T.C.
İSTANBUL ÜNİVERSİTESİ-CERRAHPAŞA
LİSANSÜSTÜ EĞİTİM ENSTİTÜSÜ

YÜKSEK LİSANS TEZİ

BİYOBOZUNUR MG VE ZN ALAŞIMLARININ MEKANİK ÖZELLİKLERİNİN KARAKTERİZASYONU

Nazlıcan İPEK

DANIŞMAN
Doç. Dr. İlven MUTLU

Metalurji ve Malzeme Mühendisliği Anabilim Dalı

Metalurji ve Malzeme Mühendisliği Programı

İSTANBUL-2020

Bu çalışma, 6.08.2020 tarihinde aşağıdaki jüri tarafından Metalurji ve Malzeme Mühendisliği Anabilim Dalı, Metalurji ve Malzeme Mühendisliği Programında Yüksek Lisans tezi olarak kabul edilmiştir.

Tez Jürisi

Doç. Dr. İlven MUTLU (Danışman)
İstanbul Üniversitesi-Cerrahpaşa
Mühendislik Fakültesi

Dr. Öğr. Üyesi Hasan ÖZDEMİR
İstanbul Üniversitesi-Cerrahpaşa
Mühendislik Fakültesi

Dr. Öğr. Üyesi Oğuzhan DEMİR
Bilecik Şeyh Edebali Üniversitesi
Mühendislik Fakültesi

20.04.2016 tarihli Resmi Gazete'de yayımlanan Lisansüstü Eğitim ve Öğretim Yönetmeliğinin 9/2 ve 22/2 maddeleri gereğince; Bu Lisansüstü teze, İstanbul Üniversitesi-Cerrahpaşa'nın abonesi olduğu intihal yazılım programı kullanılarak Lisansüstü Eğitim Enstitüsü'nün belirlemiş olduğu ölçütlere uygun rapor alınmıştır.

Bu tez, İstanbul Üniversitesi-Cerrahpaşa Bilimsel Araştırma Projeleri Yürütücü Sekreterliğinin 34200 numaralı projesi ile desteklenmiştir.

ÖNSÖZ

Öncelikle tez çalışmamın planlanmasında, araştırılmasında, yürütülmesinde ve oluşumunda ilgi ve desteğini esirgemeyen, engin bilgi ve tecrübelerinden yararlandığım, yönlendirme ve bilgilendirmeleriyle çalışmamı bilimsel temeller ışığında şekillendiren sayın hocam Doç. Dr. İlven Mutlu'ya sonsuz teşekkürlerimi sunarım.

Lisans ve yüksek lisans eğitimim boyunca yardım, bilgi ve tecrübeleri ile bana sürekli destek olan İstanbul Üniversitesi Metalurji ve Malzeme Mühendisliği bölümündeki tüm hocalarıma teşekkür ederim.

Tez çalışmam boyunca tüm varlığı ile bana destek olan, yüksek lisans eğitimine başlamam da manevi tüm desteğini hissettiğim pek sevgili arkadaşım Seher Selen AYDIN'A içten teşekkür ederim.

Tüm eğitim hayatım boyunca benden maddi ve manevi desteklerini esirgemeyen her zaman yanımda olan sevgili aileme teşekkürlerimi bir borç bilirim.

Ağustos 2020 Nazlıcan İPEK

İÇİNDEKİLER

Sayfa No

ÖNSÖZ ..... **iv**
İÇİNDEKİLER ..... **v**
ŞEKİL LİSTESİ ..... **vii**
TABLO LİSTESİ ..... **vii**
SİMGE VE KISALTMA LİSTESİ ..... **x**
ÖZET ..... **xi**
SUMMARY ..... **xii**
1. GİRİŞ **1**
2. GENEL KISIMLAR **2**
2.1. BİYOMALZEMELER VE İMPLANTLAR 2
2.1.1. Biyomalzemelerin Genel Özellikleri 2
2.1.2. Kompresyon Vidası 4
2.1.3. Çapraz Bağ Tedavisi 6
2.2. BİYOBOZUNUR MALZEMELER 8
2.3. TOZ METALURJİSİ 11
2.4. ELEKTROKİMYASAL KOROZYON 12
2.5. LITERATÜR ÇALIŞMASI 18
3. MALZEME VE YÖNTEM **20**
3.1. ALAŞIMLARIN ÜRETİMİ 20
3.1.1. Fe Esaslı Alaşımlar 22
3.1.2. Zn Esaslı Alaşımlar 23
3.1.3. Mg Esaslı ALaşımlar 24
3.2. KARAKTERİZASYON 26
3.2.1. Mikroyapı 26
3.2.2. Mekanik Özellikler 27
3.2.3. Elektrokimyasal Korozyon Özellikleri 29
3.2.4. Biyobozunurluk Özellikleri 31
4. BULGULAR **32**
4.1. MİKROYAPI 32
4.2. MEKANİK ÖZELLİKLER 35

