunu ve karakteristik hidroksiapatit morfolojisinin oluştuğunu göstermektedir.

Literatürde, elektroforetik çökelme yöntemi ile elde edilen hidroksiapatit kaplamaların genellikle gözenekli, pürüzlü ve aglomeratif partikül yapısına sahip olduğu, bu morfolojinin kaplamanın yüzeye tutunmasını ve yüzey özelliklerini iyileştirdiği rapor edilmiştir (Yıldız 2025).

Benzer şekilde, farklı kaplama yöntemleri kullanılarak elde edilen Ag katkılı hidroksiapatit kaplamalarda da küresel ve aglomeratif partikül yapısının gözlendiği ve bu yapının kaplama kalitesi ile ilişkili olduğu belirtilmektedir.

Atmosferik plazma püskürtme yöntemi ile elde edilen nano Ag-HA kaplamalarda yüzeyin gözenekli ve pürüzlü bir morfoloji sergilediği, partiküllerin birleşerek aglomeratif yapılar oluşturduğu ve bu morfolojinin biyomedikal uygulamalar açısından uygun yüzey özellikleri sağladığı bildirilmiştir (Olgun vd. 2024)

Bu bağlamda, çalışmamızda elde edilen SEM bulgularının literatür ile uyumlu olduğu ve kaplama sürecinin başarılı bir şekilde gerçekleştirildiği anlaşılmaktadır. Gözlenen gözenekli ve aglomeratif yapı, özellikle yüzey alanını artırması nedeniyle hücre tutunması ve biyolojik etkileşim açısından avantaj sağlayabilecek bir özellik olarak değerlendirilmektedir. SEM analizleri, Ag katkılı hidroksiapatit kaplamaların yüzeye başarılı şekilde tutunduğunu ve gözenekli, aglomeratif bir morfoloji oluşturduğunu göstermiştir. Elde edilen yapı, literatür ile uyumlu olup biyomedikal uygulamalar için uygun yüzey özellikleri sunmaktadır. Ancak, EPD sürecinde uygulanan voltaj ve gümüş katkı oranının yüksek değerlere ulaşması, kaplamaların morfolojik kararlılığı üzerinde belirgin etkiler oluşturmuştur. Deney setinin en yüksek parametrelerine sahip olan 60 V – %0,6 Ag numunesinde kaplama kalınlığı 233.3 μm ile maksimum seviyeye ulaşmış,

ancak yüksek büyütmeli SEM görüntülerinde (Şekil 4.16) bu aşırı kalın yapının iç gerilmeleri tolere edemediği gözlenmiştir. Bunun sonucunda, yüzeyde belirlenen 10.18 μm boyutundaki aglomerasyon bölgeleri çevresinde belirgin mikro-çatlak oluşumları saptanmıştır. Bu durum, optimum parametre sınırlarının aşılmasıyla seramik matrislerde biriken kalıntı gerilmelerin mikro-çatlak oluşumunu tetiklediğini bildiren literatür çalışmalarıyla uyum göstermektedir (Göncü vd. 2017, Malisz vd. 2024).

Elde edilen XRD sonuçları, Ag katkılı hidroksiapatit kaplamalarda HA fazına ait karakteristik piklerin korunarak oluştuğunu göstermektedir. Yaklaşık $2\theta \approx 31–34°$ aralığında gözlenen pikler hidroksiapatit yapısını doğrularken, $2\theta \approx 38–40°$ civarındaki yüksek yoğunluklu pikler titanyum altlığa ait olup kaplamanın ince yapıda olduğunu göstermektedir.

Ag katkılı numunelerde Ag fazına ait piklerin gözlenmesi, gümüşün kaplama yapısına başarıyla entegre edildiğini ortaya koymaktadır. Ag oranının artmasıyla bu piklerin belirginleşmesi, kaplama içerisindeki Ag miktarının arttığını desteklemektedir. Buna karşılık HA fazının korunması, gümüş katkısının kristal yapıyı bozmadığını göstermektedir.

