



**TEL ÇEKME İŞLEMİ İLE ÜRETİLEN Zn-1Cu-2Ag
ALAŞIMLARININ İN-VİTRO KOROZYON
DİRENÇLERİNİN ARAŞTIRILMASI
Mahnaz HEYDARİ**

**Danışman: Prof. Dr. Burak DİKİCİ
Yüksek Lisans Tezi
Metalurji ve Malzeme Ana Bilim Dalı
2024**

(Her hakkı saklıdır.)

T.C.
ATATÜRK ÜNİVERSİTESİ
FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ
METALURJİ VE MALZEME ANA BİLİM DALI

**TEL ÇEKME İŞLEMİ İLE ÜRETİLEN Zn-1Cu-2Ag ALAŞIMLARININ İN-VİTRO
KOROZYON DİRENÇLERİNİN ARAŞTIRILMASI**

(Investigation of the In-Vitro Corrosion Resistance of Zn-1Cu-2Ag Alloys Produced by Wire
Drawing Process)

YÜKSEK LİSANS TEZİ

Mahnaz HEYDARI

Danışman: Prof. Dr. Burak DİKİCİ

Erzurum
Eylül, 2024

KABUL VE ONAY TUTANAĞI

Mahnaz HEYDARİ tarafından hazırlanan “Tel Çekme İşlemi ile Üretilen Zn-1Cu-2Ag Alaşımlarının İn-Vitro Korozyon Dirençlerinin Araştırılması” başlıklı çalışması 17/09/2024 tarihinde yapılan tez savunma sınavı sonucunda başarılı bulunarak jürimiz tarafından Metalurji ve Malzeme Ana Bilim Dalı, Malzeme Bilim Dalında Yüksek Lisans tezi olarak kabul edilmiştir.

Jüri Başkanı: Prof. Dr. Kadri Vefa EZİRMİK
Atatürk Üniversitesi

Aslı Islak İmzalıdır

Danışman: Prof. Dr. Burak DİKİCİ
Atatürk Üniversitesi

Aslı Islak İmzalıdır

Jüri Üyesi: Dr. Öğr. Üyesi Yakup SAY
Munzur Üniversitesi

Aslı Islak İmzalıdır

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

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

Prof. Dr. Saltuk Buğrahan CEYHUN

Enstitü Müdürü

Aslı Islak İmzalıdır

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

ETİK BİLDİRİM VE İNTİHAL BEYAN FORMU

Yüksek Lisans Tezi olarak Prof. Dr. Burak DİKİCİ danışmanlığında sunulan “Tel Çekme İşlemi ile Üretilen Zn-1Cu-2Ag Alaşımlarının İn-Vitro Korozyon Dirençlerinin Araştırılması” başlıklı çalışmanın tarafımızdan bilimsel etik ilkelere uyularak yazıldığını, yararlanılan eserlerin kaynakçada gösterildiğini, Fen Bilimleri Enstitüsü tarafından belirlenmiş olan Turnitin Programı benzerlik oranlarının aşılmadığını ve aşağıdaki oranlarda olduğunu beyan ederiz.

Tez Bölümleri	Tezin Benzerlik Oranı (%)	Maksimum Oran (%)
Giriş	5	30
Kuramsal Temeller	4	30
Materyal ve Metot	8	35
Araştırma Bulgular ve Tartışma	5	20
Sonuçlar ve Öneriler	0	20
Tezin Geneli	5	25

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

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

Tez Yazarı (Öğrenci)	Tez Danışmanı
Mahnaz HEYDARİ	Prof. Dr. Burak DİKİCİ
17.9.2024	17.9.2024
İmza: Aslı Islak İmzalıdır	İmza: Aslı Islak İmzalıdır

* Tez ile ilgili YÖK/TEZ'de yayımlanmasına ilişkin bir engelleme var ise aşağıdaki alanı doldurunuz.

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

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

TEŞEKKÜR

Tez çalışmamın her aşamasında yanımda olup her türlü bilgi ve yardımını esirgemeyen ve her koşulda beni çalışmaya teşvik eden değerli danışmanım Sayın Prof. Dr. Burak DİKİCİ'ye teşekkürlerimi sunarım.

Çalışmalarımın çeşitli kısımlarında yardımlarını esirgemeyen; Mohaghegh Ardabili Üniversitesi, Kimya Bölümünden Sayın Prof. Dr. Davod SEİFZADEH'e, teşekkür ederim.

Dr. Orhan AKYÜZ'e Er-Bakir fabrikasında tel çekme işleminde yardımcı oldukları için, Dr.Yakup SAY'a Munzur Üniversitesinden karakterizasyon ve çekme testlerinde büyük katkısı olduğu için ve Yıldız Teknik Ünivesitesinden döküm işlemide yardımcı olan Dr. Öğr.Üyesi Hakan YILMAZER'e teşekkürlerimi sunarım.

Çalışmalarım sürecinde desteği ile her zaman yanımda olan aileme ve beni destekleyen canım ablama teşekkür ederim.

Mahnaz HEYDARI

ÖZET

YÜKSEK LİSANS TEZİ

TEL ÇEKME İŞLEMİ İLE ÜRETİLEN Zn-1Cu-2Ag ALAŞIMLARININ İN-VİTRO KOROZYON DİRENÇLERİNİN ARAŞTIRILMASI

Mahnaz HEYDARİ

Danışman: Prof. Dr. Burak DİKİCİ

Amaç: Bu çalışmanın amacı, döküm yolu ile üretilen Zn-1Cu-2Ag alaşımının çekme işlemi sonucu çekme dayanımı ve korozyon direncini inceleyerek, biyomalzeme olarak kullanım potansiyellerini değerlendirmektir. Zn içerisine Cu ve Ag elementlerinin katılması ile Zn'nin mekanik özelliklerinin iyileştirilmesi ve korozyon hızının yavaşlatılması amaçlanmıştır. Ag ilavesinin bir diğer kullanım amacı da antibakteriyel etki oluşturmaktır.

Yöntem: 15 cm boyunda ve 10 mm çapında olan alaşımlar, farklı çaplarda (4.30, 3.10, 2.30, 1.60, 0.98 mm) tel çekme işlemine tabi tutulmuştur. Elde edilen teller üzerinde çekme testleri ve in-vitro koşullarda elektrokimyasal korozyon testleri (PDS ve EIS) gerçekleştirilmiştir. Alaşımların karakterizasyonu XRD ve SEM yöntemleri kullanılarak yapılmıştır.

Bulgular: Elektrokimyasal korozyon testleri 3.10 mm çapa sahip Zn esaslı telin en yüksek polarizasyon direncine sahip olduğu ve bu telin $10.92 \mu\text{A}/\text{cm}^2$ 'lik en düşük korozyon akım yoğunluğa sahip olduğu bulunmuştur. Mikroyapısal incelemeler alaşım yüzeylerinde çukurcuk korozyonun baskın olduğunu göstermiştir. Çekme testleri en yüksek çekme gerilmesinin 169 Mpa ile 4.30 mm'lik çapa sahip telde elde edilmiştir. En yüksek kopma uzaması ile % 74.53 ile 3.08 mm'lik çapa sahip telde elde edilmiştir.

Sonuç: Bu çalışmada, çeşitli çaplardaki Zn-1Cu-2Ag alaşım tellerinin mekanik ve korozyon davranışları test edilmiştir. En yüksek çekme dayanımı 4,30 mm çaplı telde gözlemlenirken, 3,10 mm çaplı tel en yüksek uzama ve korozyon direncine sahip olduğu bulunmuştur. XRD analizleri Zn, Cu ve Ag piklerini, ayrıca CuZn_5 fazlarını ortaya koymuştur. SEM analizleri, baskın korozyon mekanizmasının çukurcuk korozyonu olduğunu göstermiştir. Korozyon testi sonrası yüzeyde Ca ve P elementlerinin birikimi, biyomedikal uygulamalar için olumlu bir işaret olarak değerlendirilmiştir.

Anahtar Kelimeler: Zn-1Cu-2Ag, biyobozunur, tel çekme, in-vitro korozyon, çekme testi

Eylül 2024, 56 sayfa

ABSTRACT

MASTER THESIS

INVESTIGATION OF THE IN-VITRO CORROSION RESISTANCE OF Zn-1Cu-2Ag ALLOYS PRODUCED by WIRE DRAWING PROCESS

Mahnaz HEYDAR

Supervisor: Prof. Dr. Burak DİKİCİ

Purpose: The objective of this study is to evaluate the tensile strength and corrosion resistance of Zn-1Cu-2Ag alloy produced by casting and subjected to wire drawing, in order to assess its potential as a biomaterial. The addition of Cu and Ag elements to Zn aims to improve the mechanical properties of Zn and slow down its corrosion rate. Moreover, Ag is mainly used for its antibacterial effect.

Method: Alloys with a length of 15 cm and a diameter of 10 mm were subjected to wire drawing to different diameters (4.30, 3.10, 2.30, 1.60, 0.98 mm). The obtained wires underwent tensile testing and electrochemical corrosion tests (PDS and EIS) under in-vitro conditions. The characterization of the alloys was carried out using XRD and SEM techniques.

Findings: The electrochemical corrosion tests revealed that the Zn-based wire with a diameter of 3.08 mm exhibited the highest polarization resistance and the lowest corrosion current density of $10.92 \mu\text{A}/\text{cm}^2$. Microstructural analyses indicated that pitting corrosion was the dominant corrosion mechanism on the alloy surfaces. Tensile tests showed that the highest tensile strength was achieved with the 4.30 mm diameter wire at 169 MPa, while the greatest elongation was observed with the 3.08 mm diameter wire, reaching 74.53%.

Results: In this study, Zn-1Cu-2Ag alloy wires of various diameters were tested for their mechanical and corrosion behaviours. The highest tensile strength was observed in the 4.30 mm wire, while the 3.10 mm wire showed the highest elongation and corrosion resistance. XRD analysis revealed Zn, Cu, and Ag peaks, with CuZn5 phases detected. SEM analyses indicated pitting corrosion as the primary mechanism, and surface accumulation of Ca and P elements, beneficial for biomedical applications, was also observed after corrosion testing.

Keywords: Zn-1Cu-2Ag, biodegradable, wire drawing, in-vitro corrosion, tensile test

September 2024, 56 pages

İÇİNDEKİLER

KABUL VE ONAY TUTANAĞI.....	i
ETİK BİLDİRİM VE İNTİHAL BEYAN FORMU	ii
TEŞEKKÜR	iii
ÖZET	iv
ABSTRACT	v
İÇİNDEKİLER.....	vi
TABLolar DİZİNİ.....	viii
ŞEKİLLER DİZİNİ	ix
SİMGELER VE KISALTMALAR DİZİNİ	xii
GİRİŞ.....	1
KURAMSAL TEMELLER.....	14
Biyomalzemenin Tanımı ve Özellikleri	14
Biyomalzemenin Sınıflandırılması	14
Metalik Biyomalzemeler	14
Polimerik Biyomalzemeler	14
Seramik Biyomalzemeler	15
Kompozit Biyomalzemeler	15
Biyomalzemenin Uygulama Alanları.....	15
Biyouyumluluk Kavramı.....	15
Biyobozunurluk Kavramı.....	16
Biyobozunur Metal ve Alaşımların Sınıflandırılması	16
Magnezyum (Mg) Esaslı Biyobozunur Alaşımlar	16
Demir (Fe) Esaslı Biyobozunur Alaşımlar.....	16
Çinko (Zn) Esaslı Biyobozunur Alaşımlar.....	17
Çinko Alaşımlarının Biyouyumluluğu ve Biyolojik Performansı	18
Zn'nin Biyolojik Bozunma Mekanizması	18
Biyobozunur Alaşımların Kullanım Alanları.....	19
Deformasyonun Tanımı, Önemi ve Deformasyon Çeşitleri	20
Plastik Deformasyonun Genel İlkeleri	20

Kayma	20
İkizlenme.....	20
Tane Sınırı Kayması.....	21
Yayınma Sürünmesi	21
Tel Çekme İşlemi	21
Tel Çekme İşleminin Tarihçesi	21
Tel Çekme İşleminin Genel Prensipleri	21
Tel Çekme İşleminin Uygulama Alanları	23
Tel Çekme İşleminin Avantajları ve Dezavantajları	23
Biyobozunur Metalik Tellerin Kullanım Alanları.....	23
Korozyonun Temel İlkeleri ve Mekanizmaları	25
Elektrokimyasal Korozyon Süreci	25
İn-Vitro Korozyon Testleri ve Yöntemleri	28
Potansiyodinamik Polarizasyon Tarama (PDS) Yöntemi	28
Elektrokimyasal Empedans Spektroskopisi (EIS) Yöntemi	29
MATERYAL ve YÖNTEM	31
ARAŞTIRMA BULGULARI VE TARTIŞMA.....	36
SONUÇLAR.....	51
KAYNAKLAR.....	52
ÖZGEÇMİŞ.....	57

TABLÖLAR DİZİNİ

Tablo 1. Zn-xCu alaşımların çekme testi sonuçları (Tang et al. 2017).....	5
Tablo 2. Çalışmada SBF hazırlanmasında kullanılan kimyasallar ve miktarları (Shanmugam et al. 2014).....	33
Tablo 3. Çekme eğrilerinden elde edilen ortalama çekme gerilmesi ve kopma uzaması değerleri.....	39
Tablo 4. PDS testlerinden elde edilen öneli korozyon parametreleri	42
Tablo 5. Şekil 38’de sunulan eş değer devre modelindeki bileşenlerin sayısal değerleri.....	46



ŞEKİLLER DİZİNİ

Şekil 1. 1. Çekme testinde kullanılan cerrahi düğüm şekilleri: 1) dokuyu sıkıştırmak için kullanılan düğüm, 2) kırıkların tedavisinde kullanılan düğüm, 3) ikinci tip cerrahi düğüm (Milenin et al. 2020).....	2
Şekil 2. (a) XRD modeli, (b) SEM görüntüsü ve (c-d) ekstrüde edilmiş Zn-2.0wt.%Cu alaşımının parlak alan TEM görüntüleri, faz yapısını ve mikron boyutlu ve mikron altı boyutlu $\epsilon(\text{CuZn}_4)$ fazlar (Jiang et al. 2021)	3
Şekil 3. Korozyon ölçümleri: (a) OCP eğrileri, (b) PDS eğrileri ve (c) ağırlık kaybı ile ölçülen korozyon hızları (Bai et al. 2021).....	4
Şekil 4. Alaşımların (a) oda sıcaklığında ve (b) ekstrüde edilmiş durumda çekme özelliklerinin değişimi (Sikora-Jasinska et al. 2017)	6
Şekil 5. Korozyon ürünlerinin uzaklaştırılmasından sonra, Zn ve Zn/Ag ikili alaşımlarının Hanks çözeltisinde 336 saatlik daldırma sonrası yüzey SEM görüntüleri: (a) saf Zn, (b) Zn-2.5Ag, (c) Zn-5.0Ag ve (d) Zn-7.0Ag (Sikora-Jasinska et al. 2017).....	6
Şekil 6. 3.0 mm ve 0.3 mm çapındaki saf Zn tellerin mekanik özellikleri: (a) saf Zn teller, (b) düğümlenmeden önce ve sonra $\phi 0.3$ mm saf Zn teller, (c) farklı çaplara sahip silindirler etrafına sarılmış $\phi 3.0$ mm saf Zn tellerin görüntüleri, (d) düğüm ve halka yapılmış $\phi 0.3$ mm saf Zn tellerin görüntüleri, (e) düğümlenmiş $\phi 0.3$ mm saf Zn tellerin mikro yapıları ve SEM ile tespit edilen kılcal çatlaklar (Guo et al. 2019)	7
Şekil 7. (a) Potansiyodinamik polarizasyon eğrileri, (b) elektrokimyasal test sonrası $\phi 3.0$ mm saf Zn tellerin yüzey mikro yapıları ve (c) $\phi 0.3$ mm saf Zn tellerin yüzey mikro yapıları Hank çözeltisinde (Guo et al. 2019).....	8
Şekil 8. WAAM ve WR yöntemiyle üretilen Zn alaşımlarının elektrokimyasal korozyon davranışlarının karşılaştırılması (Soni et al. 2022).....	9
Şekil 9. (Zn-4Cu alaşımının (a) homojenleştirme ısı işlemi sonrası ve (b) sıcak ekstrüzyon sonrası mikro yapıları (ED ekstrüzyon yönü) (Niu et al. 2016).....	9
Şekil 10. Döküm sonrası Zn-4Cu alaşımının XRD analizi (Niu et al. 2016).....	10
Şekil 11. Ekstrüde edilmiş Zn-4Cu numunesinin potansiyodinamik polarizasyon eğrisi (Niu et al. 2016).....	10

Şekil 12. (a) Çekme, (b) basma, (c) bükme eğrileri ve (d) alaşımlarının mekanik özelliklerinin karşılaştırılması (Wątroba et al. 2022)	11
Şekil 13. Numunelerin elektrokimyasal ölçümleri: (a) OCP, (b) polarizasyon eğrileri, (c) Nyquist diyagramları, (d) kullanılan eşdeğer devre modelinin şematik gösterimi ve (e) Bode diyagramları (Wątroba et al. 2022)	12
Şekil 14. (a-c) Elektrokimyasal korozyon testleri sonrası yüzey morfolojisi, (d-f) korozyon ürün tabakası çıkarıldıktan sonraki yüzey morfolojileri: (a, d) saf Zn, (b, e) Zn-3Ag ve (c, f) Zn-3Ag-0.5Mg alaşımları ((f)'de sarı oklar Mg'ca zengin çökeltilerin korozyona uğramış bölgelerini göstermektedir) (Wątroba et al. 2022)	12
Şekil 15. Kalıplardan çoklu geçişlerle soğuk çekme işleminin şematik gösterimi (Anon n.d.)	22
Şekil 16. Şekli(a) K-teli ve şekil (b) Serklaj Telin radyografi görüntüsü (Asgari et al. 2018)	24
Şekil 17. Gergi bandı telin radyografi görüntüsü (Asgari et al. 2018)	24
Şekil 18. Standart yarım pil hücrenin bir örneği	26
Şekil 19. Bazı metallerin EMK serisindeki potansiyelleri (Maier 2004)	27
Şekil 20. Bazı metal ve alaşımların galvanik serisi (Maier 2004)	28
Şekil 21. Sinüzoidal AC voltaj ve akım sinyali (Gerengi 2008)	30
Şekil 22. Tel çekme makinesinin şematik göstergesi	32
Şekil 23. Farklı haddeler ile çekilen Zn-1Cu-2Ag alaşım telleri	32
Şekil 24. SBF hazırlamada kullanılan manyetik karıştırıcı ve hassas terazi	33
Şekil 25. Korozyon test ünitesi ve OCP testinden bir görüntü	34
Şekil 26. Tellerin çekme testinden bir görüntü	34
Şekil 27. 4.30 mm çapa sahip Zn-Cu-2Ag telin XRD analizi	36
Şekil 28. 3.10 mm çapa sahip Zn-Cu-2Ag telin XRD analizi	36
Şekil 29. 2.30 mm çapa sahip Zn-Cu-2Ag telin XRD analizi	37
Şekil 30. 1.60 mm çapa sahip Zn-Cu-2Ag telin XRD analizi	37
Şekil 31. 0.98 mm çapa sahip Zn-Cu-2Ag telin XRD analizi	38
Şekil 32. Tellerin çekme testi sonucu elde edilen gerilme-uzama eğrileri	39
Şekil 33. Alaşım tellerin makroskobik yanal SEM görüntüleri: a) 4.30 mm , b) 3.10 mm , c) 2.30 mm , d) 1.60 mm ve e) 0.98 mm çaplı numuneler	40
Şekil 34. Alaşım tellerin mikroskobik yanal SEM görüntüleri: a) 4.30 mm , b) 3.10 mm , c) 2.30 mm , d) 1.60 mm ve e) 0.98 mm çaplı numuneler	40

Şekil 35. 4.30 mm, 3.10 mm, 2.30 mm, 1.60 mm, 0.98 mm çaplı Zn-Cu-2Ag tellerin PDS eğrileri	41
Şekil 36. Alaşım tellerin karşılaştırmalı PDS eğrileri	42
Şekil 37. 4.30 mm, 3.10 mm, 2.30 mm, 1.60 mm ve 0.98 mm çaplı tellerin Nyquist eğrileri	43
Şekil 38. 4.30 mm, 3.10 mm, 2.30 mm, 1.60 mm ve 0.98 mm çaplı alaşım tellerin Bode-empedans eğrileri	44
Şekil 39. 4.30 mm, 3.10 mm, 2.30 mm, 1.60 mm ve 0.98 mm çaplı alaşım tellerin Bode-faz açısı eğrileri.....	45
Şekil 40. EIS eğrilerini fit etmek için kullanılan eş değer devre modeli.....	46
Şekil 41. Alaşım tellerin korozyon sonrası yüzey SEM mikroyapıları: a) 4.30, b) 3.10, c) 2.30, d) 1.60, e) 0.98 mm çaplı numuneler	47
Şekil 42. 4.30 mm çaplı alaşımın korozyon testi sonrası EDS analizi ve elementsel haritalanması	48
Şekil 43. 3.10 mm çaplı alaşımın korozyon testi sonrası EDS analizi ve elementsel haritalanması	48
Şekil 44. 2.30 mm çaplı alaşımın korozyon testi sonrası EDS analizi ve elementsel haritalanması	49
Şekil 45. 1.60 mm çaplı alaşımın korozyon testi sonrası EDS analizi ve elementsel haritalanması	49
Şekil 46. 0.98 mm çaplı alaşımın korozyon testi sonrası EDS analizi ve elementsel haritalanması	49

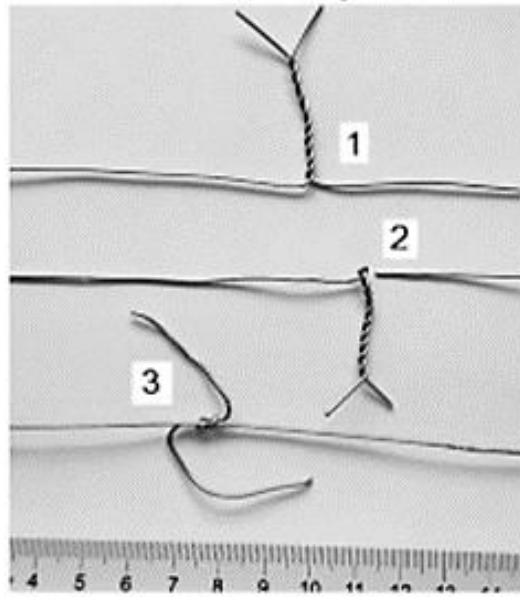
SİMGELER VE KISALTMALAR DİZİNİ

°C	: Santigrat derece
µm	: Mikrometre
Zn	: Çinko
Cu	: Bakır
Ag	: Gümüş
Ca	: Kalsiyum
Co	: Cobalt
Cr	: Krom
Mg	: Magnezyum
Fe	: Demir
BM	: Biyobozunur Metal
DC	: Doğru Akım
EIS	: Elektrokimyasal Empedans Spektroskopisi
EDS	: Enerji dağılımlı X-ışını Spektroskopisi
K	: Kelvin
ml	: Millilitre
nm	: Nanometre
PDS	: Potansiyodinamik Polarizasyon
OCP	: Açık Devre Potansiyeli
SBF	: Yapay vücut sıvısı
SEM	: Taramalı Elektron Mikroskobu
SiO₂	: Silikon dioksit
XRD	: X-Işını Kırınım Cihazı
YS	: Akma Dayanımı
UTS	: Çekme Dayanımı
α	: Alfa
β	: Beta
P	: Yoğunluk (g/cm ³)
Rp	: Polarizasyon Direnci

GİRİŞ

İnsan iskelet sistemi, vücudun desteklenmesi ve hareket kabiliyetinin sağlanmasında kritik bir rol oynar. Kemik, organik ve inorganik fazlardan oluşan karmaşık bir yapıdadır ve bu fazların kombinasyonu sayesinde mekanik dayanıklılık, esneklik ve sertlik özellikleri kazanır. Kemik kırıkları, ani travmalar veya tekrarlayan zorlanmalar sonucu meydana gelebilir ve bu durumda cerrahi müdahale ile biyomalzemelerden yapılan implantlar kullanılır. Biyobozunur malzemeler, vücut içindeki görevlerini tamamladıktan sonra doğal süreçlerle parçalanarak vücuttan atılırlar ve tıbbi implantlar için büyük önem taşırlar. Bu malzemeler, biyouyumlu olmaları ve zararlı yan etkiler oluşturmada vücutta çözünmeleri nedeniyle, cerrahi işlemler ve ortopedik uygulamalarda tercih edilmektedir. Kemik iyileşmesi tamamlandıktan sonra ikinci bir cerrahi müdahaleye gerek kalmaması, biyobozunur malzemelerin başlıca avantajlarından biridir. Bu sayede ikinci bir ameliyat ihtiyacını ortadan kaldırarak hasta için iyileşme sürecini hızlandırırlar. Biyobozunur malzemeler ayrıca biyouyumluluk, yeterli mekanik dayanım ve kontrollü bozunma hızlarıyla dikkat çekmektedirler. Biyobozunur metalik teller ise kemik sabitleme ve dental uygulamalarda önemli bir yere sahiptir. Özellikle kırık kemiklerin iyileşmesi sırasında geçici bir destek sunarlar ve zamanla çözünerek vücuda zarar vermeden atılırlar. Bu bağlamda, biyolojik olarak parçalanabilen metalik tellerin önemi giderek artmaktadır. Konu hakkında yapılan bazı çalışmalar aşağıda özetlenmiştir.