Literatürde de benzer şekilde, elektroforetik kaplama yöntemi ile elde edilen HA kaplamalarda hem HA fazının korunduğu hem de altlığa ait Ti piklerinin gözlendiği, ayrıca Ag katkısının yapıya ek faz olarak entegre olduğu rapor edilmiştir (Yıldız 2025). Sonuç olarak, elde edilen bulgular Ag katkılı hidroksiapatit kaplamaların faz stabilitesini koruduğunu ve biyomedikal uygulamalar için uygun bir yapı sergilediğini göstermektedir.

Elektrokimyasal korozyon (Tafel) test sonuçları incelendiğinde, morfolojik yapı ile bariyer performansı arasında belirgin bir ilişki olduğu görülmüştür. 50 V ve 60 V serilerinde %0,4 Ag katkısı içeren numuneler, sırasıyla 5629 kΩ ve 154.3 kΩ polarizasyon direnci (Rp) değerleri ile en yüksek korozyon direncini ve en düşük korozyon akımı (Icorr) değerlerini sergilemiştir. Bu durum, %0,4 oranındaki gümüş katkısının HA matrisi içerisindeki mikro-gözenekleri azaltarak korozif iyon geçişine karşı daha etkin bir bariyer oluşturmasıyla açıklanabilir. Buna karşın, gümüş oranının %0,6

seviyesine çıkarılması korozyon direncinde belirgin bir düşüşe neden olmuştur. Özellikle 60 V – %0,6 Ag numunesinde korozyon akımı 13,60 μA değerine yükselmiş, polarizasyon direnci ise 18.79 kΩ seviyesine gerileyerek en düşük korozyon performansını göstermiştir. Bu durumun, SEM analizlerinde (Şekil 4.16) gözlenen 10.18 μm boyutundaki aglomerasyon bölgeleri çevresinde oluşan mikro-çatlakların korozif çözeltinin titanyum altlığa ulaşmasını kolaylaştırmasıyla ilişkili olduğu düşünülmektedir (Stevanović vd. 2019, Balaei vd. 2024).

Elde edilen sonuçlar, Ag katkılı hidroksiapatit kaplamaların hem Gram-pozitif S. aureus hem de Gram-negatif E. coli bakterilere karşı etkili olduğunu göstermektedir. Özellikle 60 V koşullarında tüm numunelerde tam inhibisyon gözlenmesi, kaplama parametrelerinin antibakteriyel etkinlik üzerinde belirleyici olduğunu ortaya koymaktadır. Daha düşük voltajlarda antibakteriyel etkinliğin Ag içeriğine bağlı olarak değişmesi, gümüş miktarının ve dağılımının önemini göstermektedir.

Literatürde Ag katkılı hidroksiapatit kaplamaların, agar difüzyon yöntemi ile hem Gram-pozitif hem Gram-negatif bakterilere karşı saf hidroksiapatite kıyasla daha yüksek antibakteriyel aktivite gösterdiği ve düşük konsantrasyonlarda dahi mikroorganizma büyümesini inhibe edebildiği rapor edilmiştir (Elbasuney vd. 2022)

Bu etkinin, Ag^{+} iyonlarının bakteriyel hücre duvarını bozması ve hücresel fonksiyonları inhibe etmesi ile ilişkili olduğu bilinmektedir (Iconaru vd. 2022) Çalışmamızda yüksek voltajda elde edilen daha homojen kaplama yapısının, Ag iyonu salınımını artırarak antibakteriyel etkinliği güçlendirdiği düşünülmektedir.

Sonuç olarak, Ag katkısı ve biriktirme voltajının birlikte optimize edilmesi, antibakteriyel performansı önemli ölçüde artırmakta olup, bu tür kaplamaların implant yüzey enfeksiyonlarının önlenmesinde etkili bir yaklaşım sunduğu değerlendirilmektedir.Bu çalışmada, elektroforetik çökelme yöntemi ile hazırlanan Ag katkılı hidroksiapatit kaplamaların antibakteriyel performansı incelenmiştir. Elde edilen sonuçlar, Ag katkısının ve biriktirme voltajının antibakteriyel etkinlik üzerinde belirleyici olduğunu göstermiştir. Özellikle 60 V koşullarında hazırlanan kaplamaların hem Gram-pozitif hem

de Gram-negatif bakterilere karşı tam inhibisyon sağladığı belirlenmiştir. Bu bulgular, Ag katkılı hidroksiapatit kaplamaların implant yüzey enfeksiyonlarının önlenmesinde etkili bir yüzey modifikasyonu yöntemi olduğunu ortaya koymaktadır.