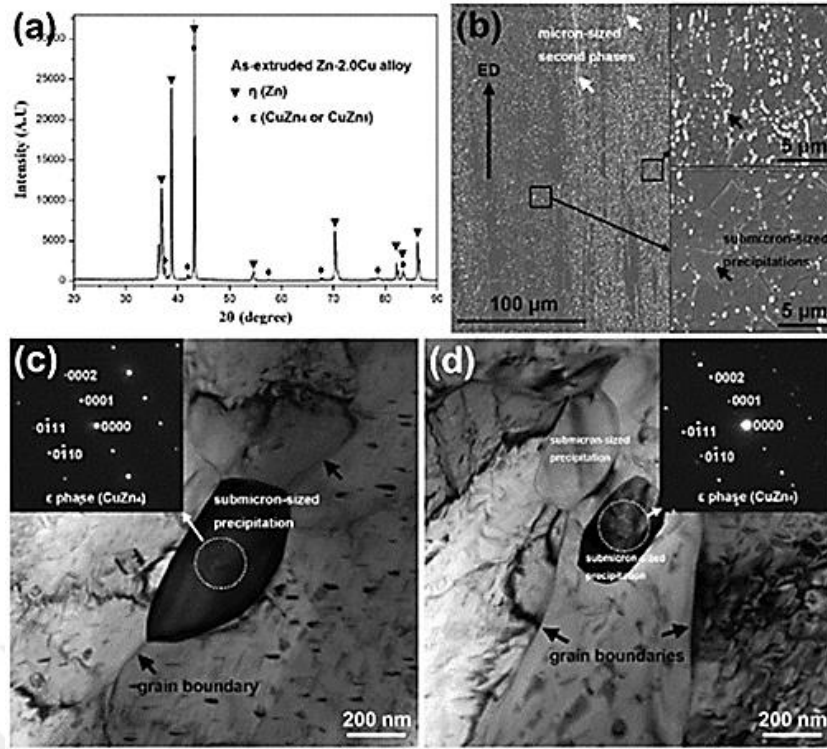
Milenin ve arkadaşları (Milenin et al. 2020), yüksek mukavemetli ve biyolojik olarak bozunabilen cerrahi ipliklerin üretilmesi amacıyla saf Zn kullanmışlardır. Bu çalışmada, iki farklı çapa sahip (1 ve 0.5 mm) çinko iplikler tel çekme yöntemi ile üretilmiştir. Tel çekme işleminde, Properzi yöntemiyle elde edilen 1.6 mm çapa sahip çinko tel kullanılmıştır. Üretim sırasında, yüzey kalitesini iyileştirmek amacıyla, tipik olarak kullanılan 12°'lik giriş açısına sahip kalıp yerine, 5°'lik bir açığa sahip standart dışı bir kalıp kullanılmıştır. Çalışmada, Şekil 1'de gösterilen üç farklı cerrahi düğüm şeklinin mekanik, gevşeme ve korozyon özellikleri araştırılmıştır.



Şekil 1. 1. Çekme testinde kullanılan cerrahi düğüm şekilleri: 1) dokuyu sıkıştırmak için kullanılan düğüm, 2) kırıkların tedavisinde kullanılan düğüm, 3) ikinci tip cerrahi düğüm (Milenin et al. 2020)

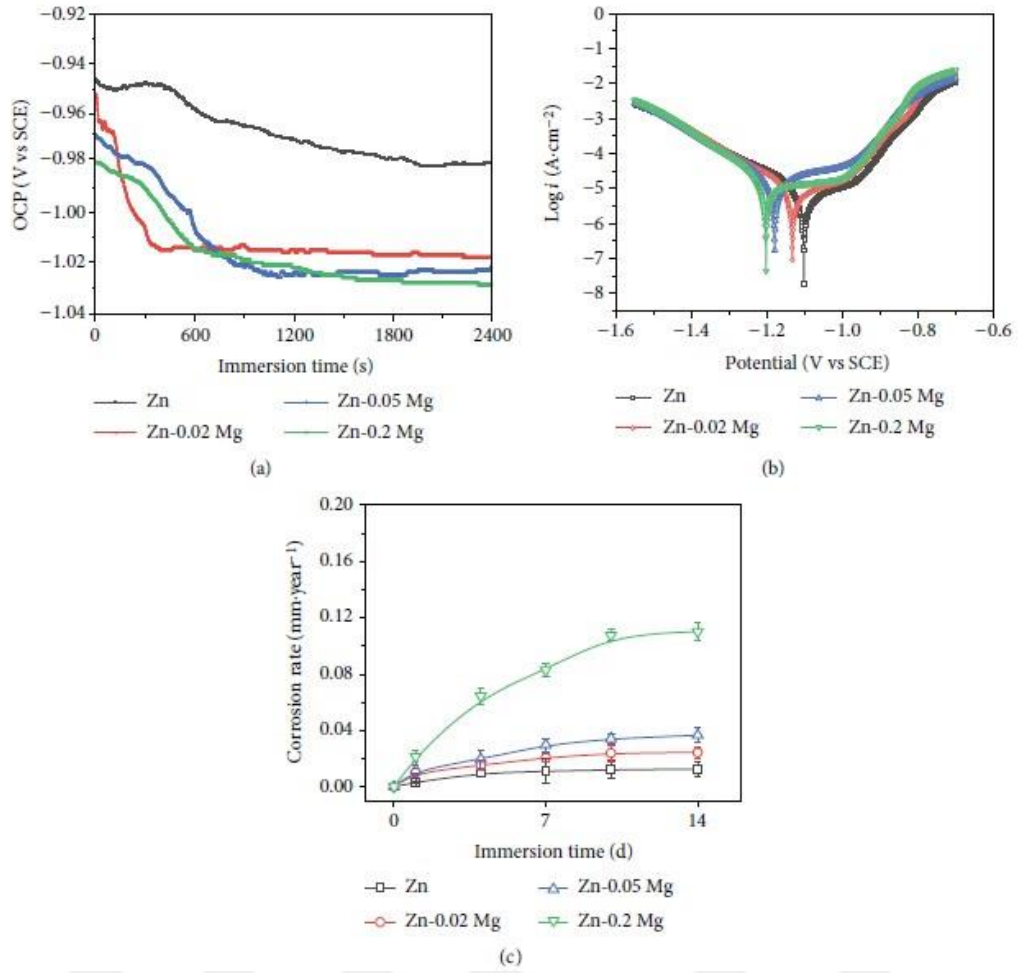
Çekme testleri, tellerin mukavemet değerlerinin standart çinko tele oldukça yakın olduğunu, ancak polimer iplikler veya magnezyum alaşımlarından yapılan ipliklere göre %50 oranında daha yüksek mukavemete sahip olduğunu göstermiştir. Zn ipliklerinin gevşeme yoğunluğunun polimer ve Mg ipliklerinden daha yüksek olduğu tespit edilmiştir. Üretilen tellerin korozyon hızının ise Properzi yöntemiyle elde edilen başlangıç teline kıyasla %40 daha düşük olduğu hesaplanmıştır. Çalışmada, 1 mm çapında üretilen telin mekanik ve korozyon özellikleri açısından cerrahi alandaki gereksinimleri karşıladığı, ancak 0.5 mm çapında üretilen tellerin nispeten daha düşük mukavemet değerleri sergilediği için bu gereksinimleri tam olarak karşılayamadığı bildirilmiştir.

Jiang ve arkadaşları (Jiang et al. 2021), ekstrüde edilmiş Zn-2.0 wt.% Cu alaşımının dayanımı, sünekliği ve biyouyumluluğu nedeniyle biyobozunur stentlerde kullanılabilirliğini araştırmışlardır. TEM, SEM ve XRD kullanılarak Zn-2.0 wt.% Cu alaşımındaki nano boyutlu çökelti fazlarını başarılı bir şekilde karakterize etmişlerdir (Şekil 2). Diğer çalışmalarda ifade edilen Zn-Cu alaşımlarındaki mikron-altı veya mikron boyutundaki $\epsilon(\text{CuZn}_4)$ çökeltilerinden farklı olarak bu çalışmada, nano-çökeltilerin bu alaşımların dayanımını önemli ölçüde artırdığı bulunmuştur. İncelenen alaşımda, nano çökelti, matrisle uyumlu bir arayüz sergilemişlerdir. Bu çökeltilerin matrisle olan şekil ve oryantasyon ilişkisi, serbest enerji minimizasyonu kullanılarak analiz edilmiştir. Hem $\eta(\text{Zn})$ hem de $\epsilon(\text{CuZn}_4)$ fazları, benzer kafes parametrelerine sahip altıgen, sıkı paketlenmiş yapılar gösterdiği bulunmuştur (Şekil 2).



Şekil 2. (a) XRD modeli, (b) SEM görüntüsü ve (c-d) ekstrüde edilmiş Zn-2.0wt.%Cu alaışımının parlak alan TEM görüntüleri, faz yapısını ve mikron boyutlu ve mikron altı boyutlu $\epsilon(\text{CuZn}_4)$ fazlar (Jiang et al. 2021)

Bai ve arkadaşları (Bai et al. 2021), biyomedikal uygulamalar için Zn-xMg alaışımından ince tellerin mekanik özellikleri ve bozunma davranışlarını araştırmak amacıyla saf Zn, Zn-0.02 wt.% Mg, Zn-0.05 wt.% Mg ve Zn-0.2 wt.% Mg alaşımlarını incelemiştir. Üç farklı Zn-x wt.% Mg alaşımı, önce döküm ardından sıcak ekstrüzyon ile elde edilmiştir. Elde edilen numuneler, 0.3 mm çapına kadar soğuk çekilmiştir. Mg ilavesi ile tane boyutunun önemli ölçüde azaldığı gözlemlenmiştir. Sıcak ekstrüzyon ve soğuk çekme işlemleri sonrasında, Zn-xMg alaışımının maksimum çekme mukavemeti (UTS) 240-270 MPa arasında değişmiş, uzama değerleri ise %5-8 aralığında artış göstermiştir. Özellikle, Zn-0.05 wt.% Mg alaşımı tavlama işlemi olmadan sonra 204 MPa UTS ve %16.7 uzama değerlerine ulaşmıştır. Ancak, tavlama işlemi mukavemeti biraz düşürerek plastisiteyi artırmıştır. Yapılan korozyon testlerinde Mg ilavesinin korozyon hızını artırdığı bulunmuştur (Şekil 3).



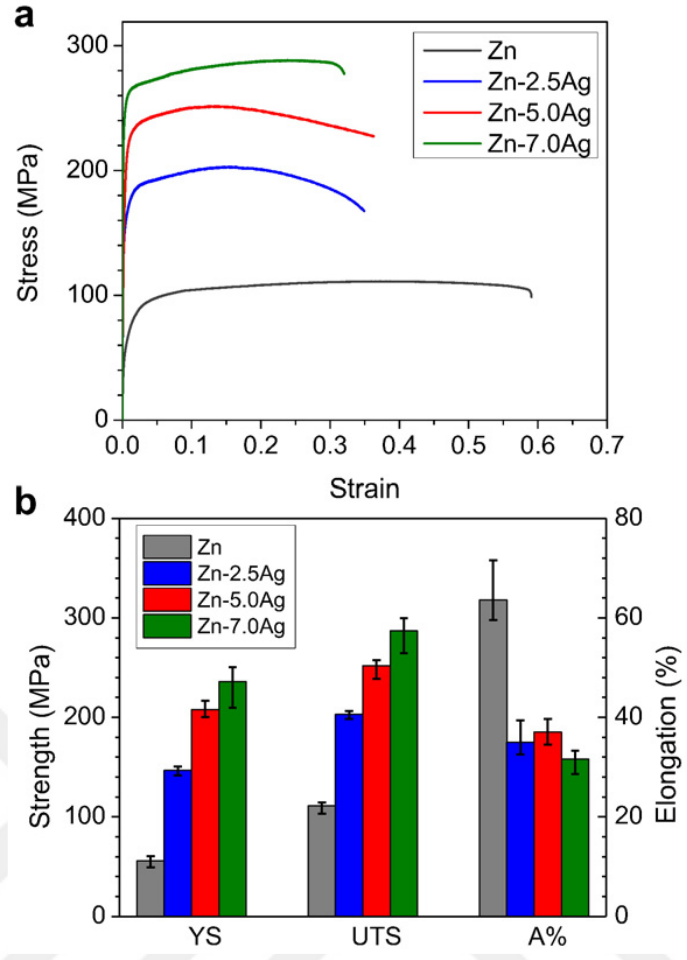
Şekil 3. Korozyon ölçümleri: (a) OCP eğrileri, (b) PDS eğrileri ve (c) ağırlık kaybı ile ölçülen korozyon hızları (Bai et al. 2021)

Tang ve arkadaşları (Tang et al. 2017a), biyolojik olarak bozunabilen Zn-Cu ikili alaşımlarını, kardiyovasküler implant uygulamaları için incelemiştir. Bu çalışmada, mekanik özellikler, korozyon davranışı, sitotoksosite ve antibakteriyel özellikler değerlendirilmiştir. Zn-xCu (x = 1, 2, 3 ve 4 ağırlıkça %) alaşımları 60×20 mm boyutlarında çubuklar halinde ekstrüde edilmiştir. Mekanik özelliklerin değerlendirilmesi için 10 mm uzunluğunda, 2 mm genişliğinde ve 1 mm kalınlığında numuneler ekstrüde çubuklardan kesilmiştir. Çekme testleri, Cu ilavesinin Zn-xCu alaşımlarının çekme özelliklerini önemli ölçüde iyileştirdiğini göstermiştir. Özellikle Zn-4Cu alaşımı %50,6 ± 2,8 uzama sergilemiştir (Tablo 1). Korozyon testlerine göre, Zn-xCu alaşımlarında Cu konsantrasyonu arttıkça korozyon hızları saf Zn'ye kıyasla az da olsa bir artış gösterdiği, ancak genel olarak bu artışın düşük seviyelerde kaldığı görülmüştür. Sitotoksosite testlerinde Zn-3Cu alaşımı, saf Zn ile benzer hücre canlılığı sergilemiş ve toksik olmadığı tespit edilmiştir. Antibakteriyel özellikler açısından, % 2'den fazla Cu içeren alaşımlar kabul edilebilir düzeyde sito-uyumluluk ve iyi antibakteriyel özellikler sergilemiştir. Bu sonuçlar, Zn-Cu ikili alaşımlarının biyolojik olarak parçalanabilen kardiyovasküler implant uygulamaları için uygun adaylar olabileceğini göstermektedir.

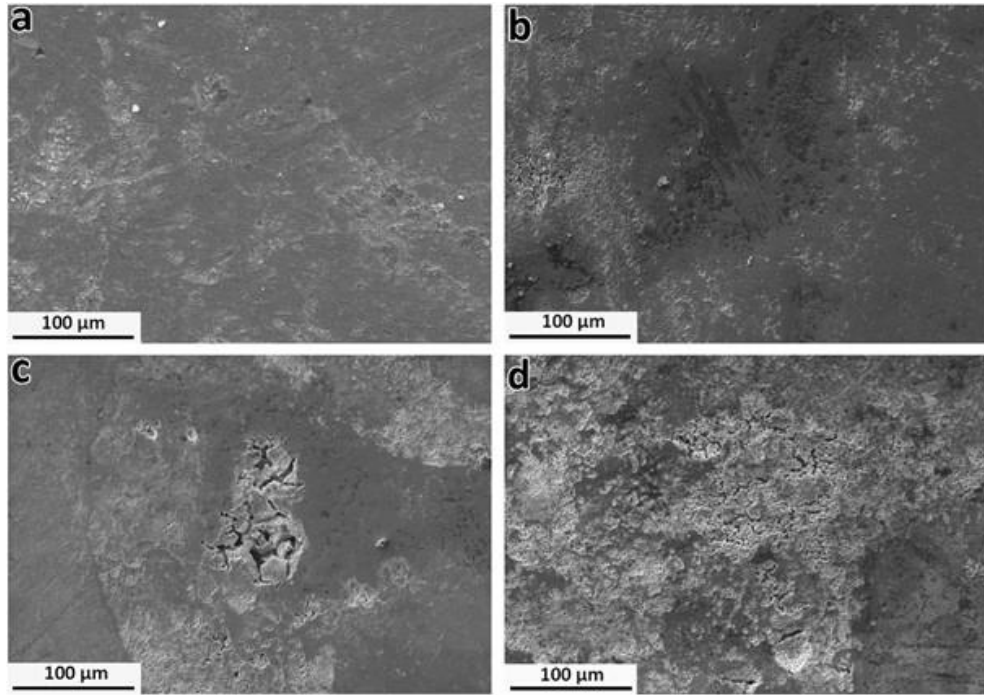
Tablo 1. Zn-xCu alaşımların çekme testi sonuçları (Tang et al. 2017a)

Alaşım	Akma mukavemeti (MPa)	Maksimum çekme mukavemeti (MPa)	Uzama (%)
Saf Zn	45 ± 3.5	61 ± 3.7	3.8 ± 0.8
Zn-1Cu	148.7 ± 0.5	186.3 ± 0.5	21.0 ± 4.4
Zn-2Cu	199.7 ± 4.2	240.0 ± 1.4	46.8 ± 1.4
Zn-3Cu	213.7 ± 1.2	257.0 ± 0.81	47.2 ± 1.0
Zn-4Cu	227.0 ± 5.0	270.7 ± 0.5	50.6 ± 2.8

Sikora-Jasinska ve arkadaşları (Sikora-Jasinska et al. 2017), biyolojik olarak parçalanabilir implant uygulamaları için Zn-XAg (X=2.5, 5 ve 7) üç Zn-Ag alaşımı tasarlamışlar ve bu alaşımların mekanik özelliklerini ve korozyon davranışını incelemişlerdir. Silindirik numuneler 16 mm çapında ve 100 mm uzunluğunda dökülmüş, ardından 410°C'de 6 ve 12 saat süreyle homojenize edilmiş ve 250 °C'de sıcak ekstrüzyon yapılmıştır. Mikro yapısal analizler, sıcak ekstrüzyonun tane boyutunu önemli derecede küçülttüğünü göstermiştir; özellikle, Zn-7.0%Ag alaşımı için ortalama tane boyutu 1.5 µm olarak ölçülmüştür. Mekanik testler, Ag içeriğinin artışının, tane incilmesi ve tane sınırlarında yoğunlaşan ince AgZn₃ partikülleri nedeniyle akma mukavemeti ve maksimum çekme mukavemetini arttırdığını göstermiştir; Zn-2.5Ag ve Zn-7.0Ag alaşımları için akma mukavemeti sırasıyla 147 MPa'dan 236 MPa'ya ve maksimum çekme mukavemeti 203 MPa'dan 287 MPa'ya yükselmiştir (Şekil 4). Korozyon testleri sonrası, yüzeylerde ZnO ve Zn(OH)₂'nin varlığı XRD ile tespit edilmiştir. Alaşımların korozyon sonrası SEM görüntülerinde korozyon izleri ve geniş çukurcuklar dikkat çekmektedir, ayrıca çalışma yapıda oluşan AgZn₃ metallerarası bileşiklerinin, özellikle yüksek Ag içerikli alaşımlarda mikrogalvanik korozyonu tetiklediğini ortaya koymuştur (Şekil 5). Bununla birlikte, Ag'nin antibakteriyel özellikleri iyileştirmesi nedeniyle alaşım elementi olarak kullanımının gerekli olduğuna ve Zn'nin mekanik özelliklerini iyileştirdiğine dikkat çekilmiştir.

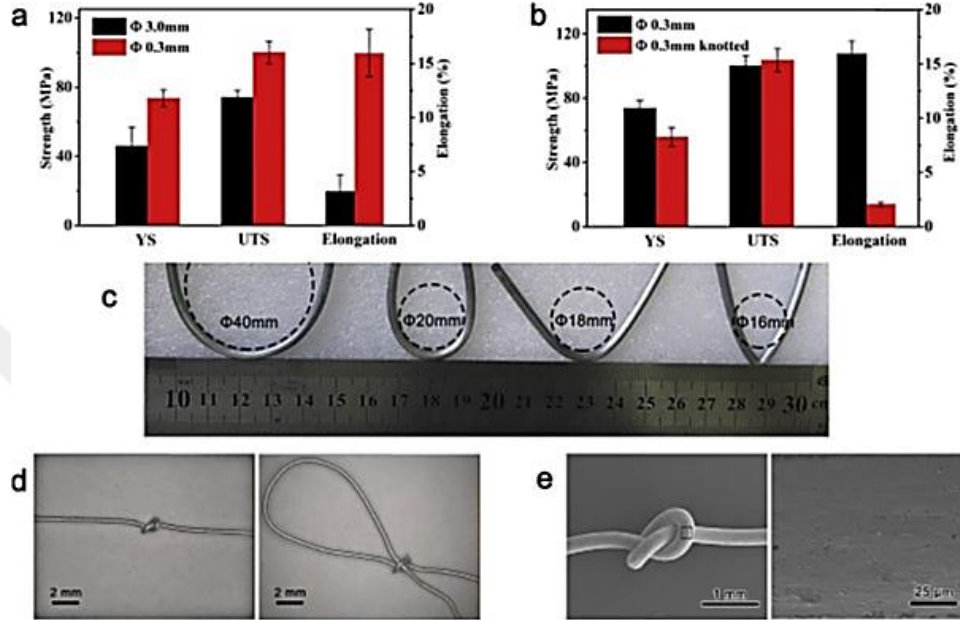


Şekil 4. Alaşımların (a) oda sıcaklığında ve (b) ekstrüde edilmiş durumda çekme özelliklerinin değişimi (Sikora-Jasinska et al. 2017)



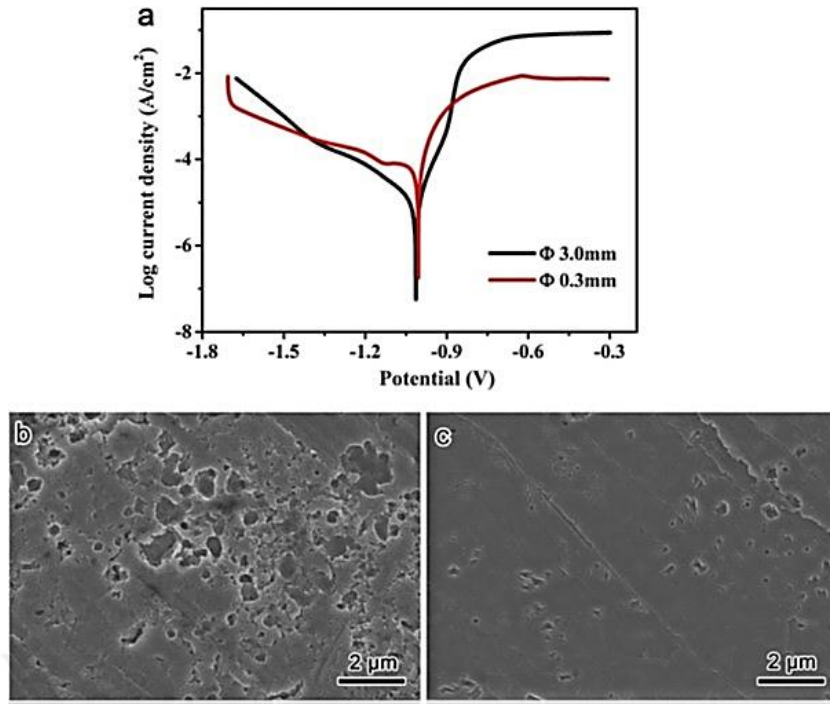
Şekil 5. Korozyon ürünlerinin uzaklaştırılmasından sonra, Zn ve Zn/Ag ikili alaşımlarının Hanks çözeltisinde 336 saatlik daldırma sonrası yüzey SEM görüntüleri: (a) saf Zn, (b) Zn-2.5Ag, (c) Zn-5.0Ag ve (d) Zn-7.0Ag (Sikora-Jasinska et al. 2017)

Guo ve arkadaşları (Guo et al. 2019), çalışmalarında, biyolojik olarak parçalanabilen saf Zn telleri 3.0 mm ve 0.3 mm çapında soğuk çekme işlemi ile hazırlamışlardır. Tellerin mekanik davranışları ve korozyon davranışları kıyaslanmıştır. Çekme testi sonuçlarına göre, 0.3 mm çapındaki çinko telin çekme dayanımı (UTS) 100.09 MPa, uzama %15.95 olarak hesaplanırken, 3.0 mm çapındaki telin UTS değeri 74.01 MPa ve uzama değeri %3.15 olarak ölçülmüştür (Şekil 6).



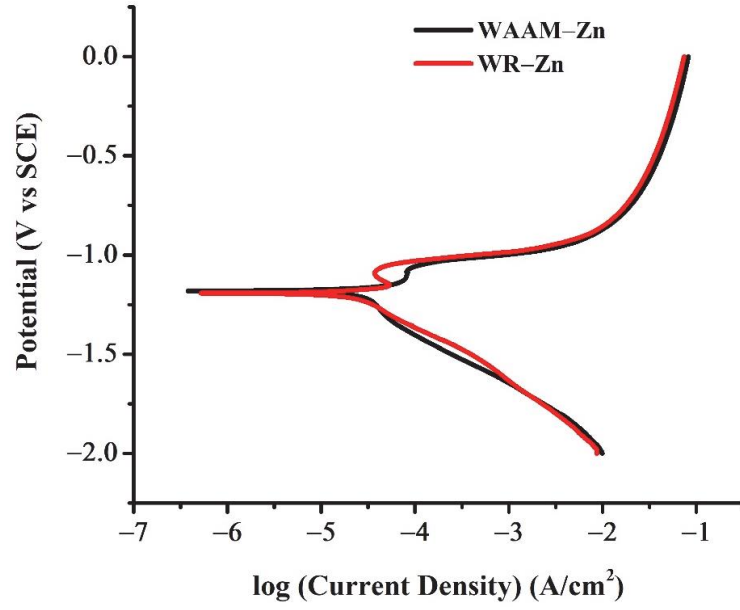
Şekil 6. 3.0 mm ve 0.3 mm çapındaki saf Zn tellerin mekanik özellikleri: (a) saf Zn teller, (b) düğümlenmeden önce ve sonra ϕ 0.3 mm saf Zn teller, (c) farklı çaplara sahip silindirler etrafına sarılmış ϕ 3.0 mm saf Zn tellerin görüntüleri, (d) düğüm ve halka yapılmış ϕ 0.3 mm saf Zn tellerin görüntüleri, (e) düğümlenmiş ϕ 0.3 mm saf Zn tellerin mikro yapıları ve SEM ile tespit edilen kılcal çatlaklar (Guo et al. 2019)

Tellerin korozyon davranışları incelendiğinde, potansiyodinamik polarizasyon testlerine göre 3.0 mm çaplı telin korozyon hızı 0.90 mm/yıl iken, 0.3 mm çaplı telde bu oran 0.421 mm/yıl olarak tespit edilmiştir (Şekil 7). Ayrıca, SEM görüntülerinde 0.3 mm çapındaki çinko telin yüzeyinde oluşan korozyon çukurcuklarının 3.0 mm çinko tele kıyasla daha küçük olduğu gözlemlenmiştir.