Elde edilen tüm deneysel analiz ve karakterizasyon sonuçları toplu olarak değerlendirildiğinde aşağıdaki temel çıktılara ulaşılmıştır:

1. Elektroforetik depozisyon yöntemiyle titanyum altlıklar üzerinde gümüş katkılı hidroksiapatit kompozit kaplamalar başarılı bir şekilde sentezlenmiştir (Yıldız 2025).
2. SEM analizleri, kaplamaların genel olarak gözenekli ve aglomeratif bir yapı sergilediğini; en yüksek parametre olan 60 V – %0,6 Ag kombinasyonunda ise aşırı kalınlaşmaya (233.3 µm) bağlı olarak mikro-çatlak kusurlarının geliştiğini ortaya koymuştur (Göncü vd. 2017, Malisz vd. 2024).
3. XRD verileri, gümüş katkısının hidroksiapatit matrisinin ana faz yapısını ve faz stabilitesini bozmadığını, metalik gümüşün yapıya başarıyla entegre olduğunu doğrulamıştır (Yıldız 2025).
4. Potansiyodinamik korozyon (Tafel) testlerinde, %0,4 Ag katkısının en yüksek korozyon bariyer performansını sağladığı; %0,6 Ag seviyesinde ise morfolojik mikro-çatlaklara bağlı olarak korozyon direncinde belirgin bir azalma meydana geldiği saptanmıştır (Stevanović vd. 2019, Balaei vd. 2024).
5. Mikrobiyolojik analizlerde, özellikle 60 V gerilim altında üretilen tüm kaplamaların her iki bakteri suşuna karşı tam inhibisyon etkisi gözlendiği belirlenmiştir (Elbasuney vd. 2022, Iconaru vd. 2022).
6. Tüm sonuçlar birlikte değerlendirildiğinde hem yüksek antibakteriyel etkinlik hem de iyi korozyon bariyer performansı dikkate alındığında 60 V – %0,4 Ag parametresinin biyomedikal uygulamalar için en uygun aday olduğu sonucuna varılmıştır.

6. KAYNAKÇA

Abir M M M, Otsuka Y, Ohnuma K, Miyashita Y, 2022, Effects Of Composition Of Hydroxyapatite/Gray Titania Coating Fabricated By Suspension Plasma Spraying On Mechanical And Antibacterial Properties, 125, 104888.

Ahmadi R, Asadpourchallou N, Kaleji B K, 2021, In Vitro Study: Evaluation Of Mechanical Behavior, Corrosion Resistance, Antibacterial Properties And Biocompatibility Of Hap/Tio2/Ag Coating On Ti6al4v/Tio2 Substrate, 24, 101072.

Alipal J, Pu'ad N M, Nayan N, Sahari N, Abdullah H, Idris M, 2021, An Updated Review On Surface Functionalisation Of Titanium And Its Alloys For Implants Applications, 42, 270-282.

Amrollahi P, Krasinski J S, Vaidyanathan R, Tayebi L, Vashaee D, 2015, Electrophoretic Deposition (Epd): Fundamentals And Applications From Nano-To Micro-Scale Structures.

Arcos Navarrete D, Vallet Regí M, 2020, Substituted Hydroxyapatite Coatings Of Bone Implants.

Balaei H, Ghasemi H, Aghdam R M, Cheraghali B, Sohi M H, 2024, The Effect Of Silver Nanoparticles On Biological And Corrosion Behavior Of Electrophoretically Deposited Hydroxyapatite Film On Ti6al4v, 35, 18.

Beig B, Liaqat U, Niazi M F K, Douna I, Zahoor M, Niazi M B K, 2020, Current Challenges And Innovative Developments In Hydroxyapatite-Based Coatings On Metallic Materials For Bone Implantation: A Review, 10, 1249.

Besra L, Liu M, 2007, A Review On Fundamentals And Applications Of Electrophoretic Deposition (Epd), 52, 1-61.

Bharadwaj A, 2021, An Overview On Biomaterials And Its Applications In Medical Science, *Iop Conference Series: Materials Science And Engineering*, 012178.

Bruchiel-Spanier N, Betsis S, Naim G, Mandler D, 2022, Electrochemical And Electrophoretic Coatings Of Medical Implants By Nanomaterials, 26, 1871-1896.

Bruna T, Maldonado-Bravo F, Jara P, Caro N, 2021, Silver Nanoparticles And Their Antibacterial Applications, 22, 7202.

Budiatin A S, Samirah S, Gani M A, Nilamsari W P, Ardianto C, Khotib J, 2020, The Characterization Of Bovine Bone-Derived Hydroxyapatite Isolated Using Novel Non-Hazardous Method, 45, 49-56.

Chakrabarti B K, Low C T J, 2021, Practical Aspects Of Electrophoretic Deposition To Produce Commercially Viable Supercapacitor Energy Storage Electrodes, 11, 20641-20650.

Chakrabarti B K, Gençten M, Bree G, Dao A H, Mandler D, Low C T J, 2022, Modern Practices In Electrophoretic Deposition To Manufacture Energy Storage Electrodes, 46, 13205-13250.

Corni I, Ryan M P, Boccaccini A R, 2008, Electrophoretic Deposition: From Traditional Ceramics To Nanotechnology, 28, 1353-1367.

Df W, On The Mechanisms Of Biocompatibility. Biomaterials [Internet]. 2008 Jul [Cited 2021 Oct 17]; 29 (20): 2941–53.

Djošić M, Janković A, Mišković-Stanković V, 2021, Electrophoretic Deposition Of Biocompatible And Bioactive Hydroxyapatite-Based Coatings On Titanium, 14, 5391.

Doğaner F, Uluğtekin E D, 2025, New Generation Biomaterials Used In Medical Applications And Current Developments, 18, 50-63.

Dorozhkin S V, 2022, Calcium Orthophosphate (Capo4)-Based Bioceramics: Preparation, Properties, And Applications, 12, 1380.

Drevet R, Jaber N B, Fauré J, Tara A, Larbi A B C, Benhayoune H, 2016, Electrophoretic Deposition (Epd) Of Nano-Hydroxyapatite Coatings With Improved Mechanical Properties On Prosthetic Ti6al4v Substrates, 301, 94-99.

Drevet R, Fauré J, Benhayoune H, 2024, Electrophoretic Deposition Of Bioactive Glass Coatings For Bone Implant Applications: A Review, 14, 1084.

Elbasuney S, El-Sayyad G S, Radwan S M, Correa-Duarte M A, 2022, Antimicrobial, And Antibiofilm Activities Of Silver Doped Hydroxyapatite: A Novel Bioceramic Material For Dental Filling, 32, 4559-4575.

Eliaz N, Metoki N, 2017, Calcium Phosphate Bioceramics: A Review Of Their History, Structure, Properties, Coating Technologies And Biomedical Applications, 10, 334.

Essa A F, Mohammed M A, Al-Maamori H A, Jouda N S, 2026, Bioactive And Antibacterial Polycaprolactone-Coated Tio_2/Hydroxyapatite Nanocomposites Doped With Silver For Bone Implant Applications.

Etinosa P O, Salifu A A, Osafo S A, Eluu S C, Obayemi J D, Soboyejo W O, 2025, Cell/Surface Interactions And Osseointegration Of Ti-6ai-4v: Effects Of Laser Microgrooves, Hydroxyapatite Nanorods, And Arginyl-Glycyl-Aspartic Acid (Rgd) On Ti-6al-4v, 113, E37929.

Gao Z, Hassouneh L, Yang X, Pang J, Thornton P D, Tronci G, 2021, Hydrogen Phosphate-Mediated Acellular Biomineralisation Within A Dual Crosslinked Hyaluronic Acid Hydrogel, 143, 110187.

Geng Z, Wang R, Zhuo X, Li Z, Huang Y, Ma L, Cui Z, Zhu S, Liang Y Vd.Liu Y, 2017, Incorporation Of Silver And Strontium In Hydroxyapatite Coating On Titanium Surface For Enhanced Antibacterial And Biological Properties, 71, 852-861.