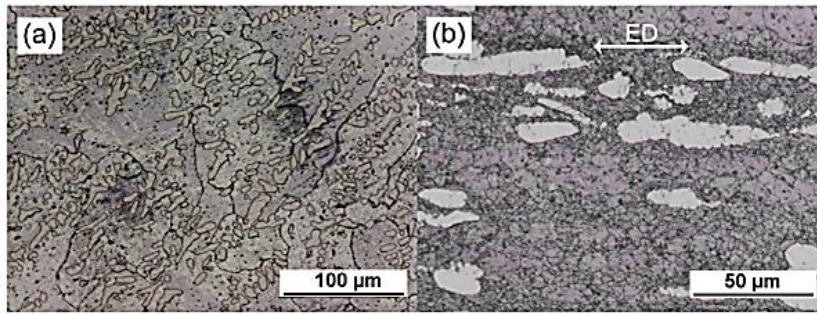
Şekil 7. (a) Potansiyodinamik polarizasyon eğrileri, (b) elektrokimyasal test sonrası ϕ 3.0 mm saf Zn tellerin yüzey mikro yapıları ve (c) ϕ 0.3 mm saf Zn tellerin yüzey mikro yapıları Hank çözeltisinde (Guo et al. 2019)

Soni ve arkadaşları (Soni et al. 2022) tel ark eklemeli imalat (WAAM) ve haddeleme (WR) yöntemleriyle üretilen Zn parçalarının mekanik özelliklerini, korozyon davranışlarını ve sitouyumluluklarını karşılaştırmışlardır. WAAM yöntemiyle üretilen Zn parçalarının tane boyutu $14 \pm 5 \mu\text{m}$ iken, WR yöntemiyle üretilen Zn numunelerinde bu değerin $11 \pm 4 \mu\text{m}$ olduğu tespit edilmiştir. Sertlik testi sonuçları, WR-Zn numunelerinin WAAM-Zn numunelerine göre daha yüksek sertlik sergilediğine (WR: $41 \pm 1 \text{ HV0.3}$, WAAM: $35 \pm 2 \text{ HV0.3}$) sahip olduğunu göstermiştir. Potansiyodinamik polarizasyon testlerine göre WAAM-Zn numunesinin korozyon hızı 0.45 mm/yıl, WR-Zn numunesinin ise 0.3 mm/yıl olarak hesaplanmıştır. Şekil 8'da görüldüğü gibi her iki numunenin elektrokimyasal testlerde benzer korozyon davranışları sergilediği ve biyouyumluluklarının benzer olduğu belirlenmiştir. Bu çalışma, WAAM ile üretilen Zn parçalarının, WR ile üretilen Zn parçalarına kıyasla mekanik ve korozyon özelliklerinde benzer performanslar gösterdiğini ve biyolojik olarak parçalanabilen implantlar için potansiyel bir alternatif olabileceğini ortaya koymaktadır.

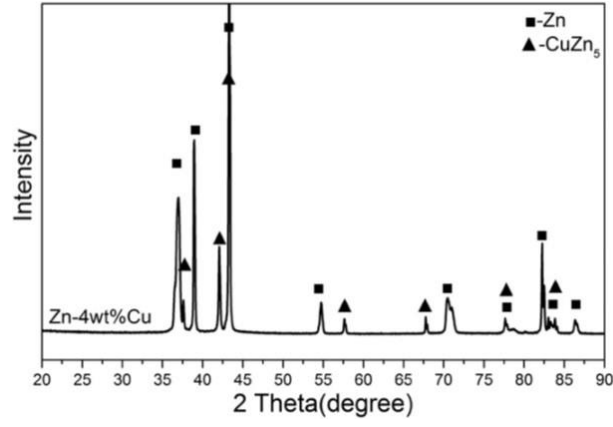


Şekil 8. WAAM ve WR yöntemiyle üretilen Zn alaşımlarının elektrokimyasal korozyon davranışlarının karşılaştırılması (Soni et al. 2022)

Niu ve arkadaşları (Niu et al. 2016), çalışmalarında biyolojik olarak parçalanabilen sıcak ekstrüde edilmiş Zn-4Cu alaşımını incelemiş ve bu malzemenin mekanik özelliklerini, korozyon davranışını, sitotoksisite ve antibakteriyel özelliklerini değerlendirmişlerdir. Zn-4Cu alaşımı döküm yöntemi ile hazırlanmış, ardından sıcak ekstrüzyon işlemine tabi tutulmuştur. Döküm sonrası CuZn_5 fazları dendritik yapılar oluşturmuş, ancak homojenleştirme ve ekstrüzyon işlemlerinden sonra bu fazlar parçalanarak ekstrüzyon yönünde dağılmıştır (Şekil 9b ve 10).

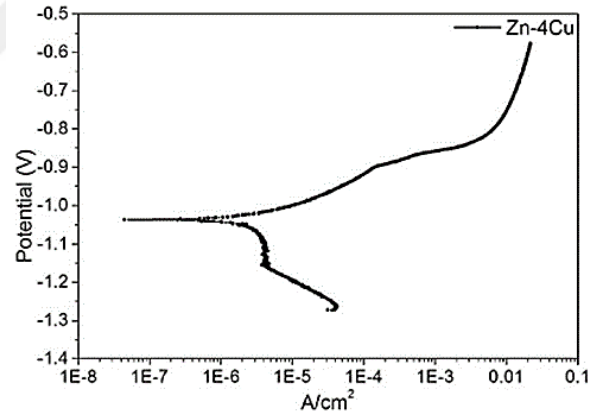


Şekil 9. (Zn-4Cu alaşımının (a) homojenleştirme ısı işlemi sonrası ve (b) sıcak ekstrüzyon sonrası mikro yapıları (ED ekstrüzyon yönü) (Niu et al. 2016)



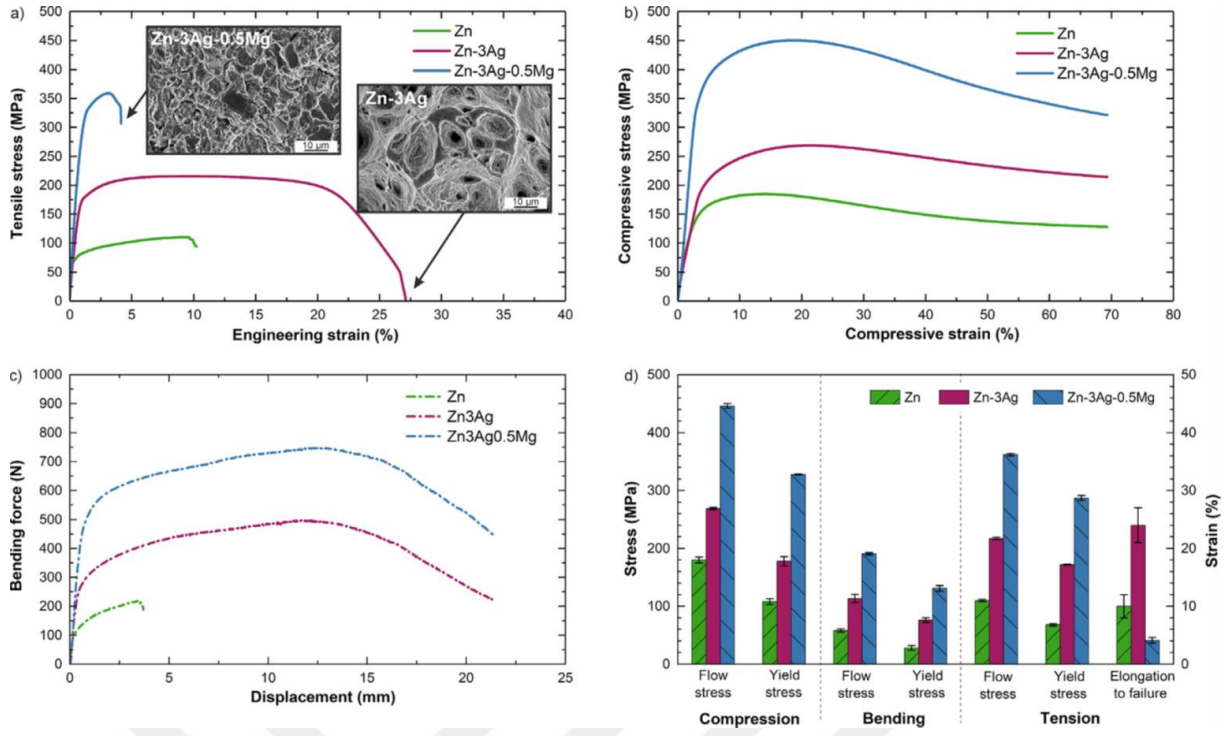
Şekil 10. Döküm sonrası Zn-4Cu alaşımasının XRD analizi (Niu et al. 2016)

Sıcak ekstrüzyon sonrası alaşımanın mekanik testleri sonucunda akma dayanımı (YS) 250 ± 10 MPa, çekme dayanımı (UTS) 270 ± 10 MPa ve uzama $\%51 \pm 2$ olarak belirlenmiştir. Bu mekanik özellikler, alaşımanın kardiyovasküler stent uygulamaları için uygun olduğunu göstermektedir. Korozyon testlerinde, sıcak ekstrüde edilmiş Zn-4Cu alaşımasının Hank's çözeltisinde korozyon hızı $9.41 (\pm 1.34)$ $\mu\text{m/yıl}$ olarak ölçülmüştür (Şekil 11). Korozyon morfolojisi, alaşımanın homojen ve kontrollü bir bozunma sergilediğini, belirgin mikro-galvanik korozyon olmadığını göstermiştir.



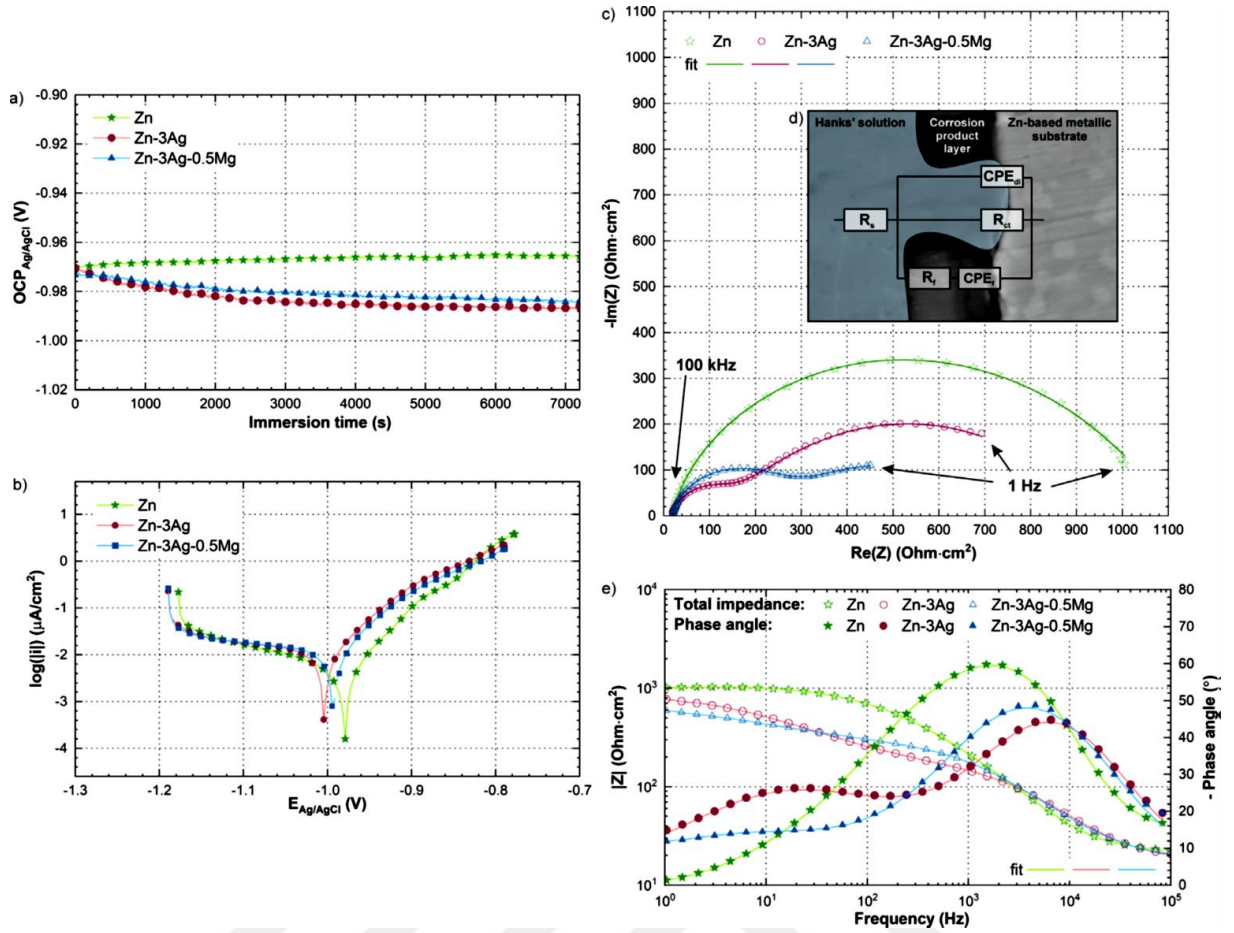
Şekil 11. Ekstrüde edilmiş Zn-4Cu numunesinin potansiyodinamik polarizasyon eğrisi (Niu et al. 2016)

Watroba ve arkadaşları (Watroba et al. 2022), çalışmalarında sıcak ekstrüde edilmiş saf Zn, Zn-3Ag ve Zn-3Ag-0.5Mg alaşımlarının mekanik özelliklerini ve korozyon davranışlarını incelemişlerdir. Şekil 12'te görüldüğü gibi, çekme testleri sonucunda Zn-3Ag alaşımasının akma mukavemeti (YS) 172 MPa, maksimum çekme mukavemeti (UTS) ise 217 MPa olarak tespit edilmiştir. Zn-3Ag-0.5Mg alaşımı daha yüksek mukavemet sergileyerek YS değerini 287 MPa, UTS değerini ise 362 MPa'ya yükseltmiştir. Zn-3Ag alaşımı $\% 20$ 'den fazla uzama gösterirken, Zn-3Ag-0.5Mg alaşımı daha ince taneli yapısı ve ikincil fazın varlığı nedeniyle daha düşük bir uzama ($\% 4.1$) sergilemiştir.

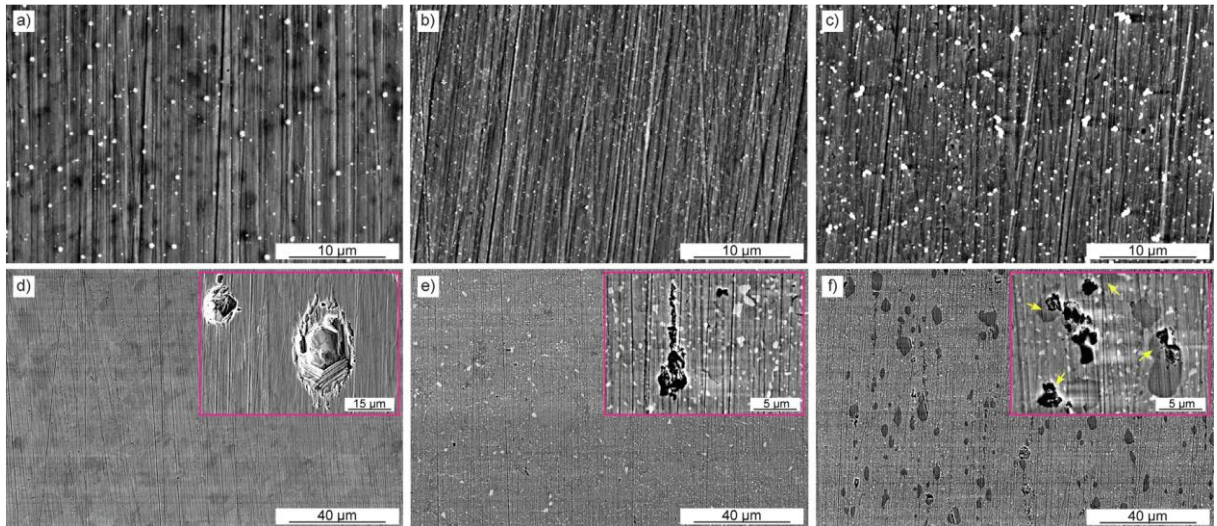


Şekil 12. (a) Çekme, (b) basma, (c) bükme eğrileri ve (d) alaşımlarının mekanik özelliklerinin karşılaştırılması (Wątroba et al. 2022)

Elektrokimyasal korozyon testlerinde, Zn-3Ag ve Zn-3Ag-0.5Mg alaşımlarında mikro-galvanik korozyon gözlemlenmiştir. Korozyon hızları sırasıyla Zn-3Ag için 156.4 ± 6.8 $\mu\text{m/yıl}$ ve Zn-3Ag-0.5Mg için 188.2 ± 17.5 $\mu\text{m/yıl}$ olarak ölçülmüştür (Şekil 13). Saf Zn ile kıyaslandığında (135.3 ± 14.2 $\mu\text{m/yıl}$), her iki alaşımin da korozyon hızlarının arttığı tespit edilmiştir. Şekil 14'te ise görülen yüzey morfolojisi, korozyon sonrası Zn-3Ag ve Zn-3Ag-0.5Mg alaşımlarında Zn₃Ag ve Mg zengini çökeltilerin bulunduğunu ve bu çökeltilerin mikro-galvanik hücreler oluşturduğunu göstermiştir. Zn-3Ag alaşımında Zn₃Ag fazı, Zn matrisinden daha yavaş çözünme eğilimi gösterirken, Zn-3Ag-0.5Mg alaşımında Mg-zengin fazların daha hızlı çözündüğü tespit edilmiştir.



Şekil 13. Numunelerin elektrokimyasal ölçümleri: (a) OCP, (b) polarizasyon eğrileri, (c) Nyquist diyagramları, (d) kullanılan eşdeğer devre modelinin şematik gösterimi ve (e) Bode diyagramları (Watroba et al. 2022)



Şekil 14. (a-c) Elektrokimyasal korozyon testleri sonrası yüzey morfolojisi, (d-f) korozyon ürün tabakası çıkarıldıktan sonraki yüzey morfolojileri: (a, d) saf Zn, (b, e) Zn-3Ag ve (c, f) Zn-3Ag-0.5Mg alaşımları ((f)'de sarı oklar Mg'ca zengin çökeltilerin korozyona uğramış bölgelerini göstermektedir) (Watroba et al. 2022)

Asgari ve arkadaşları (Asgari et al. 2018), biyolojik olarak parçalanabilen metalik tellerin dişçilik ve ortopedik uygulamalardaki kullanımını araştırmışlardır. Çalışmada, Zn esaslı biyobozunur malzemelerin avantajları ve dezavantajları incelenmiştir. Zn, Mg'den daha yavaş, Fe'den ise daha hızlı bir bozunma hızına sahip olup, ortalama bir çözünme süreci sunduğundan tıbbi uygulamalarda için ideal olarak kabul edilmektedir. Çalışma, Zn esaslı malzemelerin işlenebilirliğini ve mekanik özelliklerini artırmak için çeşitli işlemler (haddeleme, çekme) kullanılmasının gerekliliğini vurgulamaktadır. Ayrıca, Zn'nin üniform olmayan korozyon davranışı ve stres koruma etkisi (stress shielding effect), bu alaşımların implant uygulamalarındaki kısıtlayıcı bir faktör olduğunu göstermektedir. Çalışmada Zn'nin kemik kırıkları, dental ve ortopedik implantlarda kullanımının mümkün olabileceğini, ancak klinik uygulamalarının artması için bu alaşımların daha fazla geliştirilmesi gerektiğini vurgulamaktadır. Zn, Mg ve Fe'nin mekanik özelliklerini kontrol etmenin ve korozyon davranışlarını iyileştirmenin implant uygulamalarında kritik olduğu belirtilmiştir. Çalışmada, kemik kırıkları ve yaralanmalarda kullanılan cerrahi implant teller şu şekilde ifade edilmiştir: K-telleri, Martin Krischner tarafından geliştirilen ve kemik parçalarını bir arada tutmak için kullanılan ince tellerdir. Serklaj telleri ise kırık parçaları hizalamak için gerilerek kullanılır. Gergi bandı telleri, çekme kuvvetini azaltarak kemik kırıklarının stabilitesini artırır. Ortodontik teller ise dişlerin pozisyonunu düzeltmek ve dişleri hizalamak için kullanılır. Ligatür telleri, diş tellerini braketlere sabitleyen esnek tellerdir. Zımbalar, kırıkları stabilize etmek için kemiğe sabitlenir. Metalik dikişler ise cerrahi işlemlerde yaygın olarak kullanılır ve genellikle çok telli yapıları sayesinde esneklik sağlar.

Bu tezin amacı, Zn-1Cu-2Ag alaşımından üretilen farklı çaplardaki tellerin mekanik ve korozyon davranışlarını incelemektir. Çalışma kapsamında, üretilen tellerin mekanik özellikleri çekme testleri ile, korozyon davranışları ise simüle vücut sıvısı içerisinde ve vücut sıcaklığında elektrokimyasal testler ile incelenmiştir.

KURAMSAL TEMELLER

Biyomalzemelerin Tanımı ve Özellikleri

Biyomalzeme bilimi, günümüzde hızla gelişmekte olan ve tıp, biyoloji, kimya ile malzeme bilimlerinin kesiştiği bir alandır. Biyomalzemeler, tıbbi uygulamaların yanı sıra biyoteknoloji alanında da kullanılmakta olup, tıpta önemli bir yer tutar. Bu malzemeler, insan vücudunda farklı amaçlarla kullanılmak üzere geliştirilmiştir (Joon B. Park and Joseph D. Bronzino 2003). Başka bir deyişle, biyomalzemeler, vücut içindeki canlı dokuların işlevlerini desteklemek amacıyla kullanılan doğal veya sentetik maddelerdir. Bu malzemeler, vücut içinde geçici veya kalıcı olarak vücut sıvılarıyla temas halindedir.

Biyomalzemelerde olması istenilene temel özellikler aşağıda sıralanmıştır:

- Mukavemet ve aşınma gibi fiziksel özellikleri üstün olmalıdır.
- Toksik olmamalıdır.
- Alerjik reaksiyonlara neden olmamalıdır.
- Uzun bir kullanım ömrüne sahip olmalıdır.
- Kullanım ömrü boyunca işlevini kaybetmemelidir.
- Steril edilebilir olmalıdır.
- Canlı vücut yapısıyla uyumlu olmalıdır.

Biyomalzemelerin sınıflandırılması

Biyomalzemeler, metaller, polimerler, seramikler ve kompozitler olmak üzere dört ana gruba ayrılır:

Metalik biyomalzemeler

Metaller, yük taşıyan implantlar için en yaygın kullanılan malzemelerdir. Ortopedik ameliyatlar, kalp-damar cerrahisi, diş hekimliği ve çene cerrahisi gibi birçok alanda kullanılırlar. En yaygın metalik biyomalzemeler arasında paslanmaz çelik, titanyum, tantal ve kobalt alaşımları yer alır (Jasmine and Krishnamoorthy 2022).

Polimerik biyomalzemeler

Polimerler, protezler, implantlar ve pansuman malzemeleri gibi çeşitli tıbbi uygulamalarda kullanılır. Kalp bileşenleri, yapay damarlar, kalça ve diz eklemleri gibi birçok

alandayaygın olarak kullanılırlar. En yaygın polimerik biyomalzemeler silikonlar, PMMA, PE, PVC ve kauçuktur (Jasmine and Krishnamoorthy 2022).

Seramik biyomalzemeler

Seramik malzemeler özellikle diş hekimliği ve kemik onarımı gibi alanlarda kullanılır. Protezler, çimentolar ve kronlar bu malzemelere örnek gösterilebilir. Öne çıkan seramik biyomalzemeler alumina, biyoglass ve zirkonya gibi malzemelerdir (Jasmine and Krishnamoorthy 2022).

Kompozit biyomalzemeler

Kompozit biyomalzemeler, genellikle diş hekimliği ve protezlerde tercih edilir. Yüksek mukavemet ve düşük yoğunlukları sayesinde ortopedik implantlar için ideal malzemelerdir. Nano kompozit TiO_2 , bu tür malzemelere bir örnektir (Jasmine and Krishnamoorthy 2022).

Biyomalzemenin uygulama alanları

Biyomalzemeler, günümüzde büyük bir öneme sahip bilim dallarından biridir. Yapay organlar ve dental dolgu gibi ihtiyaçlar, bu alanı geliştirmiştir. İnsanların yaşam kalitesini artıran biyomalzemeler, çeşitli tıbbi ve kozmetik uygulamalarda kullanılır. Kullanım alanları şunlardır:

- Organ veya uzuv yerine (dializ, protezler).
- Organ işlevini artırmak için (lens, kalp pili).
- Kozmetik amaçlı (diş teli, silikon).
- Dental sorunlar için (diş dolgusu, vidalar).
- Teşhis ekipmanlarında (enjektör, endoskopi) (Park and Bronzino 2003).

Biyouyumluluk kavramı

Bir tıbbi malzemenin performansı iki temel amaç üzerine kuruludur:

1. Malzemenin tedavi ve kullanım şartlarına uygun olarak işlevini yerine getirmesi.
2. Vücutta bulunduğu süre boyunca herhangi bir yan etki, alerjik reaksiyon veya toksik etki yaratmaması (Levy et al. 2017). Biyouyumluluk, bu istenmeyen etkilerin oluşmaması anlamına gelir (Levy et al. 2017).

Biyobozunurluk kavramı

Biyobozunur implantlar, vücut içerisinde kademeli olarak parçalanan ve bu süreçte dokuların onarılmasına olanak tanıyan malzemelerdir. Biyobozunur malzemelerin avantajları arasında doğal olarak vücutta çözünmeleri, kalıcı implantların yaratabileceği yan etkileri azaltmaları ve iyileşme sürecini hızlandırmaları yer alır. Ancak, biyobozunur implantların mukavemetlerinin daha düşük olması, maliyetlerinin yüksek olabilmesi ve kontrolsüz çözünme/korozyon gibi dezavantajları da mevcuttur. Ayrıca, bazı biyobozunur malzemeler tüm hastalarda biyouyumlu olmayabilir ve alerjik reaksiyonlara neden olabilir (Levy et al. 2017).

Biyobozunur Metal ve Alaşımların Sınıflandırılması

Biyobozunur metaller (BM), tıbbi uygulamalarda kullanılan ve zamanla vücutta çözünerek implant kalıntısı bırakmadan dokuların iyileşmesine yardımcı olan malzemelerdir. Bu metaller, polimer biyobozunur malzemelere kıyasla daha üstün mekanik özellikler sergilerler. BM'ler, biyouyumluluk açısından önem taşır ve bu özelliklerine göre en yaygın olarak incelenen üç metal; magnezyum (Mg), demir (Fe) ve çinko (Zn) ile bunların alaşımlarıdır. Bu metaller, korozyona uğrayarak vücutta doğal yollarla çözünürler (Aghion and Levy 2010).