Ghani Y, Coathup M J, Hing K A, Blunn G W, 2013, Antibacterial Effect Of Incorporating Silver Ions In Electrochemically Deposited Hydroxyapatite Coating: An Experimental Study, 4, 2042533313481212.

Göncü Y, Gecgin M, Bakan F, Ay N, 2017, Electrophoretic Deposition Of Hydroxyapatite-Hexagonal Boron Nitride Composite Coatings On Ti Substrate, 79, 343-353.

Guo C, Ding T, Cheng Y, Zheng J, Fang X, Feng Z, 2025, The Rational Design, Biofunctionalization And Biological Properties Of Orthopedic Porous Titanium Implants: A Review, 13, 1548675.

Hanawa T J S, Materials T O A, 2022, Biocompatibility Of Titanium From The Viewpoint Of Its Surface, 23, 457-472.

Iconaru S L, Predoi D, Ciobanu C S, Motelica-Heino M, Guegan R, Bleotu C, 2022, Development Of Silver Doped Hydroxyapatite Thin Films For Biomedical Applications, 12, 341.

Janković A, Eraković S, Vukašinović-Sekulić M, Mišković-Stanković V, Park S J, Rhee K Y, 2015, Graphene-Based Antibacterial Composite Coatings Electrodeposited On Titanium For Biomedical Applications, 83, 1-10.

Jatothu P, Singh A, 2026, Electrophoretic Deposition Of Nanoparticles On Carbon Fiber: A Comprehensive Review Of Enhancement Of Properties In Epoxy Polymer Composites, 47, 9-28.

Karmakar S, Deo M, Rahaman I, Mohanty S K, 2025, Nanoparticle Deposition Techniques For Silica Nanoparticles: Synthesis, Electrophoretic Deposition, And Optimization-A Review.

Kaur M, Singh K, 2019, Review On Titanium And Titanium Based Alloys As Biomaterials For Orthopaedic Applications, 102, 844-862.

Khina A, Krutyakov Y A, 2021, Similarities And Differences In The Mechanism Of Antibacterial Action Of Silver Ions And Nanoparticles, 57, 683-693.

Klasen H, 2000, A Historical Review Of The Use Of Silver In The Treatment Of Burns. Ii. Renewed Interest For Silver, 26, 131-138.

Koc S, 2020, Pumice And Perlite Co-Substituted Hydroxyapatite: Fabrication And Characterization, 8, 132-137.

Laska A, Bartmański M, 2020, Parameters Of The Electrophoretic Deposition Process And Its Influence On The Morphology Of Hydroxyapatite Coatings. Review, 41.

Lee G, Park Y, 2025, Bimetallic Nanoparticles Synthesized From Korean Red Ginseng (Panax Ginseng) Root Extract As Nanocatalysts And In Vitro Antibacterial Activity Of Au-Ag Alloy, 20, 123.

Liu Y, Gao M, Yan Y, Wang X, Dong Z, Cheng L Vd.Xu Y, 2025, Immunology In Osseointegration After Implantation, 113, E35566.

Łosiewicz B, Osak P, Nowińska D, Maszybrocka J, 2025, Developments In Dental Implant Surface Modification, 15, 109.

Maciąg F, Moskalewicz T, Kowalski K, Łukaszczyk A, Hadzhieva Z, Boccaccini A R, 2021, The Effect Of Electrophoretic Deposition Parameters On The Microstructure And Adhesion Of Zein Coatings To Titanium Substrates, 14, 312.

Madaniyah L, Fiddaroini S, Hayati E K, Rahman M F, Sabarudin A, 2025, Stability Of Biologically Synthesized Silver Nanoparticles (Agnps) Using Acalypha Indica L. Plant Extract As Bioreductor And Their Potential As Anticancer Agents Against T47d Cells, 10, 101-110.

Magnaudeix A, 2022, Calcium Phosphate Bioceramics: From Cell Behavior To Chemical-Physical Properties, 1, 942104.

Malisz K, Świeczko-Żurek B, Olive J-M, Gajowiec G, Pecastaings G, Laska A Vd.Sionkowska A, 2024, Study Of Nanohydroxyapatite Coatings Prepared By The Electrophoretic Deposition Method At Various Voltage And Time Parameters, 17, 2242.