Magnezyum (Mg) Esaslı Alaşımlar

Magnezyum (Mg) esaslı alaşımlar, biyobozunur malzemeler arasında en çok tercih edilenlerdendir. Yüksek biyouyumluluk, uygun mekanik dayanım ve kemik dokusu ile uyumlu biyomekanik özelliklere sahip olmaları, onları özellikle ortopedik implantlar için ideal kılar. Magnezyum, insan vücudunda önemli bir elementtir ve esas olarak kemik dokularında depolanır. Vücutta doğal olarak çözünme özelliği ile implantların zamanla ortadan kalkmasını sağlar, bu da ikinci bir cerrahi müdahaleye gerek kalmadan dokuların iyileşmesine olanak tanır (Chen et al. 2014).

Demir (Fe) Esaslı Alaşımlar

Demir, vücutta önemli bir element olup, özellikle hemoglobin yapısında yaklaşık 4-5 gram bulunur. Mükemmel mekanik özellikleri sayesinde, demir esaslı alaşımlar doku mühendisliği ve implant tasarımında geniş kullanım alanına sahiptir. Saf demir, magnezyuma kıyasla daha yüksek mekanik dayanıklılık sunar, bu da onu kemik onarımı ve yüksek yapısal güç gerektiren uygulamalarda ideal hale getirir. Ancak demirin en büyük dezavantajı yavaş

bozunma hızıdır. Bu sorunun aşılması için demir alaşımlarının yüzey alanını artırarak bozunma hızı hızlandırılabilir (Zivic et al. 2017).

Çinko (Zn) Esaslı Alaşımlar

Çinko bazlı implantlar, in vivo ortamda düşük mekanik özelliklere ve sınırlı korozyon direncine sahip olsa da, son yıllarda magnezyum bazlı biyobozunur metallerin yerine geçebilecek alternatifler olarak öne çıkmaktadır. Çinko, enerji metabolizması, sinir sistemi gelişimi ve bağışıklık sisteminde önemli roller oynayan bir elementtir. Aynı zamanda kemik oluşumu ve mineralizasyon süreçlerinde de kritik bir görev üstlenir. Ancak saf çinko, saf magnezyuma benzer şekilde düşük mekanik dayanım ve sertlik sergilediği için biyomedikal uygulamalarda doğrudan kullanılabilirliği sınırlıdır. Bu sorunun çözümü olarak, çinko alaşımları geliştirilmiştir.

Zn-Mg alaşımları, saf çinko yerine kullanılabilecek önemli alternatifler arasında yer alır. Magnezyum, çinko alaşımlarında mekanik dayanımı artıran ve korozyon direncini iyileştiren bir alaşım elementi olarak öne çıkar. Zn-Mg alaşımları, biyobozunur özelliklerinin yanı sıra kemik dokusu ile uyumlu biyomekanik özellikler sunar. Bunun yanı sıra, Zn-ZnO kompozitleri de mekanik dayanımı artırma potansiyeline sahip alternatiflerden biridir. Çinko oksit (ZnO), çinko alaşımlarının sertlik ve dayanıklılık özelliklerini güçlendirirken, biyoyumluluk üzerinde olumlu etkiler sağlar.

Bakır (Cu), çinko alaşımlarında kullanılan bir diğer önemli elementtir. Cu, vücutta çeşitli metabolik süreçlerde önemli bir rol oynar ve birçok enzimin bileşenidir. Çinko-bakır alaşımlarında bakır, mekanik dayanım ve korozyon direncini artırır. Ancak fazla miktarda bakır, lipid peroksidasyonunu indükleyerek serbest radikal oluşumuna yol açabilir ve bu da kemik metabolizmasını olumsuz etkileyebilir. Ayrıca, bakırın aşırı miktarda bulunması bağışıklık sistemi, kanser ve anemi gibi sağlık sorunlarına yol açabilir. Bu nedenle, çinko-bakır alaşımlarında bakır konsantrasyonunun dikkatle ayarlanması gerekmektedir.

Gümüş (Ag) ise çinko alaşımlarına katıldığında özellikle antibakteriyel özellik kazandıran bir alaşım elementidir. Gümüş, enfeksiyon riskini azaltarak cerrahi implantlarda yaygın olarak tercih edilen bir bileşendir. Zn-Ag alaşımları, özellikle implantların yerleştirildiği bölgelerde enfeksiyon riskini azaltarak, güvenli bir iyileşme süreci sağlar. Gümüşün biyoyumluluğu yüksek olup, vücutta zararsız bir şekilde işlev görmektedir (Jasmine and Krishnamoorthy 2022) .

Çinko Alaşımlarının Biyoyumumluluğu ve Biyolojik Performansı

Biyobozunur metallerin implantasyon sonrası, kemik dokusunun iyileşme hızına uygun şekilde yavaşça bozunması beklenir. Zn esaslı implantların tasarımında, bozunma mekanizmalarını ve hızlarını anlamak büyük önem taşır. Saf Zn, nispeten düşük bir bozunma oranına sahip olup, bu oran alaşım elementleri veya takviye malzemeleri eklenerek ayarlanabilir. Özellikle son yıllarda Mg bazlı alaşımlar büyük ilgi görse de aşırı hızlı bozunma sorunu devam etmektedir. Çinko alaşımları, geleneksel metal malzemelere kıyasla (örneğin, titanyum) mekanik özelliklerde benzer performans sergiler ve iskeletin yük taşıyan bölgelerinde kullanılmaya uygundur.

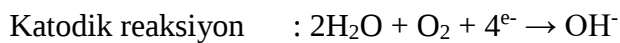
Son yıllarda geliştirilen Zn bazlı alaşımlar ve kompozitler, kırık sabitleme amacıyla klinik uygulamalarda kullanım hedefi doğrultusunda mekanik özellikler (YS, UTS ve ϵ), biyobozunurluk ve biyoyumumluluk açısından incelenmiştir. Çinko ve alaşımları, Mg ve Fe bazlı biyobozunur metallerle birlikte kardiyovasküler, kemik ve mide-bağırsak ortamlarında tercih edilen korozyon davranışlarına ve kabul edilebilir biyoyumumluluğa sahiptir. Zn bazlı biyobozunur metallerin biyolojik bozunma davranışlarını daha iyi kontrol etmek amacıyla yüzey işlemlerine yönelik araştırmalar yapılmaktadır. Aynı zamanda Zn bazlı BM'ler, Mg bazlı BM'lerden daha üstün mekanik mukavemete sahiptir ve bu da yük taşıyan alanlardaki potansiyel uygulamaları artırmaktadır.

Zn'nin bozunma süreci sırasında, hidrojen gazı birikimini önleyerek oksijenin indirgenmesiyle birincil katodik reaksiyon gerçekleşir. Bu, Zn'nin nötr fizyolojik ortamda biyolojik avantajlarını artırır. Zn, insan vücudunda en fazla bulunan geçiş metallerinden biridir ve demirden sonra ikinci sıradadır. Bu nedenle, Zn ve alaşımlarının biyoyumumluluğunu değerlendirmek için korozyon davranışlarını incelemek önemlidir. Yapılan araştırmalara göre, saf Zn'nin korozyon hızında büyük farklılıklar görülse de, fizyolojik ortamda korozyona uğradığı kesinleşmiştir (Bowen, Drelich, and Goldman 2013).

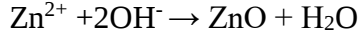
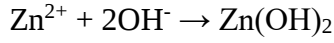
Zn'nin Biyolojik Bozunma Mekanizması

İnsan vücudunda metallerin bozunmasını tanımlamak için bir reaksiyon önerilmiştir (Guo et al. 2019).

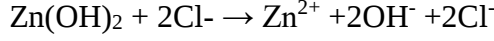
Zn'ya uygulandığında anodik ve katodik reaksiyon aşağıdaki gibidir:



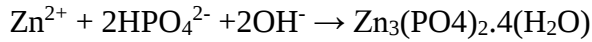
Oluşan reaksiyon ürünleri şu şekildedir:



$\text{Zn}(\text{OH})_2$ fizyolojik ortamda daha kararlı olmasına rağmen, ZnO baskın korozyon ürünü olarak kabul edilir. Ayrıca $\text{Zn}(\text{OH})_2$ klorür iyonlarının saldırısına karşı çözünerek aşağıdaki şekilde yeniden oluşabilir:



Bu süreçte salınan Zn^{2+} iyonları, fosfat iyonları ile birleşerek çözünmeyen çinko fosfat oluşturabilir:



Bu reaksiyon dizisi, biyolojik bozunma sırasında hidrojen gazı oluşmaması nedeniyle Zn'nin Mg'ye göre daha avantajlı olduğunu göstermektedir. Ayrıca Zn bazlı karbonatlar (örneğin, $\text{Zn}_5(\text{CO}_3)_2(\text{OH})_6$) gibi çözünmeyen pasif filmler, altta yatan Zn metalini koruyarak bozunmayı geciktirebilir (Xiao et al. 2021).

Biyobozunur Alaşımların Kullanım Alanları

Biyobozunur alaşımların uygulama alanları çeşitli tıbbi ve biyomedikal süreçlerde geniş bir yer bulmaktadır. Bazı spesifik uygulama örnekleri aşağıdaki gibidir:

1. **Kardiyovasküler Stentler:** Çinko, magnezyum ve demir esaslı alaşımlar, biyobozunur stentler olarak kullanılmaktadır. Bu stentler, kan damarlarına yerleştirildikten sonra kontrollü bir şekilde çözünebilir, böylece damar yeniden açıklığını sağlar ve ardından kaybolur (Mostaed et al. 2016).
2. **Ortopedik İmplantlar:** Uzun kemiklerdeki deformasyonların tedavisinde biyobozunur metal alaşımlar kullanılır. Bu implantlar, kemik iyileşmesini destekler ve vücutta çözüldüğü için ikinci bir ameliyat gerektirmez (Yun et al. 2009).
3. **Sensör ve Aktüatörler:** Biyobozunur metaller, medikal cihazlarda geçici sensörler ve aktüatörler olarak kullanılır. Bunlar, ameliyat sonrası izleme cihazları veya geçici sinir stimülasyonu için kullanılabilir (Bakhsheshi-Rad et al. 2017).
4. **Dental Uygulamalar:** Çinko ve magnezyum esaslı biyobozunur metaller, dental implantlarda geçici diş telleri veya köprü uygulamalarında kullanılabilir, çünkü bu metaller zamanla çözünerek ikinci bir müdahale gerektirmez (Asgari et al. 2018).

5. **Maksillofasiyal Cerrahi:** Yarık damak gibi problemler yaşayan çocuklarda, biyobozunur metal plaklar kullanılarak cerrahi müdahaleler yapılabilir. Bu plaklar, kemik iyileşmesi sağlandıktan sonra vücutta çözünür (Xia et al. 2021).

Deformasyon Tanımı, Önemi ve Deformasyon Çeşitleri

Deformasyon, bir malzemeye uygulanan yüklerle birlikte şeklinde meydana gelen değişimdir. Üç ana deformasyon türü vardır: elastik deformasyon, plastik deformasyon ve elasto-plastik deformasyon. Elastik deformasyon, malzemeye uygulanan kuvvetin kaldırılmasının ardından malzemenin eski şekline dönebildiği geçici bir şekil değişimidir. Plastik deformasyon ise malzemenin kalıcı bir şekilde şekil değiştirdiği süreçtir. Atomlar yer değiştirir ve atomik bağlar kopabilir. Akma noktası, plastik deformasyonun başladığı gerilme değeridir. Elasto-plastik deformasyonda, malzeme zorlandığında şekil değişir ve zorlama kalktığında bir kısmı geri dönerken bir kısmı kalıcı olur. Geri dönen kısım elastik deformasyon, kalan kısım ise plastik deformasyondur (Zhu, Lowe, and Langdon 2004).

Plastik Deformasyonun Genel İlkeleri

Plastik deformasyon, metalik malzemelerin yapısındaki nokta, çizgi ve yüzey kusurlarıyla ilgilidir. Atomların belirli doğrultularda ve düzlemlerde kaymasıyla gerçekleşir. Kayma olmadığı yerlerde ise ikizlenme mekanizması devreye girer. Çok kristalli malzemelerde, düşük deformasyon hızları ve yüksek sıcaklıkta deformasyon, tane sınırlarında kayma veya yayınma sürünmesi ile meydana gelir. Plastik deformasyonun başlıca mekanizmaları şunlardır:

1. Kayma
2. İkizlenme
3. Tane sınırlarının kayması
4. Yayınma sürünmesi

Kayma: Kayma, atom düzlemlerinden birinin komşu düzlem üzerinde kaymasıyla oluşur. Bu süreç, dislokasyon hareketi ile kristal yapıda gerçekleşir ve genellikle atom yoğunluğu en fazla olan düzlemlerde meydana gelir. Dislokasyonlar, kayma düzleminde ve atomların en sık dizildiği doğrultularda hareket eder (Hansen and Barlow 2014).

İkizlenme: İkizlenme, kaymanın zor olduğu durumlarda plastik deformasyona katkıda bulunur. İkizlenme, kristal yapıdaki bir düzlemin iki tarafında simetrik yön değiştirme meydana getirir. İkizlenme, kristal oluşumu sırasında, mekanik kuvvet uygulanmasıyla veya tavlama işlemi sırasında ortaya çıkabilir (Hansen and Barlow 2014).

Tane sınırlarının kayması: Tane sınır kayması, malzemenin tanelerinin birbirine göre kaymasıyla meydana gelir. Bu süreç, genellikle yüksek sıcaklık ve düşük deformasyon hızları altında gerçekleşir. Yüksek sıcaklıklarda, taneler daha kolay hareket ederek tane sınırlarının birbirleriyle uyum sağlamasına imkan tanır. Bu tür kayma, deformasyon sırasında malzemenin şeklini korumak için önemlidir ve malzemenin deformasyon şartlarına uygun olmasını sağlar.

Yayınma sürünmesi: Çok kristalli metallerde, deformasyon sıcaklığının ergime sıcaklığına yakın olduğu durumlarda ve düşük deformasyon hızlarında, uygulanan gerilme sonucunda atomlar yer değiştirir. Bu süreçte kaymadan ziyade, atomlar gerilme yönünde hareket eder. Yayınma sürünmesi, özellikle yüksek sıcaklıklarda gerçekleşir ve atomların, tane sınırları boyunca veya iç kısımlarında hareket etmesiyle oluşur. Bu süreç, deformasyonun temel mekanizmalarından biri olarak malzemenin şekil değiştirme kabiliyetini etkiler.

Tel Çekme İşlemi

Tel çekme, telin uzunluğuna ve kalınlığına göre haddeler veya makineler aracılığıyla gerçekleştirilir. Büyük ölçülerde üretilen alaşımlar, tel çekme makineleri ile istenilen çap ve boyuta indirilir. Son aşamada, tel elmas haddelerden geçirilerek son ölçüsüne ulaşır. Bu işlem sonucunda telin çapında küçülme, boyunda ise uzama meydana gelir. Tel çekme işlemi, metalik tel üretiminde kullanılan geleneksel bir metal şekillendirme yöntemidir ve telin çeşitli endüstrilerdeki kullanımı yaygındır (Asgari et al. 2018).

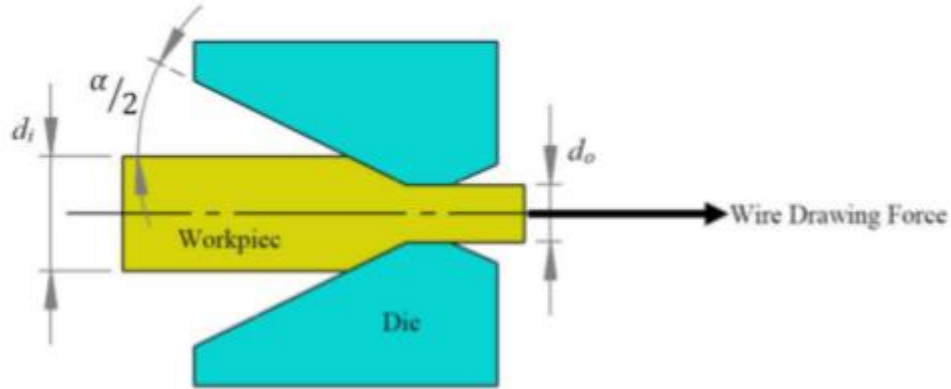
Tel Çekme İşleminin Tarihçesi

Tel üretimi M.Ö. 3000'lere kadar uzanır. İlk zamanlarda teller, yumuşak metallerin dövülüp çekme matrisinden geçirilmesiyle üretilirdi. 12. yüzyıldan itibaren çekme matrislerinden bahsedilmeye başlandı. 1350'de Nuremberg'den Rudolph, ilk mekanize tel çekme makinesini geliştirdi. 19. yüzyılda ise George Bedson, sürekli haddelerle tel çekme işlemini başlattı, bu da tel üretiminde önemli bir gelişmeydi. Modern tel çekme makineleri, otomatikleşme, daha uzun ve ağır tel kangalları üretme gibi gelişmelerle sanayide devrim yapmıştır (Çelik 2019).

Tel Çekme İşleminin Genel Prensipleri

Tel çekme işlemi, çelik merdanelerin karşılıklı döndürülmesi ile gerçekleştirilir. İki ters yönlü dönen merdaneler üzerinde farklı çaplara sahip kanallar bulunur. Bu kanallar yardımıyla telin kesiti küçültülürken boyu uzatılır (Şekil 15). Malzemeler, matrislerden geçirilerek çapları küçültülür ve istenilen boyuta ulaştığında elmas haddelerden geçirilerek

işlem tamamlanır. Tel çekme işlemi, iki ana yöntemle gerçekleştirilir: soğuk çekme ve sıcak çekme.



Şekil 15. Kalıplardan çoklu geçişlerle soğuk çekme işleminin şematik gösterimi (Asgari et al. 2018)

Soğuk Çekme: Bu işlem genellikle düşük karbonlu çeliklere uygulanır. Telin yüzey kalitesini iyileştirmek, dayanıklılığını ve mukavemetini artırmak amacıyla soğuk çekme yapılır. Bu yöntem, sıcak üretim yöntemlerine kıyasla daha hassas toleranslar elde etmeye olanak tanır. Malzemenin sertliği, akma mukavemeti ve çekme dayanımı bu işlemle artırılır. Soğuk çekme işlemi sırasında malzemenin önceki sıcak şekillendirilmiş haline göre daha yüksek yüzey kalitesi sağlanır. Tolerans hassasiyeti de bu yöntemle artırılır. Tel, çoklu geçişlerle matrislerden geçirilerek istenen son ölçüye getirilir. Soğuk çekme işlemi sırasında malzemenin çapında küçülme ve uzunluğunda artış gözlemlenir. Bu süreç plastik şekil değişimi oluşturur (Çelik 2019).

Sıcak Çekme: Sıcak çekme işleminde çelik ve tungsten karbür kalıplar kullanılır. Yüksek sıcaklıklarda tel çekme, telin formunu kolaylaştırırken malzemeyi şekillendirmek için gereken gücü azaltır. Kalıplar genellikle çelik muhafaza içinde yer alır ve kalıp açısı 6-15° arasında değişir. Sıcak çekme işlemi, özellikle yüksek sıcaklıklarda çalışıldığı için malzemenin deformasyon direncini azaltarak çekme işleminde daha büyük deformasyonlar sağlar (Çelik 2019).

Tel Çekme İşleminin Önemli Adımları:

1. Teller, çekilmeden önce tavlmalıdır.
2. Teller büyükten küçüğe doğru kanallardan geçirilmelidir.

3. Yüksek çaplı teller, çekme işlemi sırasında birkaç kez tavlanmalıdır.
4. Çekme esnasında haddeler arasındaki ölçü doğru ayarlanmalıdır.
5. Telin düzgün çekilebilmesi için silindirden çıkan uç hafif şekilde çekilmelidir.
6. Son aşamada elmas haddeden geçirilerek pürüzler giderilmelidir (Çelik 2019).

Tel Çekme İşleminin Uygulama Alanları

Tel çekme işlemi, metal ve makine endüstrisinin birçok alanında kullanılır. Demir esaslı tellerden üretilen çivi, vida, cıvata, zincir, perçin gibi bağlantı parçaları; elektrik kabloları gibi elektriksel bileşenler ve savunma sanayisinde kullanılan şarapneller bu yöntemin ürünlerine örnektir (Asgari et al. 2018).

Tel Çekme İşleminin Avantajları:

- Düşük ekipman maliyeti
- İyi yüzey kalitesi ve boyutsal doğruluk
- Yüksek uzunluklarda çeşitli şekillerin üretimi

Dezavantajları:

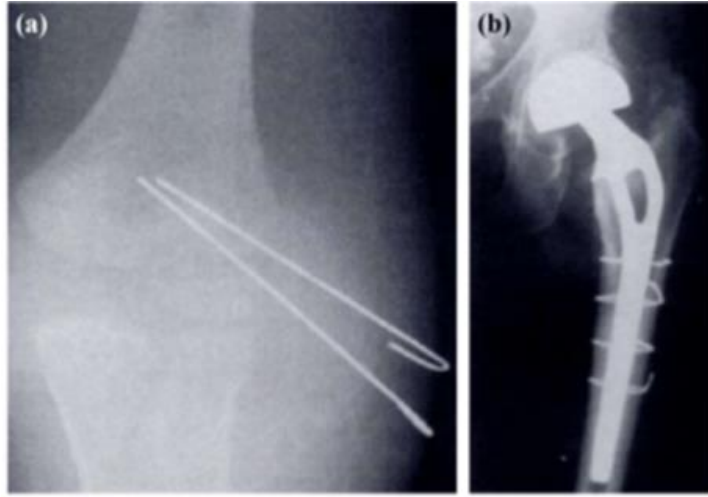
- Sınırlı deformasyon kabiliyeti
- Sadece sabit kesitler için uygundur
- Sürekli yağlama gerektirir.

Biyobozunur Metalik Tellerin Kullanım Alanları

Asgari ve arkadaşları (Asgari et al. 2018) çalışmasında, dişçilik ve ortopedi alanlarında kullanılan biyolojik olarak parçalanabilen metalik tellerin uygulanmasındaki son gelişmeler ele alınmıştır. Ayrıca, bu çalışmada kemik defektlerinin onarımında kullanılan biyobozunur metalik tellerin çeşitleri ve uygulama alanları gösterilmiştir.

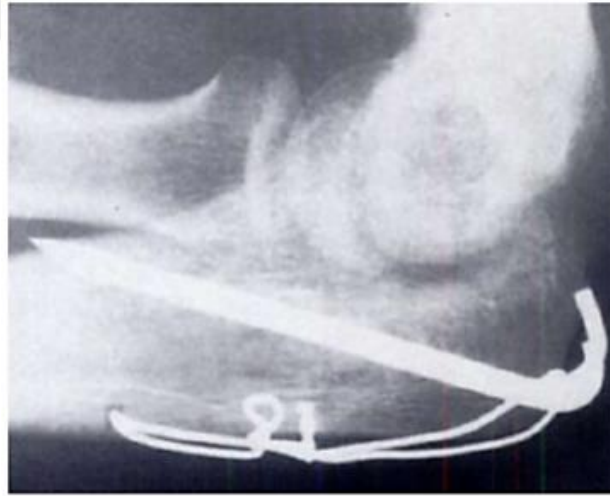
K-telleri: Farklı boyutlarda üretilen bu teller, kemik parçalarını sabitlemek için kullanılır. Şekil 16a'da dirsekteki bir kırığın onarımı için kullanılan K-tellerinin radyografik görüntüsü yer almaktadır.

Serklej Telleri: İnce yapıda olan bu teller, kırık kemik parçalarını stabilize etmek ve hizalamak için gerilir. Şekil 16b'de, femoral protez etrafındaki kırıkta kullanılan serklej tellerinin radyografik görüntüsü gösterilmiştir.



Şekil 16. Şekli(a) K-teli ve şekil (b) Serklaj Teli radyografi görüntüsü (Asgari et al. 2018)

Gergi Bandı Telleri: Gergi bandı telleri, kırık bölgesindeki çekme kuvvetini azaltarak stabiliteyi artırır. Bu teller, özellikle kemik kırıklarının erken aşamada hareketliliğini kontrol altında tutmada etkilidir. Gergi bandı uygulamaları, kemiğin onarım sürecine destek sağlarken, hareket kabiliyetini sınırlayarak kırık bölgesinde oluşabilecek olumsuz etkileri azaltır. Şekil 17'de, kemik kırığının onarımında kullanılan gergi bandı kablolamasının uygulaması gösterilmiştir.



Şekil 17. Gergi bandı telin radyografi görüntüsü (Asgari et al. 2018)

Bağ Telleri: Diş hekimliğinde kullanılan bağ telleri, yay tellerini braketlere sabitlemek için yaygın olarak tercih edilen küçük, esnek ve bükülebilir yapıya sahip tellerdir. Bu teller, ortodontik tedavilerde dişlerin istenilen pozisyona getirilmesine yardımcı olmak amacıyla kullanılmaktadır.

Korozyonun Temel İlkeleri ve Mekanizmaları

Malzemeler, çeşitli çevresel etkenlerle etkileşime girdiklerinde mekanik ve fiziksel özelliklerini kaybedebilirler. Bu etkileşimler, malzemenin yapısına göre farklı bozunma mekanizmalarına neden olur. Metallerde bozunma genellikle korozyon ile gerçekleşir, bu da metalin istenmeyen kimyasal ya da elektrokimyasal reaksiyonlara girmesi anlamına gelir. Seramikler genellikle yüksek sıcaklıklara karşı dirençlidir. Polimerlerde ise bozunma korozyon yerine çözünme ile olur; sıvı çözücüler polimerleri şişirebilir veya çözebilir, ayrıca ısı ve radyasyon moleküler yapıyı değiştirebilir.

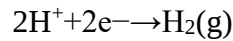
Elektrokimyasal korozyon süreci

Metalik malzemelerde kimyasal ve elektrokimyasal reaksiyonların birleşimiyle meydana gelir. Bu süreçte, aşağıdaki gibi metalin oksidasyonu (anodik reaksiyon) ve katotta indirgenme gerçekleşir.

Anodik Reaksiyon: Metal atomları elektron vererek iyonlara dönüşür. Bu süreçte metal yüzeyinden çıkan elektronlar anottan salınır ve metal iyonları çözeltiye geçer:



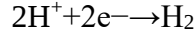
Katodik Reaksiyon: Katodik reaksiyonda hidrojen iyonları indirgenir ve hidrojen gazı oluşur. Bu reaksiyon genellikle asidik ortamlarda, örneğin HCl çözeltisinde, meydana gelir. Reaksiyon şu şekildedir:



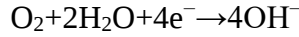
Bu reaksiyonda, pozitif yüklü hidrojen iyonları (H^{+}) katotta elektronları alarak gaz halindeki hidrojen (H_2) oluşturur. Bu gaz, korozyon sürecinde yan ürün olarak açığa çıkar.

Korozyon sırasında oluşan gaz, sıvı veya katı yan ürünler, özellikle HCl gibi asitli ortamlarda hidrojen gazı şeklinde ortaya çıkar. Elektron transferini sağlayan yarım pil hücreleri, metallerin elektron bırakma eğilimini ölçer. Bu hücrelerde hidrojen elektrot referans alınır ve diğer metallerle potansiyel farkı ölçülerek metallerin sıralaması belirlenir. Elektromotor kuvvet (EMK) serisi, metallerin bu eğilimlerine göre sıralandığı ideal koşulları gösterir, ancak daha pratik bir sıralama galvanik seriler ile sağlanır. Bu seriler, deniz suyu gibi ortamlardaki metal ve alaşımların reaksiyon eğilimlerini yansıtır. Korozyonun önlenmesi ve kontrolü açısından, metallerin ve alaşımlarının bu serilerdeki konumları oldukça önemlidir. Anodik olan metaller daha fazla korozyona uğrama eğilimindeyken, katodik olanlar daha dirençli hale gelirler. Bu süreçler, korozyonun anlaşılması ve yönetilmesinde kritik rol oynar.

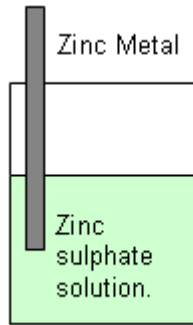
Elektrokimyasal korozyon süreci, bir metalin oksidasyon ve indirgenme reaksiyonları aracılığıyla elektron transferi yaparak bozunmasını ifade eder. Anodik reaksiyonda, metal atomları elektron kaybederek iyonlaşır. Elektronlar bir iletken aracılığıyla katoda taşınır, burada indirgenme reaksiyonu gerçekleşir. Korozyon ortamında sıklıkla yan ürünler (gaz, sıvı veya katı) oluşur. Örneğin, HCl ortamında hidrojen gazı oluşur:



Oksijenli ortamda ise, hidroksil iyonları oluşur:



Bu reaksiyonlar, metalin elektrokimyasal potansiyel eğilimlerine dayanarak gerçekleşir ve metallerin korozyon eğilimleri bu potansiyellerle ölçülür. Standart yarım hücre deneyleri (Şekil 18), metalin çözünmeye olan yatkınlığını değerlendirir ve her metalin kendine özgü bir potansiyel değeri vardır. Örneğin, hidrojen elektrodu referans alınarak metallerin potansiyel farkları tespit edilebilir. Elektrokimyasal hücrelerdeki potansiyel farklar, metalin elektron bırakma eğilimini yansıtır.



Şekil 18. Standart yarım pil hücrenin bir örneği

Yarım pil hücrelerde ölçülen potansiyel vasıtasıyla metalin elektron bırakma isteği belirlenir. Bu ölçümlerde referans elektrot hidrojen seçilir ve elektrodun potansiyeli sıfır olarak alınır ve diğer metaller ile arasındaki potansiyel fark edilir. Bu yöntemle metallerin elektromotor kuvvet serileri oluşturulur. EMK serisi ideal elektrokimyasal hücreler için uygulanır, yani saf metallere 25°C'de 1 M çözelti iyonları için uygulanır. Yarım hücrede metalin elektronlarını bırakma eğilimi hidrojenden daha az ise bu metalin potansiyeli pozitifdir (Şekil 19).

Reaction	Potential, V
$\text{Ag}^+ + e \rightleftharpoons \text{Ag}$	0.7991
$\text{AgBr} + e \rightleftharpoons \text{Ag} + \text{Br}^-$	0.0711
$\text{AgCl} + e \rightleftharpoons \text{Ag} + \text{Cl}^-$	0.2223
$\text{AgI} + e \rightleftharpoons \text{Ag} + \text{I}^-$	-0.1522
$\text{Ag}_2\text{O} + \text{H}_2\text{O} + 2e \rightleftharpoons 2\text{Ag} + 2\text{OH}^-$	0.342
$\text{Al}^{3+} + 3e \rightleftharpoons \text{Al}$	-1.676
$\text{Au}^+ + e \rightleftharpoons \text{Au}$	1.83
$\text{Au}^{3+} + 2e \rightleftharpoons \text{Au}^+$	1.36
$p\text{-benzoquinone} + 2\text{H}^+ + 2e \rightleftharpoons \text{hydroquinone}$	0.6992
$\text{Br}_2(\text{aq}) + 2e \rightleftharpoons 2\text{Br}^-$	1.0874
$\text{Ca}^{2+} + 2e \rightleftharpoons \text{Ca}$	-2.84
$\text{Cd}^{2+} + 2e \rightleftharpoons \text{Cd}$	-0.4025
$\text{Cd}^{2+} + 2e \rightleftharpoons \text{Cd}(\text{Hg})$	-0.3515
$\text{Ce}^{4+} + e \rightleftharpoons \text{Ce}^{3+}$	1.72
$\text{Cl}_2(\text{g}) + 2e \rightleftharpoons 2\text{Cl}^-$	1.3583
$\text{HClO} + \text{H}^+ + e \rightleftharpoons \frac{1}{2}\text{Cl}_2 + \text{H}_2\text{O}$	1.630
$\text{Co}^{2+} + 2e \rightleftharpoons \text{Co}$	-0.277
$\text{Co}^{3+} + e \rightleftharpoons \text{Co}^{2+}$	1.92
$\text{Cr}^{2+} + 2e \rightleftharpoons \text{Cr}$	-0.90
$\text{Cr}^{3+} + e \rightleftharpoons \text{Cr}^{2+}$	-0.424
$\text{Cr}_2\text{O}_7^{2-} + 14\text{H}^+ + 6e \rightleftharpoons 2\text{Cr}^{3+} + 7\text{H}_2\text{O}$	1.36
$\text{Cu}^+ + e \rightleftharpoons \text{Cu}$	0.520
$\text{Cu}^{2+} + 2\text{CN}^- + e \rightleftharpoons \text{Cu}(\text{CN})_2^-$	1.12
$\text{Cu}^{2+} + e \rightleftharpoons \text{Cu}^+$	0.159
$\text{Cu}^{2+} + 2e \rightleftharpoons \text{Cu}$	0.340
$\text{Cu}^{2+} + 2e \rightleftharpoons \text{Cu}(\text{Hg})$	0.345
$\text{Eu}^{3+} + e \rightleftharpoons \text{Eu}^{2+}$	-0.35
$1/2\text{F}_2 + \text{H}^+ + e \rightleftharpoons \text{HF}$	3.053
$\text{Fe}^{2+} + 2e \rightleftharpoons \text{Fe}$	-0.44
$\text{Fe}^{3+} + e \rightleftharpoons \text{Fe}^{2+}$	0.771

Şekil 19. Bazı metallerin EMK serisindeki potansiyelleri (Maier 2004)

Yukarıdaki standart EMK serisinden elde edilen veriler tamamen ideal koşullar içindir ve kullanımı kısıtlıdır. Daha pratik ve gerçekçi bir sıralama galvanik seriler ile sağlanır. Bu serideki veriler deniz suyundaki çeşitli alaşım ve metallerin reaksiyona girme eğilimini yansıtmaktadır. Şekil 20'de bazı metal ve alaşımların galvanik serisi sıralanmıştır.

Noble ↑ ↓ Active	Zinc (Zn)
	Low carbon steels
	Alloy steels
	Cast iron
	Stainless steels
	α -brass
	Aluminum brass
	Red brass
	Copper (Cu)
	Aluminum bronze
	Cu – Ni alloys
	Nickel (Ni)
	Inconel
	Monel
	Hastelloy C
	Titanium

Şekil 20. Bazı metal ve alaşımların galvanik serisi (Maier 2004)

Listenin en üstteki alaşımları anodikler ve aktiflik artar. Listede aşağıya gittikçe inertlik artar (katodik).

İn-Vitro Korozyon Testleri ve Yöntemleri

Biyolojik olarak parçalanabilen metalik malzemelerin korozyon davranışını değerlendirmek amacıyla in-vitro korozyon testleri büyük önem taşır. Bu testler, metal implantların in-vivo bozunma süreçlerini taklit eder. Yöntemler arasında elektrokimyasal testler: açık devre potansiyel ölçümleri (OCP), potansiyodinamik polarizasyon taramaları (PDS) ve elektrokimyasal empedans spektroskopisi (EIS) testleridir. Elektrokimyasal testler, üç elektrotlu bir sistem aracılığıyla yapılır ve bozunma hızını, korozyon mekanizmalarını incelemek için kolay ve etkili bir yöntem sunar.

Potansiyodinamik Polarizasyon Tarama (PDS) yöntemi

Potansiyodinamik polarizasyon tarama testi, metal ve alaşımlarının korozyon direncini değerlendirmek için kullanılan bir elektrokimyasal yöntemdir. Bu test, üç elektrotlu bir hücrede gerçekleştirilir: çalışma elektrodu (numune), referans elektrot ve yardımcı elektrot. Test, çalışma elektroduna uygulanan potansiyelin belirli bir hızda taranmasıyla gerçekleştirilir ve elde edilen akım-potansiyel eğrileri incelenir.

Testin yapılış aşamaları: İlk olarak çalışma elektrotu yüzey temizliğinden geçirilir ve ardından elektrolit çözeltisine yerleştirilir. Referans elektrot (genellikle doymuş Ag/AgCl ya

da kalomel elektrotu) ve yardımcı elektrot (platin veya grafit) da elektrolit içinde konumlandırılır. Ardında, açık devre potansiyeli (OCP) belirlenir. OCP, elektrot yüzeyi ile elektrolit arasındaki potansiyel farkıdır ve elektrotun doğal korozyon potansiyelini gösterir. OCP'nin kararlı hale gelmesi beklenir, bu Zn alaşımları için genellikle 10-30 dakika sürer. OCP ölçüldükten sonra, potansiyel belirli bir hızla (tarama hızı) artırılır veya azaltılır. Yaygın tarama hızları genellikle 0.5 mV/s ile 1 mV/s arasında değişir. Tarama sırasında akım yoğunluğu ölçülür ve bu değerler potansiyel değişimi ile birlikte kaydedilir. Akım-potansiyel eğrisi elde edilir. Eğri, katodik ve anodik bölgeleri kapsar. Katodik bölgede indirgeyici reaksiyonlar (genellikle hidrojenin gelişmesi), anodik bölgede ise oksidasyon reaksiyonları (metal iyonlarının çözülmesi) gözlenir. Polarizasyon eğrilerindeki "eğim"ler ve "tepe" noktaları incelenir. Özellikle Tafel yöntemi ile korozyon hızını (I_{corr}) ve korozyon potansiyelini (E_{corr}) hesaplamak için kullanılır. Korozyon potansiyelinden sapma, malzemenin pasifleşme davranışını veya aşındırıcı ortamlardaki duyarlılığını gösterir. Test sonuçlarına göre, metalin korozyona dayanıklılığı, pasivasyon özellikleri ve korozif ortamlara karşı direnci değerlendirilir. Taramalar, metalin anodik ve katodik davranışlarını gösterir ve belirli ortamlarda nasıl davranacağını öngörmeye yardımcı olur. Tarama hızı, korozyon testinin sonuçlarını büyük ölçüde etkileyebilir. Yavaş tarama hızları daha doğru sonuçlar verirken, hızlı tarama hızı verilerin kararlılığını bozabilir.

Elektrokimyasal empedans spektroskopisi (EIS) Yöntemi

Elektrokimyasal empedans spektroskopisi (EIS) yöntemi elektrotun korozyon davranışları karakterize etmek için oldukça yaygın olarak kullanılmaktadır. Elektrot karakterizasyonu, polarizasyon direncinin (R_p) ve elektrokimyasal mekanizması hakkında bilgiler vermektedir. Bu yöntemin kullanışlılığı, korozyon prosesini bir elektrik devresi ile simüle ederek alternatif akım empedansı verilerinin analizine imkan sağlamasıdır. Aynı zamanda EIS metal ile elektrolit ara yüzeyini karakterizasyonunda kullanılır. EIS elektrokimyasal sistemde akımda olan kaplamanın aydınlatılmasında yardımcı olur. Bu yöntem, Ohm yasası esasına bakılarak daha iyi anlaşılır. Ohm yasası, direnç değerinin, voltajla akım arasındaki oranlı olduğunu ifade etmektedir (Shahriari, Aghajani, and Hosseini 2017).

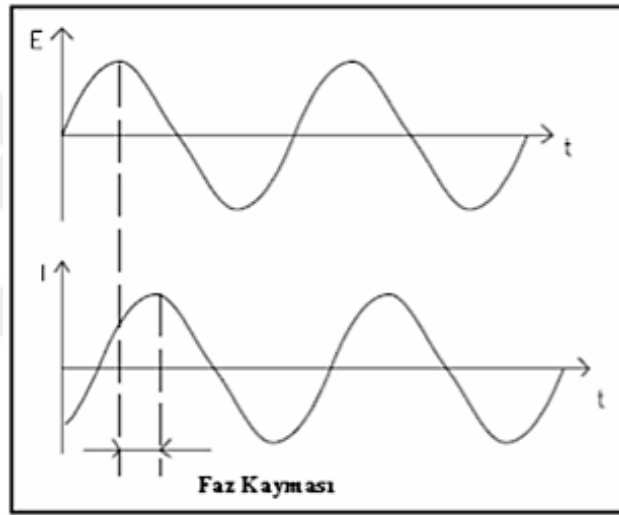
$$R = E/I$$

Bu denklem ideal koşullar için geçerlidir. seçenekli akım kullanımında, frekansın sifıra eşit olmadığı veya sistemde başka bir devre elemanlarının olması durumunda empedans kavramı ortaya çıkmaktadır.

$$Z = E/I$$

EIS testinde frekans aralığının spektrum üzerinde önemli etkisi vardır. Elektrot sistemi yeterince kararlıysa ölçüm süresini uzatarak frekans yeterince düşük olmaktadır. Öte yandan elektrot sistemi aktifse uzun süreli test sırasında yüzey karakteri değişmektedir. Bu nedenle kısa süreli bir test sağlamak için frekansın daha yüksek olması gerekmektedir. Elektrokimyasal empedans veya AC empedans yöntemi, genelde 0.001 Hz – 100.000 Hz frekans, 5-50 mV voltaj aralığında, hücreye küçük bir sinüzoidal gönderilmesi ile ölçülür. Sistem bu etkiye aynı frekansta yalnız biraz geriden yanıt verir. Bu etkileşim Şekil 21’de gösterilmektedir. Gerilimin frekans değeri f (hertz), açısal frekansı ω (rad/s) ile gösterilir (Gerengi 2008).

$$\omega = 2\pi f$$



Şekil 21. Sinüzoidal AC voltaj ve akım sinyali (Gerengi 2008)

MATERYAL ve YÖNTEM

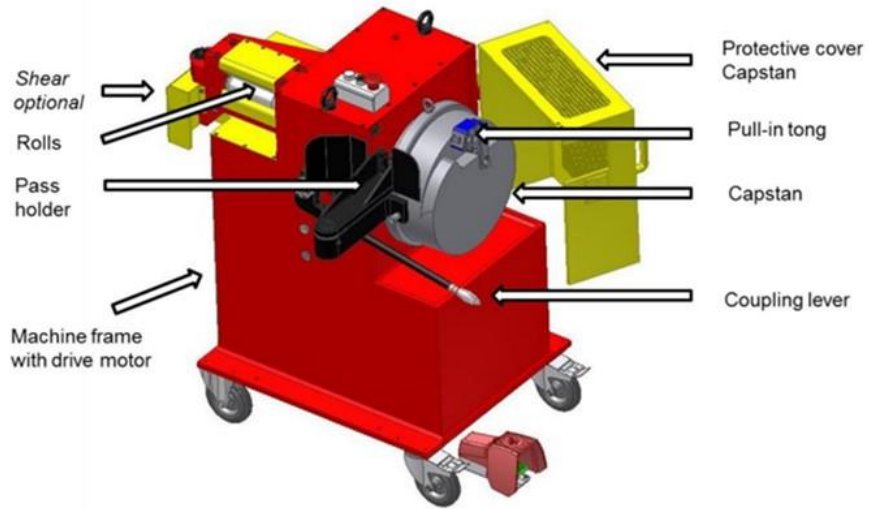
Zn-1Cu-2Ag Alaşım Üretimi

Yüksek saflıktaki Zn, Cu ve Ag elementleri ağırlıkça %1 Cu, %2 Ag ve %97 Zn olacak şekilde hassas terazide tartılarak hazırlanmıştır. Ergitme işlemi bornitrür kaplı grafit potada 550°C'de gerçekleştirilmiş, homojenizasyon sağlamak amacıyla ters yüz yapılarak üç kez tekrarlanmıştır. Üçüncü ergitmeden sonra, önceden 250°C'ye ısıtılmış çelik kalıba dökülmüş ve daha sonra homojen element dağılımı için 350°C'de 16 saat süreyle ısıtım işlemi uygulanarak buzlu suda soğutma yapılmıştır. Üretilen alaşımların boyu 15 cm, çapı 1cm olarak ölçülmüştür. Çalışmalar Yıldız Teknik Üniversitesi, Metalürji ve Malzeme mühendisliği Laboratuvarlarında gerçekleştirilmiştir.

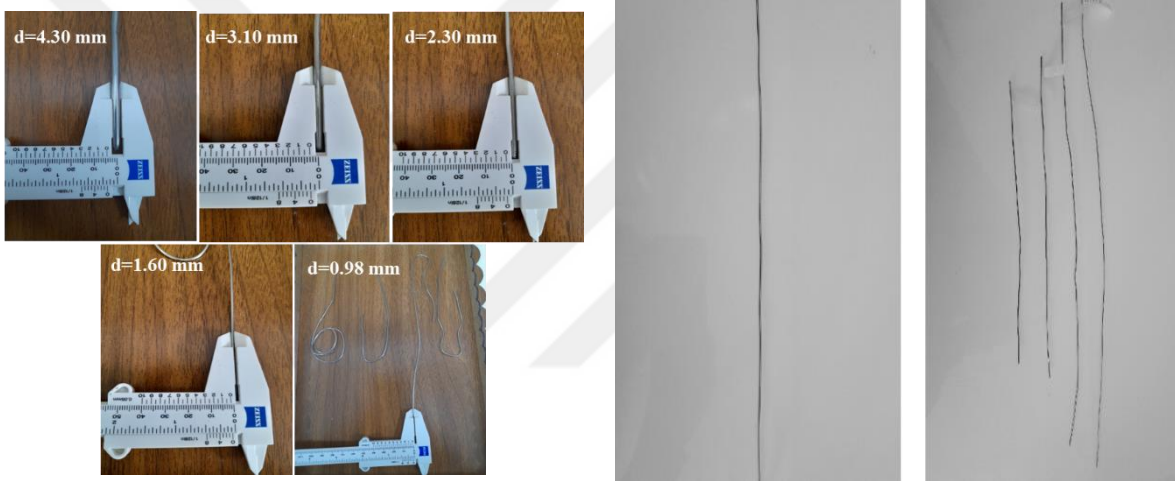
Zn-1Cu-2Ag Alaşımın Tel Çekme İşlemi

Bu çalışma için, başlangıç çapı 10 mm olan Zn-1Cu-2Ag alaşımları bir dizi hadde işleminden geçirilerek 1 mm'nin altına düşürülmüştür. İlk aşamada tel 8.40 mm'ye indirilmiş ve daha sonra sırasıyla 7.10, 6.15, 5.30, 4.30, 3.60, 3.10, 2.60, 2.30, 2.00, 1.80, 1.60, 1.40, 1.20, 1.10, 1.00 ve 0.98 mm çaplarına kadar küçültülmüştür. Kopma işlemi gerçekleşmeyen tellerden 4.30, 3.10, 2.30, 1.60 ve 0.98 mm çaplı olanlar seçilerek, çekme testleri ile mekanik özellikleri ve yapay vücut sıvısı içerisindeki korozyon dirençleri incelenmiştir.

Tel çekme işlemi, Şekil 22'deki şematik tel çekme ve uç açma makinesinde gerçekleştirilmiştir. Telin uç kısmı makinenin uç açma düzeneği kullanılarak inceltilmiş ve haddeden geçebilecek boyuta getirilmiştir. Telin ucu haddeden geçirilip kısaçla sabitlendikten sonra motor çalıştırılmış ve kapstan döndürülerek telin çekilmesi sağlanmıştır. Bu işlem, istenilen tel çapına ulaşana kadar farklı haddelerle tekrar edilmiştir. Çekme işlemi oda sıcaklığında yapılmış, kullanılan emülsiyon % 6-8 oranında sentetik yağ içermekte ve sıcaklığı 35°C civarındadır. Hadde serisinde nano-haddeler ve PCD (Polikristalin Elmas) haddeler kullanılmış, ilk 4 hadde nano, sonraki haddeler PCD olarak sıralanmıştır. Hadde açıları ise 18±2 derece olarak ayarlanmıştır. Tel çekme işlemi Er-Bakır'da gerçekleştirilmiştir. Elde edilen numunelere örnekler Şekil 23'te sunulmuştur.



Şekil 22. Tel çekme makinesinin şematik göstergesi



Şekil 23. Farklı haddeler ile çekilen Zn-1Cu-2Ag alaşım telleri

Numunelerin Hazırlanışı ve İn-vitro Korozyon Testlerinin Yapılışı

Tel çekme işlemi sonunda kopma yaşanmayan 4.30, 3.10, 2.30, 1.60 ve 0.98 mm çapındaki Zn-1Cu-2Ag alaşımları, çap/boy oranlarına göre hesaplanarak abrasif kesme diski kullanılarak kesilmiş ve yüzey alanları eşitlenmiştir. Hazırlanan numunelerin yüzeyleri önce zımparalanarak, ardından ultrasonik olarak etil alkol içerisinde 5 dakika süreyle temizlenmiştir. Temizleme işlemi sonrası, numunelere iletken bakır tellerle temas sağlanmış ve bu bölge soğuk bakalit ile yalıtılarak çalışma elektrotları oluşturulmuştur.

Korozyon testleri için Hanks çözeltisi kullanılmıştır (Simüle Edilmiş Vücut Sıvısı, SBF). SBF çözeltisi, Tablo 2'de belirtilen kimyasalların saf su içinde çözündürülmesiyle hazırlanmıştır. Hazırlık sırasında hassas terazi ve manyetik karıştırıcı kullanılarak kimyasallar sırasıyla çözündürülmüştür (Şekil 24). Çözeltinin pH değeri 7.15 olarak ölçülmüştür. Tüm

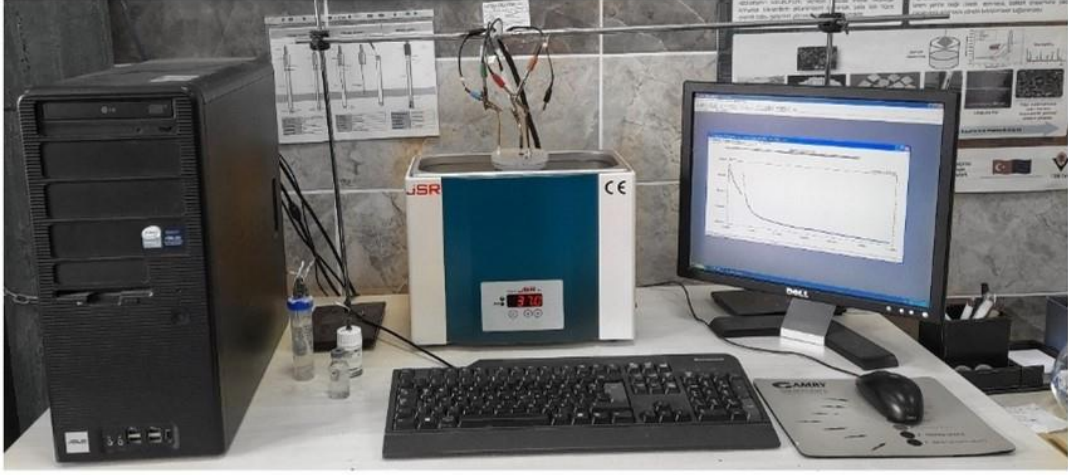
korozyon testleri, GAMRY marka PCII4/750 (USA) model potansiyostat/galvanostat cihazı kullanılarak 37°C'de gerçekleştirilmiştir. Testlerde referans elektrot olarak Ag/AgCl elektrot, karşıt elektrot olarak ise platin (Pt) tel kullanılmıştır. Numunelerin potansiyelini dengelemek için yaklaşık 30 dakika boyunca açık devre potansiyel (OCP) değişimi izlenmiştir. OCP testi sırasında potansiyelin zamana göre değişimi izlenerek stabilize hale getirilmiş ardından potansiyodinamik polarizasyon (PDS) testleri OCP değerinden -0,3 V'tan başlayarak anodik yönde 1 mV/s tarama hızı ile polarize edilerek gerçekleştirilmiştir. Test esnasında alınan bir görüntü Şekil 25'te sunulmuştur. Test sonrası, numuneler üzerindeki korozyon ürünleri, ultrasonik temizleme cihazında 5 dakika süreyle temizlenerek uzaklaştırılmıştır.