Marin E, Lanzutti A, 2023, Biomedical Applications Of Titanium Alloys: A Comprehensive Review, 17, 114.

Martínez-Castañón G A, Nino-Martínez N, Martínez-Gutierrez F, Martínez-Mendoza J, Ruiz F, 2008, Synthesis And Antibacterial Activity Of Silver Nanoparticles With Different Sizes, 10, 1343-1348.

Medina E L, Vaca-González J, Sánchez-Rey L, Moreno-Sarmiento N, Ramtani S, Falentin-Daudre C Vd.Garzón-Alvarado D, 2025, Antibacterial And Antifungal Effects Of Silver-Doped Multilayered Yttria-Stabilized Zirconia And Hydroxyapatite Coatings: Potential Application In Biomedical Implants And Orthopaedics.

Mihoc R I, 2007, Functional Studies Of Calcium Enriched Titanium Surfaces, University Of London, University College London (United Kingdom).

Milazzo M, Contessi Negrini N, Scialla S, Marelli B, Farè S, Danti S Vd.Buehler M J, 2019, Additive Manufacturing Approaches For Hydroxyapatite-Reinforced Composites, 29, 1903055.

Mirzaee M, Vaezi M, Palizdar Y, 2016, Synthesis And Characterization Of Silver Doped Hydroxyapatite Nanocomposite Coatings And Evaluation Of Their Antibacterial And Corrosion Resistance Properties In Simulated Body Fluid, 69, 675-684.

Murray A F, Bryan D, Garfinkel D A, Jorgensen C S, Tang N, Liyanage W, Lass E A, Yang Y, Rack P D Vd.Denes T G, 2022, Antimicrobial Properties Of A Multi-Component Alloy, 12, 21427.

Navarro M, Michiardi A, Castano O, Planell J, 2008, Biomaterials In Orthopaedics, 5, 1137-1158.

Neto J V C, Teixeira A B V, Dos Reis A C, 2025, Hydroxyapatite Coatings Versus Osseointegration In Dental Implants: A Systematic Review, 134, 92-99.

Nicholson J W, 2020, Titanium Alloys For Dental Implants: A Review, 2, 11.

Nyongesa F, Aduda B, 2017, Electrophoretic Deposition Of Titanium Dioxide Thin Films For Photocatalytic Water Purification Systems, 6, 31-37.

Ogawa T, Hirota M, Shibata R, Matsuura T, Komatsu K, Saruta J Vd.Att W, 2025, The 3d Theory Of Osseointegration: Material, Topography, And Time As Interdependent Determinants Of Bone–Implant Integration, 11, 49.

Oge M, Karaoglanli A C, Celik M B, 2020, Room And High Temperature Wear Behaviors Of Steelmaking Slag Coating And Wc-Reinforced Composite Coatings, 399, 126162.

Olgun U, Çetin H, Hoş A, Gülfen M, Üstel F, 2024, Atmospheric Plasma Spray Coating Of Antibacterial Nano Silver-Hydroxyapatite On Titanium Surface For Biomedical Applications, 31, 261-285.

Patel N, Munjal S, 2021, Metal Oxide Nanoparticles And Their Applications: A Report.

Pazarlioğlu S S, Algan O, 2021, Sinterleme Sicakliklari Ve Magnezyum Oksit Ilavesinin Hidroksiapatitin Özelliklerine Etkisi The Effect Of Sintering Temperatures And Magnesium Oxide Addition On The Properties Of Hydroxyapatite.

Phogat D, Awasthi S, 2025, Material And Technique Fundamentals Of Nano-Hydroxyapatite Coatings Towards Biofunctionalization: A Review, 20, 022004.

Radulescu D-M, Surdu V-A, Ficai A, Ficai D, Grumezescu A-M, Andronescu E, 2023, Green Synthesis Of Metal And Metal Oxide Nanoparticles: A Review Of The Principles And Biomedical Applications, 24, 15397.

Romero-Serrano M, Romero-Ruiz M-M, Herrero-Climent M, Rios-Carrasco B, Gil-Mur J, 2024, Correlation Between Implant Surface Roughness And Implant Stability: A Systematic Review, 12, 276.