Tablo 2. Çalışmada SBF hazırlanmasında kullanılan kimyasallar ve miktarları (Shanmugam et al. 2014)

Sıralama	Reaktifler	SBF Çözeltisi (g/L)
1	NaCl	8
2	KCl	0.40
3	CaCl ₂	0.14
4	MgSO ₄ .7H ₂ O	0.10
5	MgCl ₂ .6H ₂ O	0.10
6	Na ₂ HPO ₄ .2H ₂ O	0.6
7	KH ₂ PO ₄	0.6
8	Glikoz	1
9	NaHCO ₃	0.35



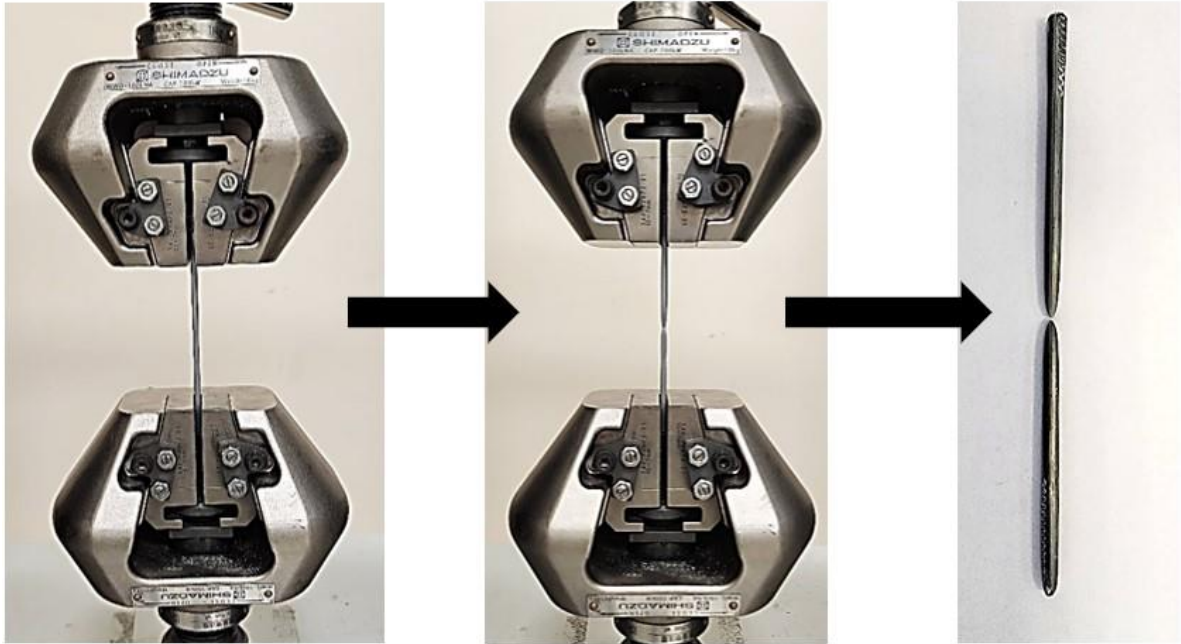
Şekil 24. SBF hazırlamada kullanılan manyetik karıştırıcı ve hassas terazi



Şekil 25. Korozyon test ünitesi ve OCP testinden bir görüntü

Çekme Testlerinin Yapılışı

Çapları 4.30 mm, 3.10 mm, 2.30 mm, 1.60 mm ve 0.98 mm olan dairesel kesitli 5 grup numuneye Shimadzu AG-X 100kN çekme test cihazı kullanılarak çekme testleri uygulanmış ve testler için deformasyon hızı 2 mm/dk olarak ayarlanmıştır. Her numune grubu için 3 tekrar test yapılarak ortalama değerler ve standart sapmalar hesaplanmıştır. Elde edilen stres-gerinim eğrileri Trapezium-X yazılımı yardımıyla analiz edilmiştir. Çekme testi esnasında alınan bir görüntü Şekil 26'da sunulmuştur.



Şekil 26. Tellerin çekme testinden bir görüntü

Karakterizasyon Çalışmaları

Korozyon ve çekme testi sonrası numunelerin yüzey morfolojileri X-ışını kırınım cihazı (XRD) ve taramalı elektron mikroskobu (SEM) ile incelenmiştir.

SEM yüzey incelemeleri

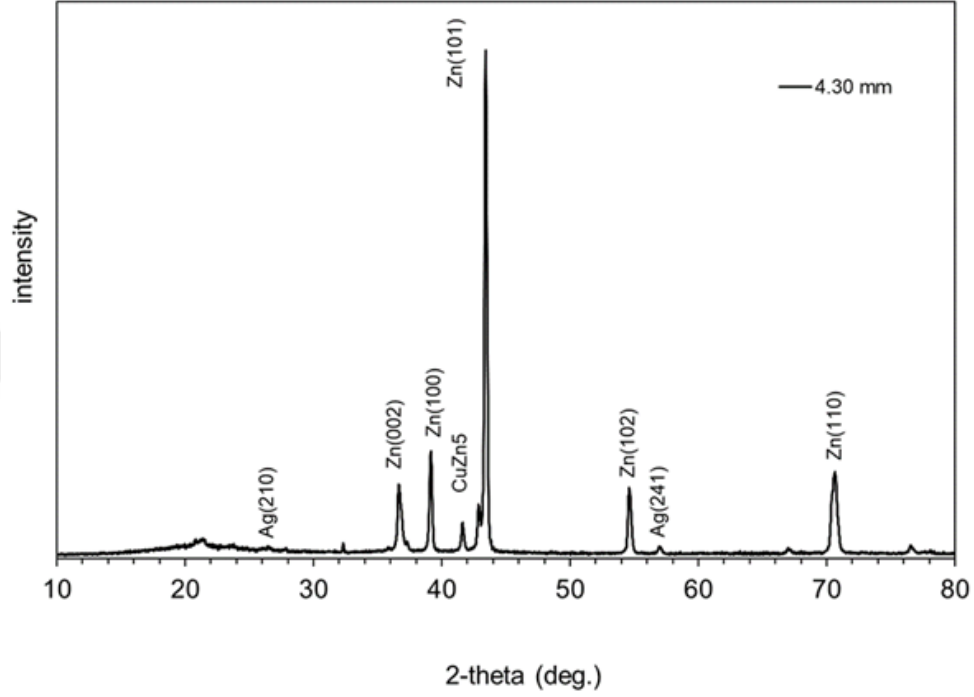
Taramalı Elektron Mikroskobu (SEM) ile malzeme yüzeyi incelenirken, hızlandırılmış elektronlar malzemenin yüzeyine çarpar ve yüzeyden yansıyan ikincil elektronlar kullanılarak yüzey morfolojisi hakkında bilgi elde edilir. Bu çalışmada, SEM analizleri HITACHI SU35009 cihazı ve enerji dağılımı spektrometresi (EDS) (Oxford INCA) ile yapılmıştır.

XRD analizleri

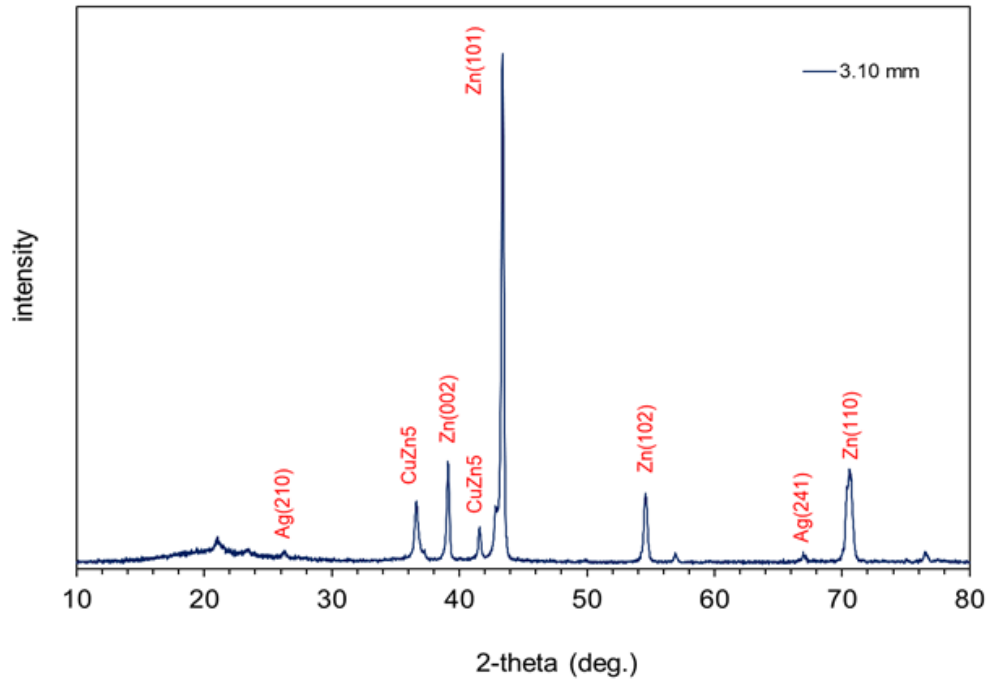
X-ışını kırınımı (XRD) malzemenin kristal yapısı, faz dağılımı ve kompozisyonu hakkında bilgi verir. Bu çalışmada Cu-K α ($\lambda=1,5404$ Å) tüpü kullanılarak, 10° - 90° 2θ aralığında, 0.02° rad·s $^{-1}$ hızında analizler gerçekleştirilmiştir (RIGAKU Miniflex 600).

ARAŞTIRMA BULGULARI VE TARTIŞMA

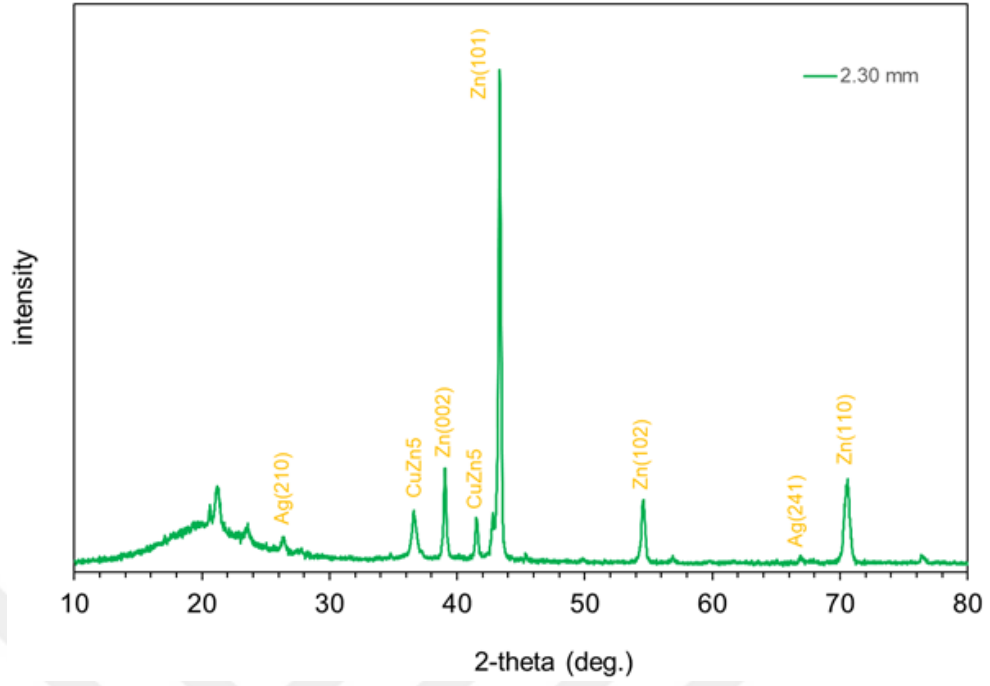
Tel çekme işlemi ile elde edilen 4.30, 3.10, 2.30, 1.60 ve 0.98 mm çaptaki numunelerin XRD analiz sonuçları sırası ile Şekil 27-31’da verilmiştir.



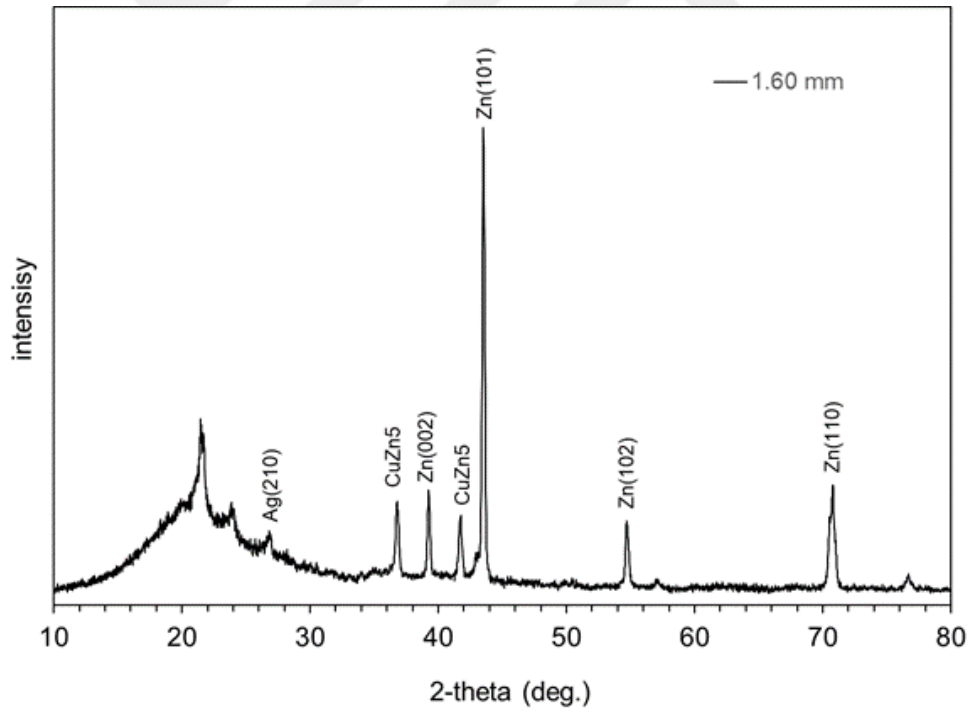
Şekil 27. 4.30 mm çapa sahip Zn-Cu-2Ag telin XRD analizi



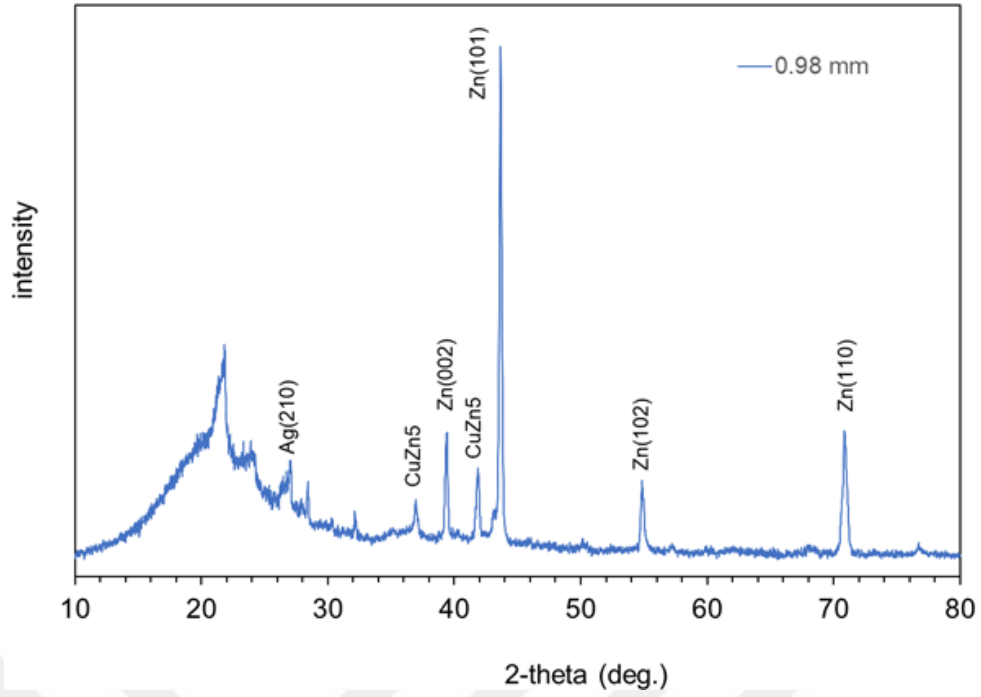
Şekil 28. 3.10 mm çapa sahip Zn-Cu-2Ag telin XRD analizi



Şekil 29. 2.30 mm çapa sahip Zn-Cu-2Ag telin XRD analizi



Şekil 30. 1.60 mm çapa sahip Zn-Cu-2Ag telin XRD analizi

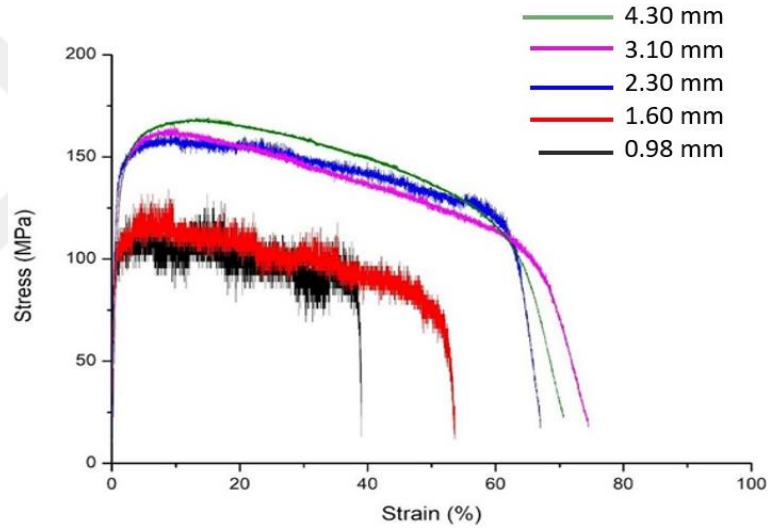


Şekil 31. 0.98 mm çapa sahip Zn-Cu-2Ag telin XRD analizi

Yapılan XRD analizinde Zn ve Ag elementlerine ait ana kristal pikleri net bir şekilde belirlenmiştir. Zn elementine ait pikler (101), (002), (102) ve (110) düzlemlerinde görülürken, Ag elementinin pikleri ise (210) ve (241) düzlemlerinde tespit edilmiştir. Bunun yanında CuZn_5 metaller arası bileşiği de gözlemlenmiştir. Çapları farklı olan tellerin XRD piklerinin genelde benzer olduğu ancak pik yoğunluklarında belirgin değişimler olduğu saptanmıştır. Bu değişimler, malzemenin tel çapına bağlı olarak kristal yapısındaki faz dağılımını ve yoğunluğunu etkilemiştir. Zn-Cu faz diyagramına bakıldığında, çalışılan kompozisyonda peritektik dönüşümün gerçekleştiği anlaşılmaktadır. İlk olarak CuZn_5 fazı katılaşmakta, ardından Cu'nun yüksek sıcaklıkta Zn fazına difüzyonu gerçekleşmektedir. Zn-Ag faz diyagramı da benzer şekilde peritektik dönüşümü göstermektedir. Ag elementinin Zn-Cu alaşımına eklenmesiyle Ag, Hegzagonal Sıkı Paket (HSP) Zn fazı içinde dağılmaktadır.

Şekil 32'de, farklı çaplarda üretilen Zn-Cu-2Ag tellerin çekme eğrileri gösterilmektedir. Bu eğrilerden hesaplanan çekme gerilmesi ve kopma uzaması değerleri, Tablo 3'te sunulmuştur. Çekme testlerinde gözlemlenen bu değerler, tellerin mekanik özelliklerini anlamak ve çaplarının bu özellikler üzerindeki etkisini değerlendirmek amacıyla incelenmiştir. Çap küçüldükçe çekme gerilmesi azalırken, kopma uzaması değerlerinde de düşüş olmuştur. Özellikle 4.30 mm çapındaki numuneler en yüksek çekme gerilmesi (168.99 N/mm²) ve nispeten yüksek uzama (% 70.65) gösterirken, 0.98 mm çapındaki numuneler en

düşük çekme gerilmesine (131.58 N/mm^2) ve kopma uzamasına (% 39.04) sahiptir. Ayrıca, en yüksek kopma uzaması % 74.53 ile 3.10 mm'lik çapa sahip tellerde elde edilmiştir. Bu sonuçlar, tel çapının mekanik dayanım ve uzama kabiliyeti üzerinde doğrudan etkili olduğunu göstermektedir. Bu durum muhtemelen taneler arası sınırlar boyunca gerilme birikimi ve dislokasyon hareketiyle oluşan sertleşme, kopma uzamasını azaltırken çekme mukavemetinin de azalmasına neden olmuş olabilir. Ayrıca, telin çapı küçüldükçe yüzey alanı/çap oranı artar. Bu durum, yüzeyde daha fazla gerilme birikmesine ve yüzey çatlaklarının oluşmasına yol açar. Oluşan bu çatlaklar, malzemenin daha erken kırılmasına ve kopma uzamasının azalmasına neden olmuş olabilir. Çalışmanın çekme testlerinden elde edilen kopma uzamasının değerleri Zn-2Cu ve Mg-6Zn gibi diğer biyobozunur malzemeye göre daha yüksek olduğu kanıtlanmıştır. Bu da vasküler stentler için daha iyi radyal destek sağlayabileceğini belirtilmiştir (Tang et al. 2017b).

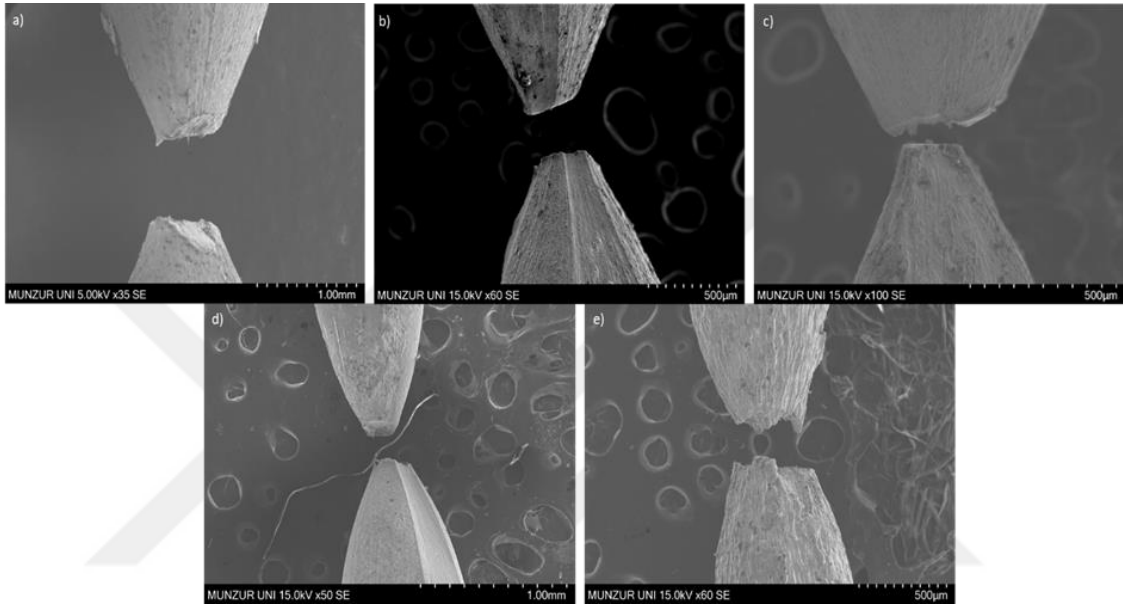


Şekil 32. Tellerin çekme testi sonucu elde edilen gerilme-uzama eğrileri

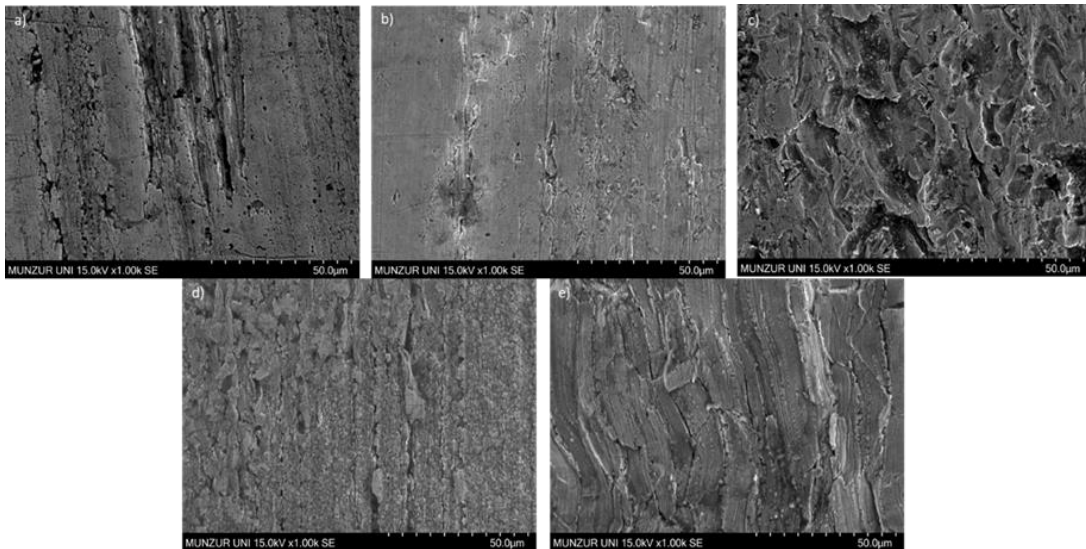
Tablo 3. Çekme eğrilerinden elde edilen ortalama çekme gerilmesi ve kopma uzaması değerleri

Alaşım tel çapı (mm)	Çekme Gerilmesi (N/mm^2)	Kopma Uzaması (%)
0.98	131.58	39.04
1.60	134.23	53.68
2.30	162.66	67.04
3.10	165.91	74.53
4.30	168.99	70.65

Çekme testi sonrasında elde edilen numunelerin yanıl makroskobik ve mikroskobik görüntüleri (Şekil 33 ve 34), farklı çaplarda üretilen tellerin deformasyon davranışlarını anlamak için önemli bilgiler sunmaktadır. 4.30 mm'den 0.98 mm'ye kadar olan numunelerin yüzeylerine dair SEM görüntüleri, tel çekme işlemi sırasında oluşan yüzey kusurlarını ve deformasyon izlerini göstermektedir. Bu görüntüler, daha küçük çaplı numunelerde daha belirgin yüzey deformasyonlarının olduğunu ortaya koymuştur. Özellikle 0.98 mm çaplı numunede mikroskobik incelemeler, deformasyon sırasında telin yüzeyinde belirgin çatlak ve kusur oluşumlarını göstermektedir.

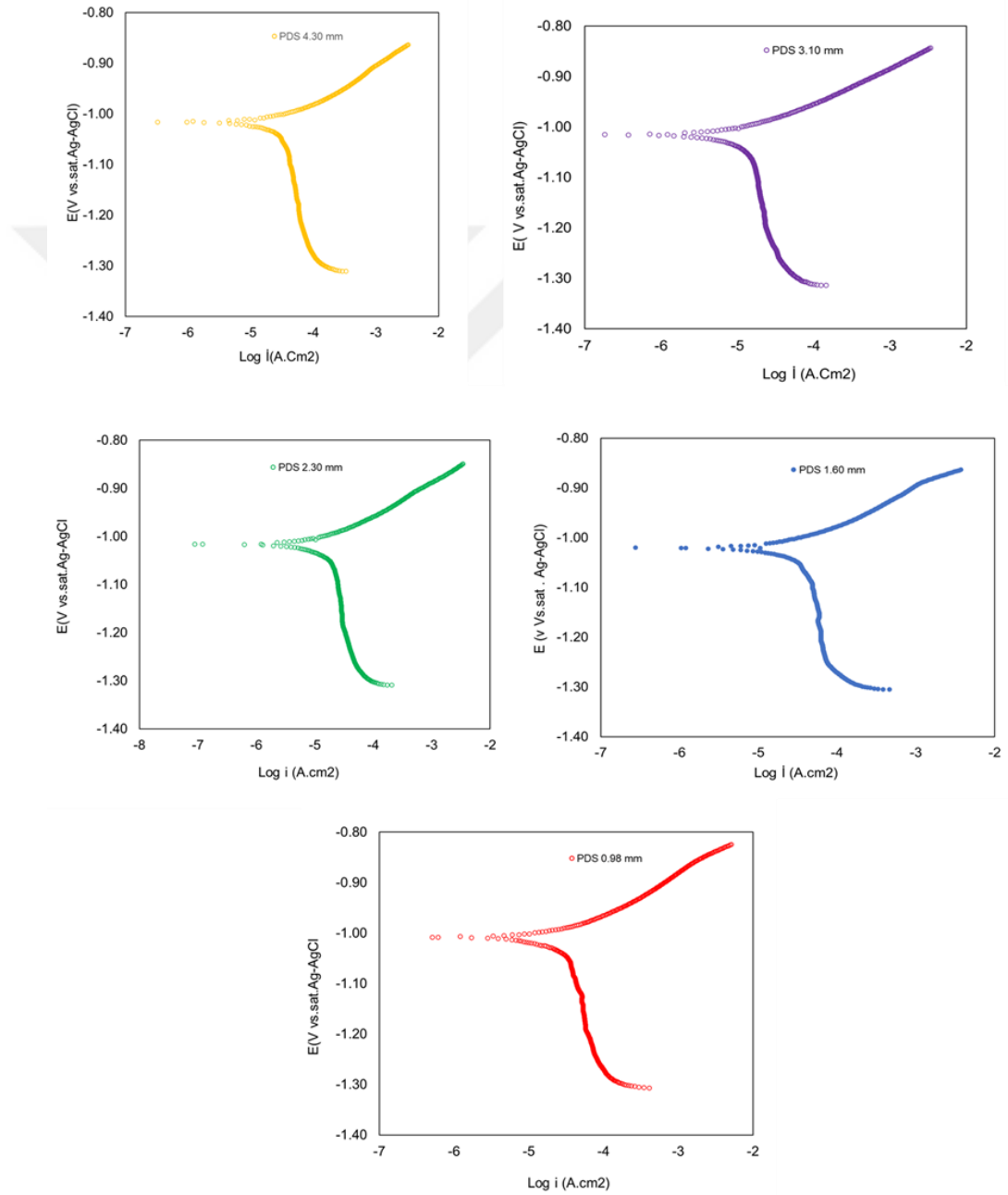


Şekil 33. Alaşım tellerin makroskobik yanıl SEM görüntüleri: a) 4.30 mm, b) 3.10 mm, c) 2.30 mm, d) 1.60 mm ve e) 0.98 mm çaplı numuneler

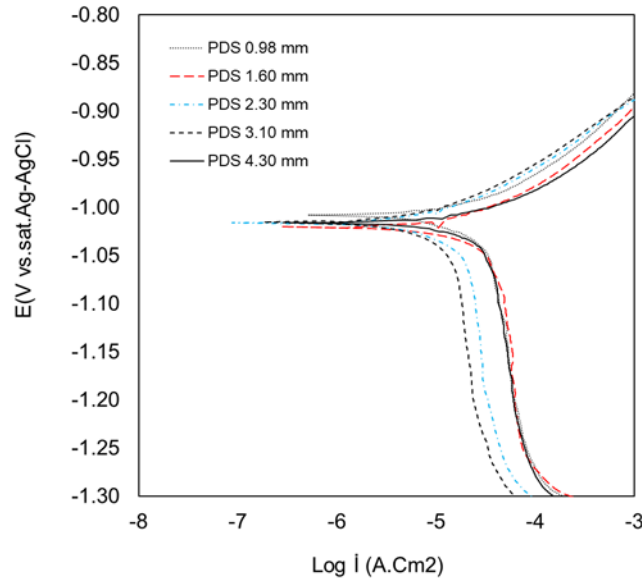


Şekil 34. Alaşım tellerin mikroskobik yanıl SEM görüntüleri: a) 4.30 mm, b) 3.10 mm, c) 2.30 mm, d) 1.60 mm ve e) 0.98 mm çaplı numuneler

Alaşım tellerin 37°C'de Hanks çözeltilinde yapılan potansiyodinamik polarizasyon (PDS) test sonuçları, korozyon davranışını ortaya koymaktadır. Şekil 35'te her bir telin polarizasyon eğrileri ayrı ayrı sunulurken, Şekil 36'te ise çaplara göre karşılaştırmalı sonuçlar yer almaktadır. Bu testlerden elde edilen önemli korozyon parametreleri (korozyon potansiyeli, korozyon akım yoğunluğu, vb.) Tablo 4'te verilmiştir. Sonuçlar, çap küçüldükçe alaşım tellerin korozyon direncinin değiştiğini ve çapın korozyon davranışı üzerinde önemli bir etkisi olduğunu göstermektedir.



Şekil 35. 4.30 mm, 3.10 mm, 2.30 mm, 1.60 mm, 0.98 mm çaplı Zn-Cu-2Ag tellerin PDS eğrileri



Şekil 36. Alaşım tellerin karşılaştırmalı PDS eğrileri

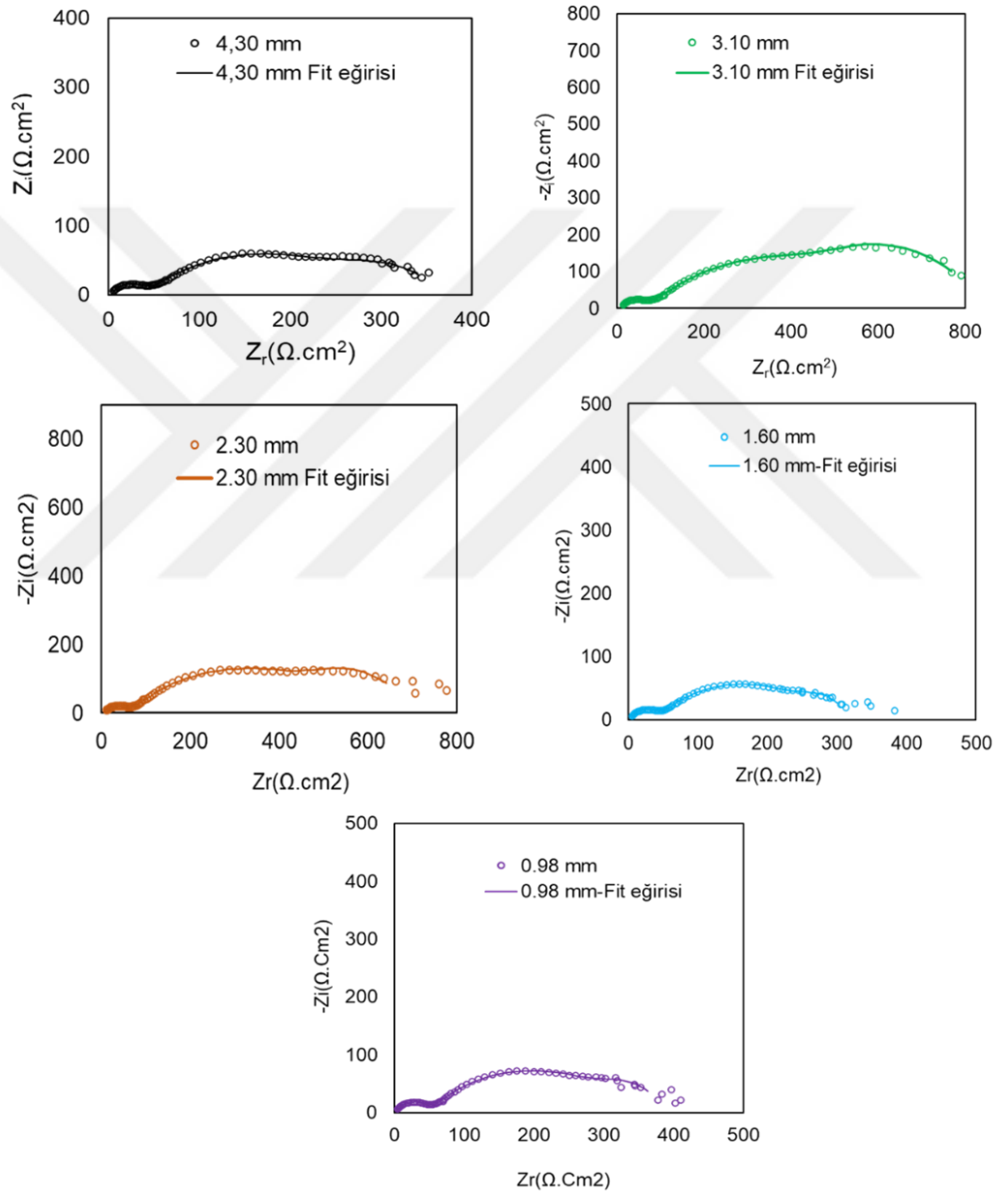
Tablo 4. PDS testlerinden elde edilen öneli korozyon parametreleri

Numune	β_a (mv/dec)	β_c (mv/dec)	I_{corr} ($\mu A/cm^2$)	E_{corr} (V)
0.98 mm	68	110	18.45	-1.008
1.60 mm	69	210	25.07	-1.020
2.30 mm	67	155	12.86	-1.016
3.10 mm	73	197	10.92	-1.015
4.30 mm	74	222	26.98	-1.016

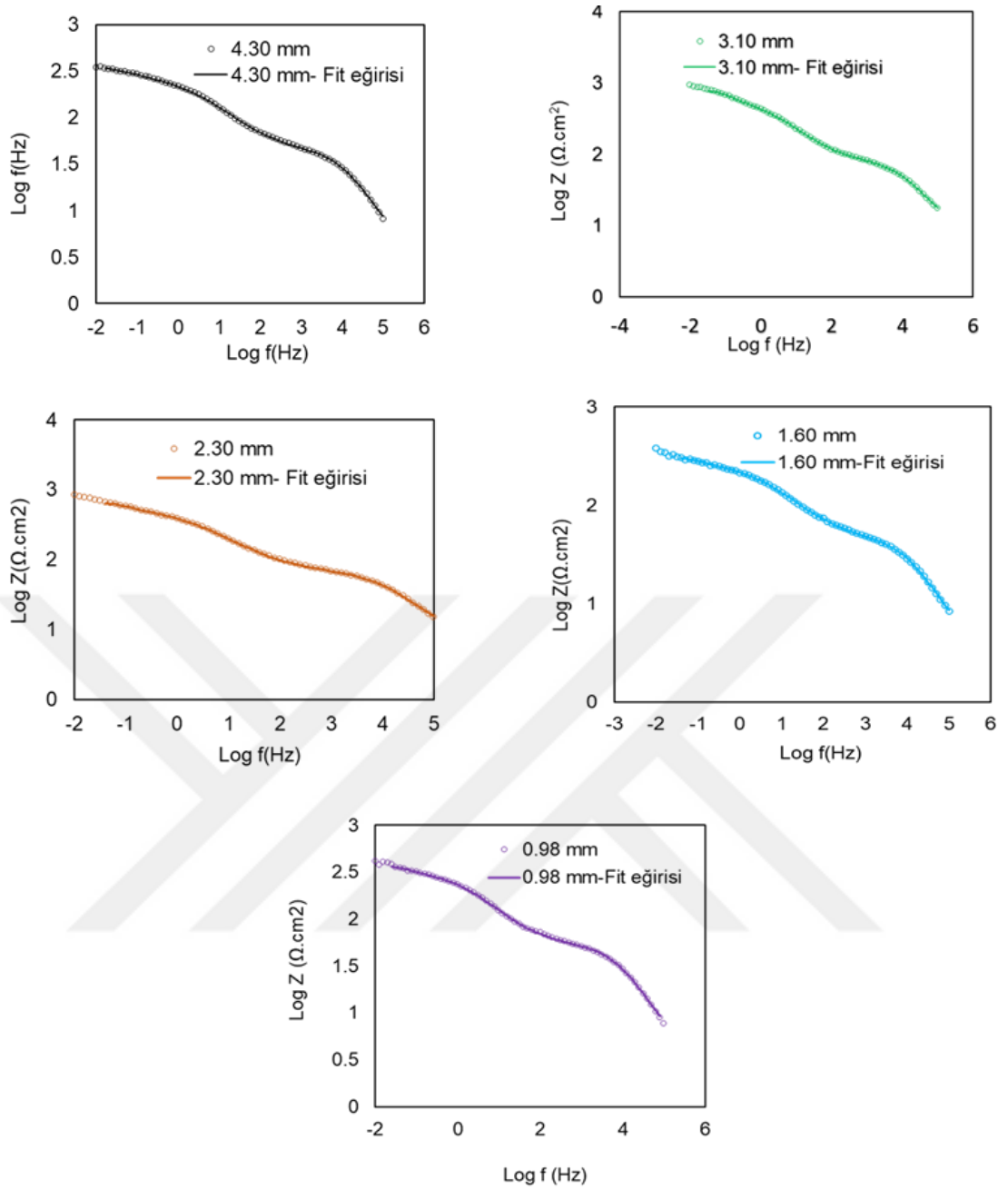
PDS testleri sonucunda, alaşım tellerin korozyon davranışının tel çapına bağlı olarak değişiklik gösterdiği belirlenmiştir. Tablo 4'te sunulan parametrelerden E_{corr} (korozyon potansiyeli) ve I_{corr} (korozyon akımı yoğunluğu) değerlerine bakıldığında, tel çapı küçüldükçe korozyon akım yoğunluğunda öncelikle belirgin bir azalış ardından çapın 1.60 mm olması ile hızlı bir artış gözlenmiştir. Özellikle, en küçük çaplı tel olan 0.98 mm numunede I_{corr} 18.45 $\mu A/cm^2$ iken, en büyük çaplı 4.30 mm numunede bu değer 26.98 $\mu A/cm^2$ 'ye yükselmiştir, 1.60 mm çaplı numunede ise bu değer 25.07 $\mu A/cm^2$ ile en büyük çaplı (4.30 mm) numuneye oldukça yakındır. Çap küçüldükçe telin korozyon hızındaki artış, yüzey alanı/hacim oranının artması ile açıklanabilir. Küçük çaplı teller, daha fazla aktif yüzey alanına sahip olduğu için korozyona karşı daha hassas olurlar. Bu durum, metal yüzeyinde oluşan oksitlenme ve iyon transferi süreçlerinin daha etkili bir şekilde gerçekleşmesine olanak tanır. Genel olarak, PDS sonuçlarına göre 3.10 mm ve 2.30 mm çaplı tellerin korozyon dayanımının diğer kalınlıklardaki tellere oranla daha iyi olduğu gözlemlenmiştir. Bununla

birlikte elektrokimyasal empedans spektroskopisi (EIS) testlerinin korozyon dayanımı hakkında daha fazla bilgi sunacağı değerlendirilmiştir.

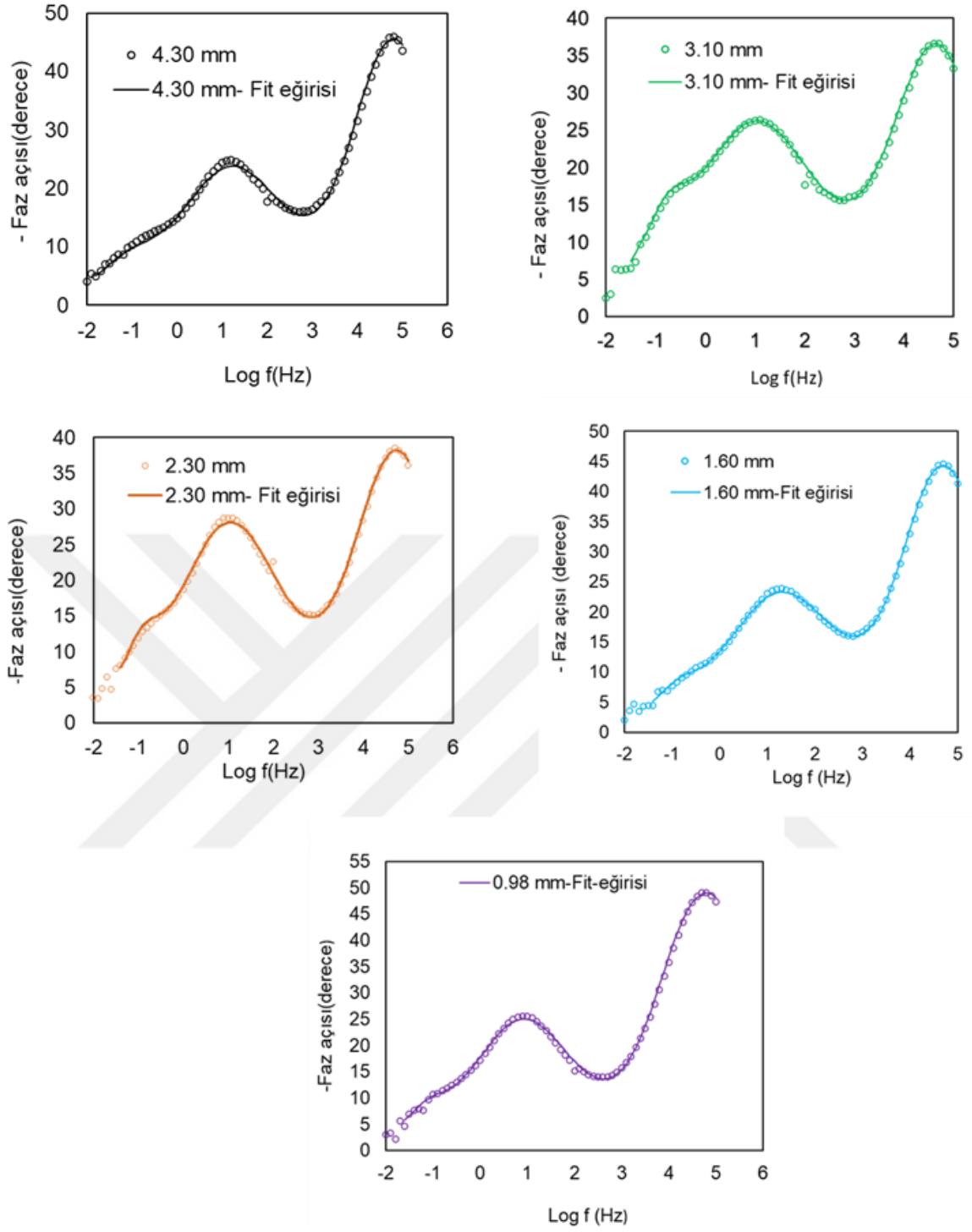
Şekil 37, 38 ve 39'da Zn-Cu-2Ag alaşım tellerinin sırasıyla Nyquist, Bode-empedans ve Bode-faz açısı diyagramları karşılaştırmalı olarak sunulmuştur. Bu grafiklere dayalı olarak, numunelerin elektrokimyasal davranışlarını modellemek için fit edilen eşdeğer devre modeli Şekil 40'de gösterilmiştir. Her bir devre bileşeni için hesaplanan sonuçlar ise Tablo 5'te verilmiştir.



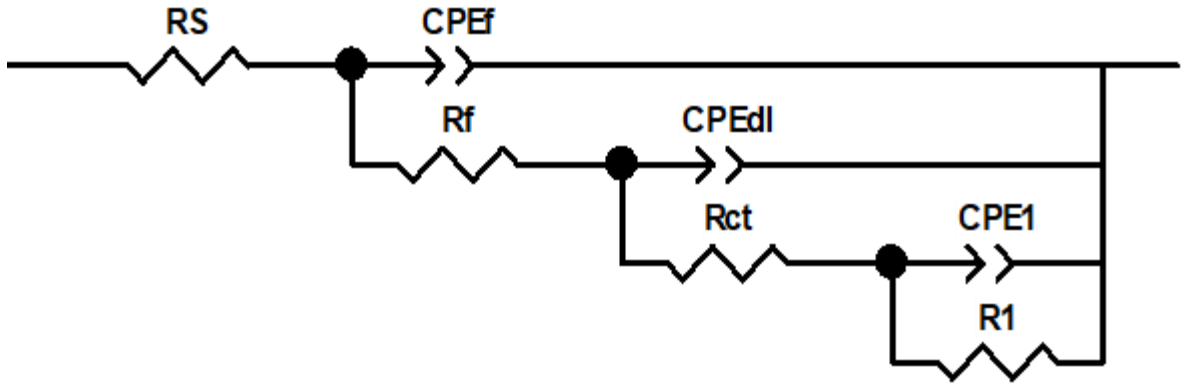
Şekil 37. 4.30 mm, 3.10 mm, 2.30 mm, 1.60 mm ve 0.98 mm çaplı tellerin Nyquist eğrileri



Şekil 38. 4.30 mm, 3.10 mm, 2.30 mm, 1.60 mm ve 0.98 mm çaplı alaşım tellerin Bode-empedans eğrileri



Şekil 39. 4.30 mm, 3.10 mm, 2.30 mm, 1.60 mm ve 0.98 mm çaplı alaşım tellerin Bode-faz açısı eğrileri



Şekil 40. EIS eğrilerini fit etmek için kullanılan eş değer devre modeli

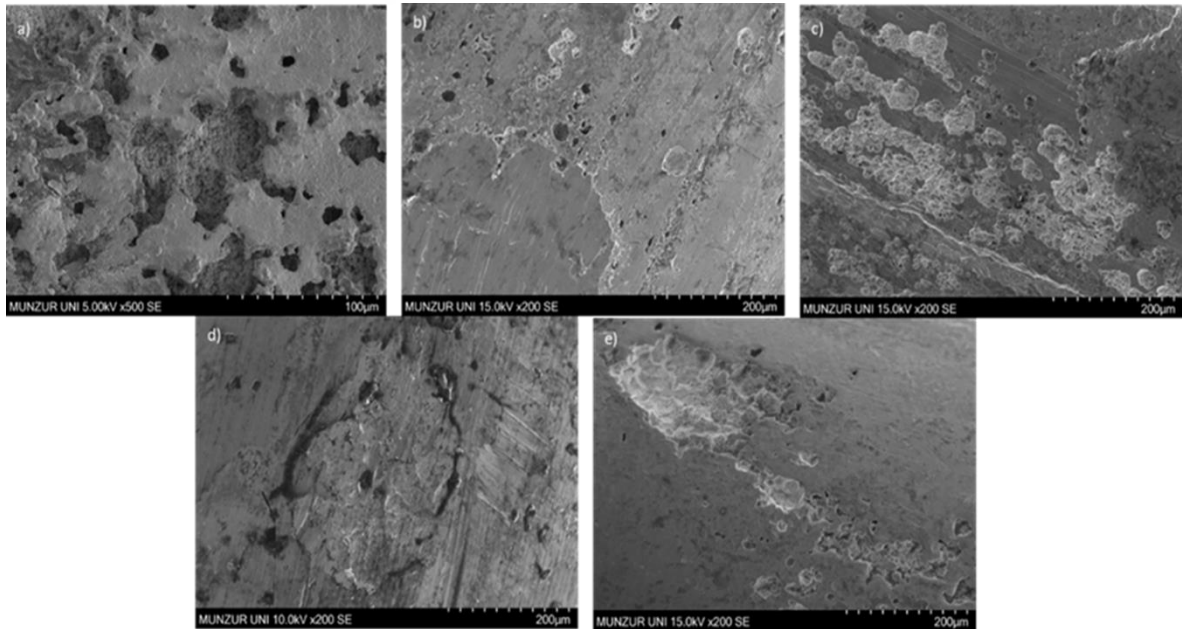
Tablo 5. Şekil 38’de sunulan eş değer devre modelindeki bileşenlerin sayısal değerleri

Numune	0.98 mm	1.60 mm	2.30 mm	3.10 mm	4.30 mm
$R_s(\Omega \cdot \text{cm}^2)$	2.039	3.405	6.036	8.308	2.752
Q_f ($\mu\Omega^{-1}\text{s}^n\text{cm}^{-2}$)	5.83	4.12	5.51	4.85	4.47
n_f	0.7550	0.7844	0.7195	0.7243	0.7714
R_f	51.9	42.6	62.98	71.71	42.44
Q_{dl} ($\mu\Omega^{-1}\text{s}^n\text{cm}^{-2}$)	846.88	730.53	474.10	487.65	787.16
n_{dl}	0.5978	0.55925	0.59286	0.55583	0.55965
R_{ct}	280.5	233.9	507.3	582.6	244.3
Q_{pore}	36.03	28.40	9.70	4.49	23.07
n_{pore}	0.97424	0.96426	1.057	1.003	0.77089
R_{pore}	56.33	41.68	129.2	194.5	77.25
R_p	388.73	318.18	699.48	848.81	366.99
Chi-Squared	0.00056417	0.00027113	0.00032116	0.00024355	0.00061248
Weighted sum of squares	0.069958	0.032536	0.038539	0.029713	0.078397

Nyquist, Bode-empedans ve Bode-faz açısı diyagramları alaşım tel yüzeylerinin farklı frekans aralıklarında empedans tepkisi göstermiştir. Nyquist diyagramında üç yarım daire görülmüş ve buna göre üç zaman sabiti içeren eşdeğer devre tasarlanmıştır. Bu devrede; **Rs** çözeltinin direncini, **Rct** yük aktarımı direncini, **Cdl** elektrot yüzeyindeki çift katmanlı

kapasiteyi, **Rf** ise yüzeyde biriken korozyon ürünlerinin film direncini temsil etmektedir. Üçüncü zaman sabiti, gözeneklilik veya yüzeydeki çatlaklarla ilgilidir. Tablo 5’te sunulan tüm bu dirençlerin toplamı, alaşımın korozif ortamdaki toplam direncini veya polarizasyon direncini verir. Polarizasyon direnci ne kadar yüksek olursa, korozyon direnci de o kadar yüksek olur ve korozyon akımı da o kadar düşük olur. Empedans testinin sonuçlarını polarizasyon testinin sonuçlarıyla karşılaştırsak, polarizasyon direnci en yüksek olan alaşımın en düşük korozyon akımına sahip olduğunu görülmektedir. EIS sonuçlarına göre polarizasyon direnci (R_p) 4.30, 3.10, 2.30, 1.60 ve 0.98 mm çaplı numunelerde sırasıyla 363.99, 848.81, 699.48, 318.18 ve 388.73 $\Omega.cm^2$ hesaplanmıştır. Değerlere göre 3.10 mm çaplı tel alaşım en yüksek korozyon direncine sahip olduğunu göstermektedir. Bu, empedans testlerinin sonuçlarının PDS testlerini tam olarak doğruladığını ortaya koymaktadır.