Romero M, Romero-Ruiz M M, Rios-Santos J V, Rios-Carrasco B, Herrero-Climent M, Brizuela-Velasco A, Martínez-Lopez J Vd.Gil J, 2025, The Topography Of Titanium In Dental Implants: Key To Osseointegration And Bactericidal Capacity, Mdpi. 18: 3368.

Salman A J, Albusalih D, Jasim T A, Radhi N S, Al-Khafaji Z, Falah M, 2024, Identify In Vitro Behaviour Of Composite Coating Hydroxyapatite-Nano Silver On Titanium Substrate By Electrophoretic Technic For Biomedical Applications.

Sarvaiya B B, Kumar S, Pathan M S H, Patel S, Gupta V, Haque M, Patel S N Vd.Gupta Sr V, 2025, The Impact Of Implant Surface Modifications On The Osseointegration Process: An Overview, 17.

Shapagina N A, Dushik V V, 2022, Application Of Electrophoretic Deposition As An Advanced Technique Of Inhibited Polymer Films Formation On Metals From Environmentally Safe Aqueous Solutions Of Inhibited Formulations, 16, 19.

Shen X, Shukla P, 2020, A Review Of Titanium Based Orthopaedic Implants (Part-I): Physical Characteristics, Problems And The Need For Surface Modification, 1.

Silva R C, Agrelli A, Andrade A N, Mendes-Marques C L, Arruda I R, Santos L R, Vasconcelos N F Vd.Machado G, 2022, Titanium Dental Implants: An Overview Of Applied Nanobiotechnology To Improve Biocompatibility And Prevent Infections, 15, 3150.

Singh S, Singh G, Bala N, 2023, Electrophoretic Deposition Of Hydroxyapatite Incorporated Composite Coatings On Metallic Substrates: A Review Of The Fundamentals, 219-257.

Sivaperumal V R, Mani R, Polisetti V, Aruchamy K, Oh T, 2022, Synthesis Of Hydroxyapatite (Hap)-Zirconia Nanocomposite Powder And Evaluation Of Its Biocompatibility: An In Vitro Study, 12, 11056.

Souri A, Shanaghi A, Shahsavand F, Naseri M, 2026, Engineering Hydroxyapatite-Silver Nanocomposite Coating On Ti-6al-4v Alloy With Bio-Corrosion And Antibacterial Performances For Orthopedic Implant Applications.

Stacchi C, Coyac B R, Helms J A, 2025, Biomechanical Basis For Bone Healing And Osseointegration Of Implants In Sinus Grafts, 27, E13424.

Stevanović M, Đošić M, Janković A, Rhee K Y, Mišković-Stanković V, 2019, Electrophoretically Deposited Hydroxyapatite-Based Composite Coatings Loaded With Silver And Gentamicin As Antibacterial Agents, 84, 1287-1304.

Yildiz I, 2025, Coating Of Ti-6al-4v Sheets With Nano-Ha-Based Materials By Electrophoretic Deposition (Epd) Method And Investigation Of Surface Properties, 30, E20250259.

Yusuf-Salihu B O, Abdulmumini S A, Bajepade T T, Durosinmi H A, Kazeem M O, Ajayi V A Vd.Lateef A, 2025, Novel Green Synthesis Of Silver Nanoparticles From Empty Fruit Bunch Waste: Biomedical Applications And Mechanistic Insights, 7, 100136.

Zhang B G, Myers D E, Wallace G G, Brandt M, Choong P F, 2014, Bioactive Coatings For Orthopaedic Implants—Recent Trends In Development Of Implant Coatings, 15, 11878-11921.

Zhang H, Liu Y, Dong Y, Ashokan A, Widmer-Cooper A, Köhler J R Vd.Mulvaney P, 2024, Electrophoretic Deposition Of Single Nanoparticles, 40, 2783-2791.

Zhang Q, Li W, Qiu S, Gong H, He W, Yin Z, Yuwen L Vd.Wang L, 2026, Mos 2/Au–Ag@ Peg Nanosheets With Plasmonic Coupling Effect-Enhanced Nir-Ii Photothermal Therapy And Silver Ion Release For Combined Treatment Of Mrsa Infection.

ÖZGEÇMİŞ