Şekil 41’de farklı çaptaki alaşım tellerin korozyon sonrası SEM görüntülerini göstermiştir. Zn alaşımının bozulması için en yaygın korozyon tipleri, genellikle taneler arası korozyon, çukurck korozyonu ve galvanik korozyondur. Zn alaşımının kimyasal bileşiminin karmaşıklığının artmasıyla birlikte ortaya çıkan korozyon mekanizmalarının sayısı artabilir (Wątroba et al. 2022). Benzer oluşumlar diğer araştırmacılar tarafından da Zn-Ag alaşımları (Sikora-Jasinska et al. 2017; Wątroba et al. 2022) ve farklı çaplardaki Zn tellerde de (Guo et al. 2019) gözlemlenmiştir.

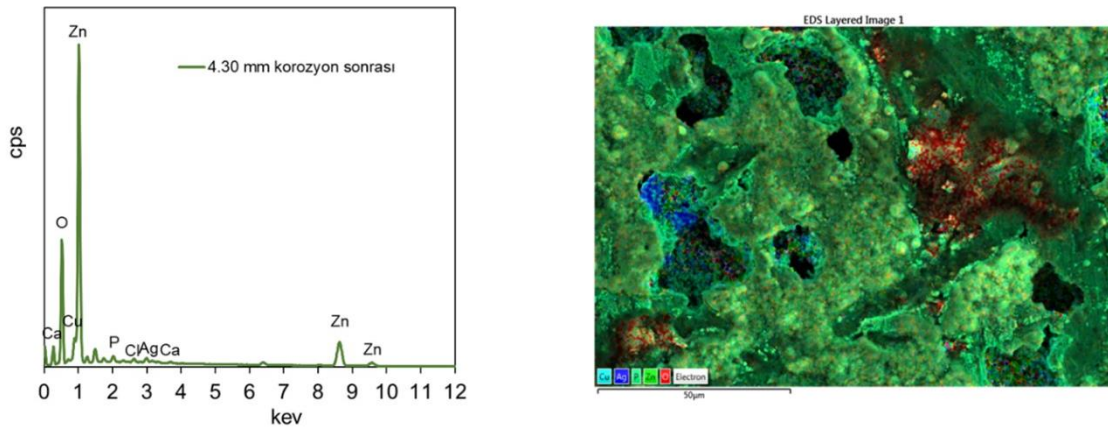


Şekil 41. Alaşım tellerin korozyon sonrası yüzey SEM mikroyapıları: a) 4.30, b) 3.10, c) 2.30, d) 1.60, e) 0.98 mm çaplı numuneler

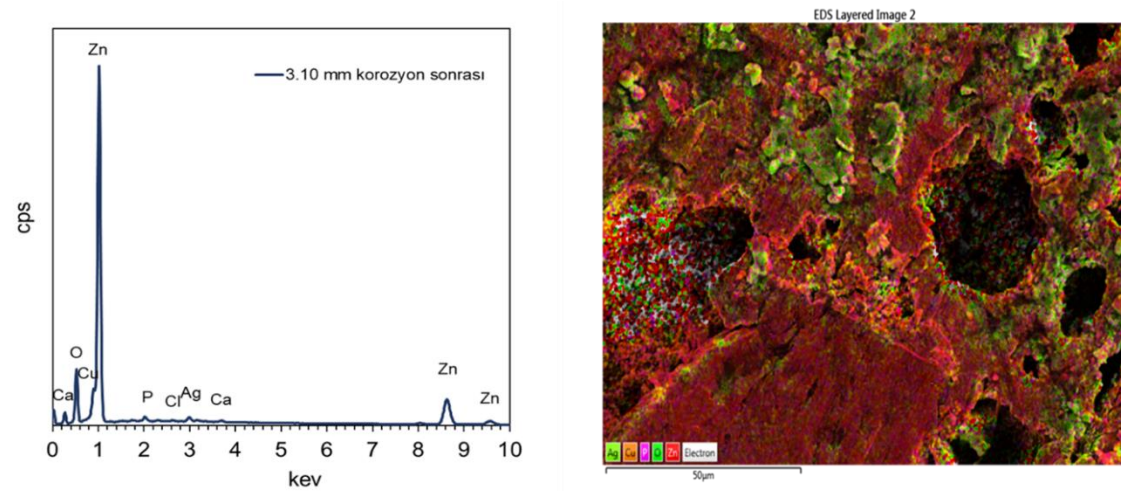
Şekil 41 incelendiğinde, numunelerde baskın olarak taneler arası korozyon ve çukurck korozyonu olduğu dikkat çekmektedir. Taneler arası korozyon, alaşımın tane sınırlarında

meydana gelen bozulma ile karakterizedir ve genellikle elementlerin farklı dağılımı veya faz ayrışmasından kaynaklanır. Yukarıda XRD eğrilerinde belirlenen CuZn_5 metallerrarası bileşigi ve Zn-Cu-Ag alaşımı gibi heterojen yapıya sahip malzemelerde bu korozyon türü sıkça görülür. Ayrıca, çukurcuk korozyonu, özellikle elektrokimyasal potansiyel farkı nedeniyle yerel olarak metal yüzeyinde küçük çukurların oluşmasıyla bilinir ve bu alaşımdaki farklı bileşenlerin potansiyel farklılıkları nedeniyle ortaya çıkmaktadır.

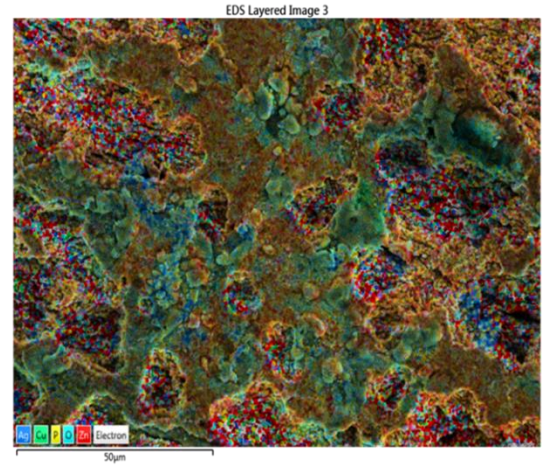
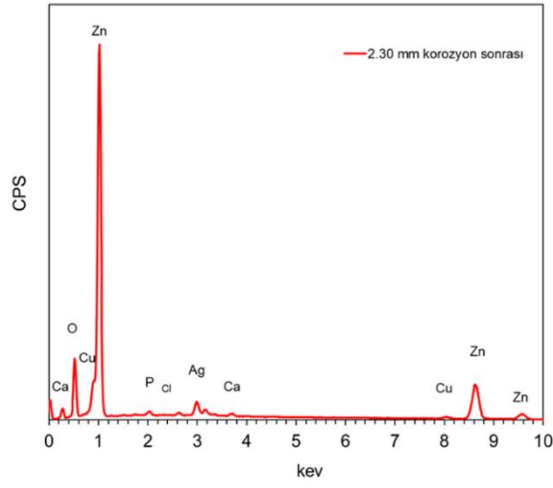
Şekil 42, 43, 44, 45 ve 46’de ise alaşım tellerin korozyon testi sonrası EDS analizleri ve elementel haritalama sonuçları sunulmuştur.



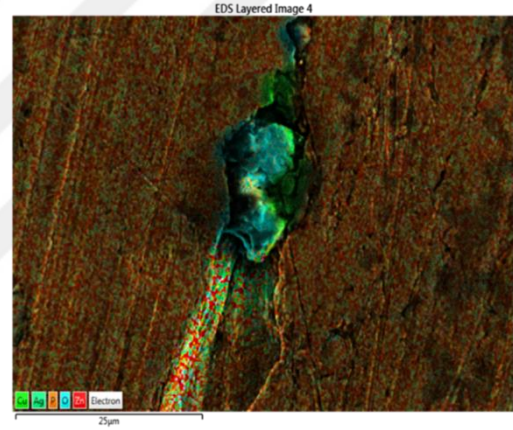
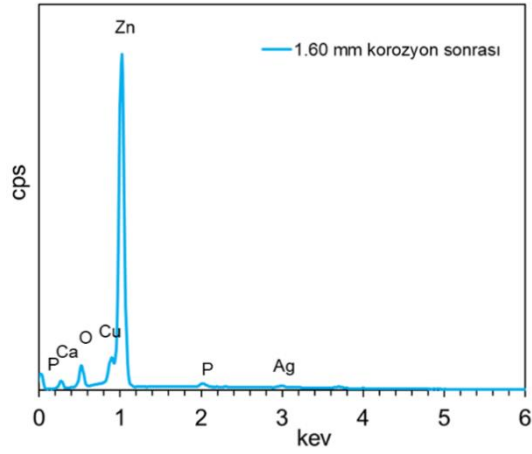
Şekil 42. 4.30 mm çaplı alaşımın korozyon testi sonrası EDS analizi ve elementel haritalanması



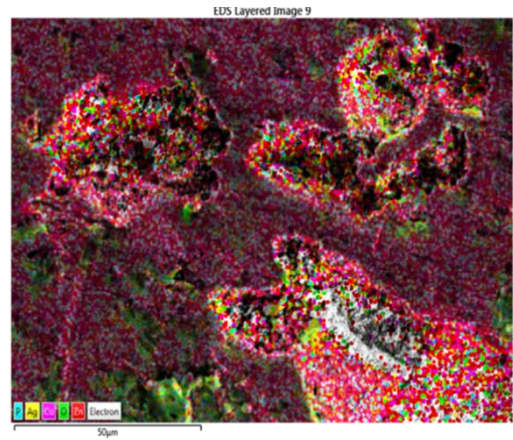
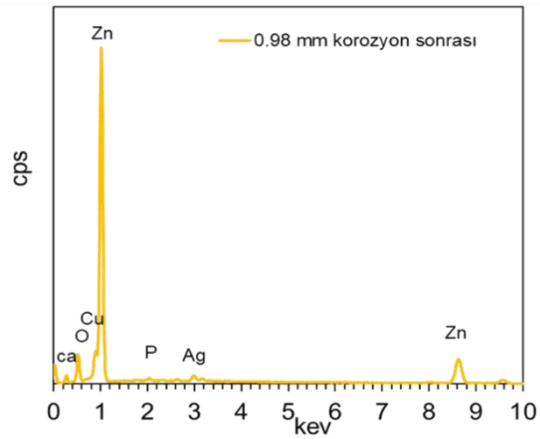
Şekil 43. 3.10 mm çaplı alaşımın korozyon testi sonrası EDS analizi ve elementel haritalanması



Şekil 44. 2.30 mm çaplı alaşımın korozyon testi sonrası EDS analizi ve elementel haritalanması



Şekil 45. 1.60 mm çaplı alaşımın korozyon testi sonrası EDS analizi ve elementel haritalanması



Şekil 46. 0.98 mm çaplı alaşımın korozyon testi sonrası EDS analizi ve elementel haritalanması

Farklı çaplarda üretilen alaşım tellerinin korozyon testlerinden sonra yüzeyde ana bileşenlerin yani Zn, Cu ve Ag elementlerin birikimi gözlenmiştir. Yüzeyde bulunan Ca ve P elementleri ise özellikle biyomedikal uygulamalar için olumlu bir işaret olup, bu elementlerin simüle edilmiş vücut sıvısında bulunan kalsiyum ve fosfat iyonlarının yüzeyde birikmesi sonucunda oluştuğu görülmektedir. Bu durum, biyouyumluluğu artırabilir ve kemik ile entegrasyonu hızlandırabilir.

EDS analizlerinde oksit piklerinin de oldukça belirgin olduğu dikkat çekmektedir. Bu, yüzeyde oksit tabakasının oluştuğunu göstermektedir, bu durum anodik korozyon sürecinin doğal bir sonucudur. Özellikle ZnO gibi çinko bazlı oksitlerin oluşumu, yüzeyde bir pasif film meydana getirerek alaşımın korozyon direncini artırabilir. Bu oksit tabakaları, malzemenin daha yavaş bozunmasına neden olabilir ve bu durum biyobozunur teller için olumlu bir sonuç olarak değerlendirilebilir. Çap küçüldükçe, korozyon ürünlerinin daha fazla birikmesi yüzey alanının artmasıyla ilişkilendirilebilir.

Ayrıca, bilindiği üzere, saf Zn'ye Cu eklendiğinde, Zn'nin elektrot potansiyeli (-0.76 V) ile Cu'nun elektrot potansiyeli (-0.34 V) arasındaki büyük fark nedeniyle *E_{corr}* değeri daha asil değerlere kayar. Bu potansiyel fark, Zn-Cu taneleri ve CuZn₅ fazları arasında mikro-galvanik hücrelerin oluşumuna neden olarak yapıda ciddi korozyon hasarı oluşturur. Tablo 4'teki ve yukarıdaki EDS elementel haritalarına ait görüntülerdeki yoğun korozyon izlerinin oluşmasının diğer bir sebebi ise bu olabilir (Wątroba et al. 2022).

SONUÇLAR

Bu tez çalışmasında, Zn-1Cu-2Ag alaşımından üretilen farklı çaplardaki tellerin mekanik ve korozyon davranışlarını incelenmiştir. Çalışma kapsamında, üretilen tellerin mekanik özellikleri çekme testleri ile, korozyon davranışları ise simüle vücut sıvısı içerisinde ve vücut sıcaklığında elektrokimyasal testler ile araştırılmıştır. Elde edilen sonuçlar aşağıda özetlenmiştir:

- Alaşım tellerin XRD analizlerinde Zn, Cu ve Ag elementlerine ait ana pikler tespit edilmiştir. Zn pikleri (101), (002), (102) ve (110) düzlemlerinde, Ag pikleri ise (210) ve (241) düzlemlerinde kristalin pikler vermiştir.
- XRD analizlerinde ayrıca CuZn_5 metaller arası bileşiğinin olduğu gözlemlenmiştir. Yapılan analizlerde farklı çaplardaki tellerin piklerinin benzer olduğu fakat pik yoğunluklarının değiştiği gözlemlenmiştir.
- En yüksek çekme gerilmesi 169 MPa ile 4.30 mm çapa sahip tellerde, en yüksek kopma uzaması ise % 74.53 ile 3.10 mm çapa sahip tellerde gözlemlenmiştir.
- Elektrokimyasal korozyon testlerine göre 3.10 mm çapa sahip Zn esaslı telin en yüksek polarizasyon direncine sahip olduğu ve bu telin $10.92 \mu\text{A}/\text{cm}^2$ 'lık en düşük korozyon akım yoğunluğa sahip olduğu bulunmuştur.
- EIS sonuçlarına göre polarizasyon direnci (R_p) 4.30, 3.10, 2.30, 1.60 ve 0.98 mm çaplı numunelerde sırasıyla 363.99, 848.81, 699.48, 318.18 ve 388.73 $\Omega.\text{cm}^2$ hesaplanmıştır. Sonuçlar, 3.10 mm çapa sahip, en yüksek korozyon direncine sahip olduğunu göstermektedir. Bu durum, empedans testlerinin sonuçlarının PDS testlerini tam olarak doğruladığını ortaya koymaktadır.
- SEM incelemelerinde tellerin temel korozyon mekanizmasının çukurcuk korozyonu olduğu gözlemlenmiştir.
- Tellerinin korozyon testlerinden sonra yüzeyde ana bileşenlerin yani Zn, Cu ve Ag elementlerin birikimi gözlemlenmiştir. Yüzeyde bulunan Ca ve P elementleri özellikle biyomedikal uygulamalar için olumlu bir işaret olup, bu elementlerin simüle edilmiş vücut sıvısında bulunan kalsiyum ve fosfat iyonlarının yüzeyde birikmesi sonucunda olduğu düşünülmektedir.

KAYNAKLAR

- Aghion, E., and G. Levy. 2010. "The Effect of Ca on the in Vitro Corrosion Performance of Biodegradable Mg-Nd-Y-Zr Alloy." *Journal of Materials Science* 45(11):3096–3101. doi: 10.1007/s10853-010-4317-7.
- Asgari, Mohammad, Ruiqiang Hang, Chang Wang, Zhentao Yu, Zhiyong Li, and Yin Xiao. 2018. "Biodegradable Metallic Wires in Dental and Orthopedic Applications: A Review." *Metals* 8(4):212. doi: 10.3390/met8040212.
- Bai, Jing, Yan Xu, Qizhou Fan, Ruihua Cao, Xingxing Zhou, Zhaojun Cheng, Qiangsheng Dong, and Feng Xue. 2021. "Mechanical Properties and Degradation Behaviors of Zn-XMg Alloy Fine Wires for Biomedical Applications." *Scanning* 2021. doi: 10.1155/2021/4831387.
- Bakhsheshi-Rad, H. R., E. Hamzah, H. T. Low, M. Kasiri-Asgarani, S. Farahany, E. Akbari, and M. H. Cho. 2017. "Fabrication of Biodegradable Zn-Al-Mg Alloy: Mechanical Properties, Corrosion Behavior, Cytotoxicity and Antibacterial Activities." *Materials Science and Engineering C* 73:215–19. doi: 10.1016/j.msec.2016.11.138.
- Bowen, Patrick K., Jaroslaw Drelich, and Jeremy Goldman. 2013. "Zinc Exhibits Ideal Physiological Corrosion Behavior for Bioabsorbable Stents." *Advanced Materials* 25(18):2577–82. doi: 10.1002/adma.201300226.
- Çelik, Ekrem. 2019. "Çelik Tel Çekme Hadde Geometrisinin Telin Fiziksel ve Mekanik Özelliklerine Etkisi Yüksek." SAKARYA UYGULAMALI BİLİMLER ÜNİVERSİTESİ LİSANSÜSTÜ EĞİTİM ENSTİTÜSÜ ÇELİK.
- Chen, Yongjun, Zhigang Xu, Christopher Smith, and Jag Sankar. 2014. "Recent Advances on the Development of Magnesium Alloys for Biodegradable Implants." *Acta Biomaterialia* 10(11):4561–73. doi: 10.1016/j.actbio.2014.07.005.

- Gerengi, Hüsni. 2008. “Tafel Polarizasyon (TP), Lineer Polarizasyon (LP), Harmonik Analiz (HA) ve Dinamik Elektrokimyasal İmpedans Spektroskopisi (DEIS) Yöntemleriyle Düşük Karbon Çeliği (AISI 1026), Pirinç-MM55 ve Nikalium-118 Alaşımlarının Yapay Deniz Suyunda Korozyon Davranı.” Eskişehir Osmangazi Üniversitesi Fen.
- Guo, H., R. H. Cao, Y. F. Zheng, J. Bai, F. Xue, and C. L. Chu. 2019. “Diameter-Dependent in Vitro Performance of Biodegradable Pure Zinc Wires for Suture Application.” *Journal of Materials Science and Technology* 35(8):1662–70. doi: 10.1016/j.jmst.2019.03.006.
- Hansen, N., and C. Y. Barlow. 2014. *Plastic Deformation of Metals and Alloys*. Vol. 1. Fifth Edit. Elsevier B.V.
- Jasmine, Sharmila, and Rajapandiyar Krishnamoorthy. 2022. “Biodegradable Materials for Bone Defect Repair.” *Biodegradable Materials and Their Applications* 457–70. doi: 10.1002/9781119905301.ch16.
- Jiang, Jimiao, Hua Huang, Jialin Niu, Zhaohui Jin, Matthew Dargusch, and Guangyin Yuan. 2021. “Characterization of Nano Precipitate Phase in an As-Extruded Zn-Cu Alloy.” *Scripta Materialia* 200:113907. doi: 10.1016/j.scriptamat.2021.113907.
- Joon B. Park, and Joseph D. Bronzino. 2003. *[Ref6 Cambio 11] Biomaterials Principles and Apliations*.
- Levy, Galit Katarivas, Jeremy Goldman, Eli Aghion, Galit Katarivas Levy, Jeremy Goldman, and Eli Aghion. 2017. “The Prospects of Zinc as a Structural Material for Biodegradable Implants—A Review Paper.” *Metals* 7(10):1–18. doi: 10.3390/met7100402.
- Maier, Stefan a. 2004. *Fundamentals and Applications Plasmonics: Fundamentals and Applications*. Vol. 677.
- Milenin, Andrij, Piotr Kustra, Dorota Byrska-Wójcik, Mirosław Wróbel, Marek Packo, Joanna Sulej-Chojnacka, and Sława Matuszyńska. 2020. “Production of Zinc Wire for Use as a High Strength Biodegradable Surgical Threads.” *Procedia Manufacturing* 50(2019):757–60. doi: 10.1016/j.promfg.2020.08.136.

- Mostaedi, E., M. Sikora-Jasinska, A. Mostaedi, S. Loffredo, A. G. Demir, B. Previtali, D. Mantovani, R. Beanland, and M. Vedani. 2016. "Novel Zn-Based Alloys for Biodegradable Stent Applications: Design, Development and in Vitro Degradation." *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials* 60:581–602. doi: 10.1016/j.jmbbm.2016.03.018.
- Niu, Jialin, Zibo Tang, Hua Huang, Jia Pei, Hua Zhang, Guangyin Yuan, and Wenjiang Ding. 2016. "Research on a Zn-Cu Alloy as a Biodegradable Material for Potential Vascular Stents Application." *Materials Science and Engineering C* 69:407–13. doi: 10.1016/j.msec.2016.06.082.
- Park, Joon B., and Joseph D. Bronzino. 2003. *Biomaterials - Principles and Applications - J. Park, J. Bronzino*.
- Shahriari, A., H. Aghajani, and M. G. Hosseini. 2017. "A Study of Oxidation Behavior of AZ91D Alloy with YSZ Coating Using EIS." *Progress in Color, Colorants and Coatings* 10(1):1–12.
- Shanmugam, S., T. S. N. Sankara Narayanan, P. Mohan Sathiyaraj, K. Ravichandran, and Min Ho Lee. 2014. "Spectrophotometric Analysis to Monitor the Corrosion Behaviour of Magnesium during Immersion Corrosion Testing: A Suitable Alternative to PH Measurement?" *Corrosion Science* 89(C):338–42. doi: 10.1016/j.corsci.2014.09.002.
- Sikora-Jasinska, M., E. Mostaedi, A. Mostaedi, R. Beanland, D. Mantovani, and M. Vedani. 2017. "Fabrication, Mechanical Properties and in Vitro Degradation Behavior of Newly Developed Zn[Sbnd]Ag Alloys for Degradable Implant Applications." *Materials Science and Engineering C* 77:1170–81. doi: 10.1016/j.msec.2017.04.023.
- Soni, Rishabh, Suyog Jhavar, Suhela Tyeb, Saurabh Kumar Gupta, Satyam Suwas, and Kaushik Chatterjee. 2022. "Wire Arc Additive Manufacturing of Zinc as a Degradable Metallic Biomaterial." *Journal of Functional Biomaterials* 13(4). doi: 10.3390/jfb13040212.
- Tang, Zibo, Jialin Niu, Hua Huang, Hua Zhang, Jia Pei, Jingmin Ou, and Guangyin Yuan.

- 2017a. “Potential Biodegradable Zn-Cu Binary Alloys Developed for Cardiovascular Implant Applications.” *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials* 72(March):182–91. doi: 10.1016/j.jmbbm.2017.05.013.
- Tang, Zibo, Jialin Niu, Hua Huang, Hua Zhang, Jia Pei, Jingmin Ou, and Guangyin Yuan. 2017b. “Potential Biodegradable Zn-Cu Binary Alloys Developed for Cardiovascular Implant Applications.” *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials* 72(May):182–91. doi: 10.1016/j.jmbbm.2017.05.013.
- Wątroba, Maria, Krzysztof Mech, Wiktor Bednarczyk, Jakub Kawałko, Marianna Marciszko-Wiackowska, Mateusz Marzec, Duncan E. T. Shepherd, and Piotr Bała. 2022. “Long-Term in Vitro Corrosion Behavior of Zn-3Ag and Zn-3Ag-0.5Mg Alloys Considered for Biodegradable Implant Applications.” *Materials and Design* 213. doi: 10.1016/j.matdes.2021.110289.
- Xia, Dandan, Fan Yang, Yufeng Zheng, Yunsong Liu, and Yongsheng Zhou. 2021. “Bioactive Materials Research Status of Biodegradable Metals Designed for Oral and Maxillofacial Applications: A Review.” *Bioactive Materials* 6(11):4186–4208. doi: 10.1016/j.bioactmat.2021.01.011.
- Xiao, Ximei, Enyang Liu, Jinlong Shao, and Shaohua Ge. 2021. “Advances on Biodegradable Zinc-Silver-Based Alloys for Biomedical Applications.” *Journal of Applied Biomaterials and Functional Materials* 19. doi: 10.1177/22808000211062407.
- Yun, Yeoheung, Zhongyun Dong, Namheon Lee, Yijun Liu, Dingchuan Xue, Xuefei Guo, Julia Kuhlmann, Amos Doepke, H. Brian Halsall, William Heineman, Surya Sundaramurthy, Mark J. Schulz, Zhangzhang Yin, Vesselin Shanov, Douglas Hurd, Peter Nagy, Weifeng Li, and Curtis Fox. 2009. “Revolutionizing Biodegradable Metals.” *Materials Today* 12(10):22–32. doi: 10.1016/S1369-7021(09)70273-1.
- Zhu, Yuntian T., Terry C. Lowe, and Terence G. Langdon. 2004. “Performance and Applications of Nanostructured Materials Produced by Severe Plastic Deformation.” *Scripta Materialia* 51(8 SPEC. ISS.):825–30. doi: 10.1016/j.scriptamat.2004.05.006.

Zivic, Fatima, Nenad Grujovic, Eva Pellicer, Jordi Sort, Slobodan Mitrovic, Dragan Adamovic, and Maja Vulovic. 2017. *Biodegradable Metals as Biomaterials for Clinical Practice: Iron-Based Materials*.



ÖZGEÇMİŞ

Kişisel Bilgiler
Adı Soyadı: Mahnaz Heydari Doğum tarihi: Doğum Yeri: Uyruğu: Adres: E-mail:
Eğitim
Lise: Lisans: Yüksek lisans:
Yabancı Dil Bilgisi
Tezden Üretilmiş Yayınlar