4.3. ELEKTROKİMYASAL KOROZYON ÖZELLİKLERİ…….40
4.4. BİYOBOZUNURLUK ÖZELLİKLERİ……..44
5. TARTIŞMA VE SONUÇ 50
KAYNAKLAR.....52
ÖZGEÇMİŞ 5454

ŞEKİL LİSTESİ

Sayfa No

Şeki1.2.1: Çeşitli kalça implantı parçaları **…….3.**

Şeki1.2.2: Doğrudan tespit malzemeleri **……...….4.**

Şeki1.2.3: a) İntramedüler kalça çivisi, b) kayıcı çivi-plak sistemi **…….…….…….4.**

Şeki1.2.4: a) Femur kırığının iyileşmesinde biyolojik olaylar, b) kemik plaka tasarımları **….5.**

Şeki1.2.5: Tünel açılması ve Doğrudan olmayan tespit **…….6.**

Şeki1.2.6: Kırık kemik tespitinde stabilite çeşitleri **……..…….7.**

Şeki1.2.7: Biopolimerlerde hidroliz olabilen gruplar **……...….7.**

Şeki1.2.8: Toz metalurjisi **……...…….11.**

Şeki1.2.9: Metalik malzemelerde korozyon mekanizması **…….…….12.**

Şeki1.2.10: Çinkonun H_2O ortamında Pourbaix diyagramı **…….13.**

Şeki1.2.11: Magnezyumun H_2O ortamında Pourbaix diyagramı **…….14.**

Şeki1.2.12: Pourbaix diyagramıları, a) demir ve b) pasifleşen demir (taralı alan: Cr_2O_3)…...**16.**

Şeki1.2.13: Biyomalzeme vücut sıvısı ara-yüzeyinde biyo-korozyonun şematik gösterimi **..17.**

Şeki1.2.14: Stent malzemesinin biyobozunma davranışı ve mekanik özelliklerin değişimi **.17.**

Şeki1.3.1: a) Bilyeli değirmen ve b) hidrolik pres **…….….20.**

Şeki1.3.2: Sinterleme fırını **……..……...….21.**

Şeki1.3.3: Numunelerin fotoğrafları, a) Fe alaşımları, b) Zn alaşımları, c) Mg alaşımları **….25.**

Şeki1.3.4: Basma cihazı**……..…….27.**

Şeki1.3.5: Ultrasonik test cihazı **…….….28.**

Şeki1.3.6: a) Elektrokimyasal korozyon testi çalışma prensibi [17], b) korozyon hücresi **……..30.**

Şeki1.4.1: Temel hammaddelerin SEM fotoğrafları a) Mg tozu, b) Zn tozu, c) Fe tozu **…….32.**

Şeki1.4.2: Alaşım elementlerinin SEM fotoğrafları a)) Ca, b) Co, c) Si…… **…….33.**

Şeki1.4.3: a) Fe-Zn, b) Zn-Fe, c) Mg-Ca-Zn alaşımının SEM fotoğrafı **…….…….34.**

Şeki1.4.4: Zn alaşımının elastisite modülüne, a) Mg ilavesinin ve b) Fe ilavesinin etkisi **….35.**

Şeki1.4.5: Fe-Mg alaşımının elastisite modülüne, a) Mg ilavesin, b) Zn ilavesinin etkisi **…..36.**

Şeki1.4.6: Mg-Zn alaşımının elastisite modülüne, a) Zn ilavesinin, b) Fe ilavesinin etkisi **….37.**

Şeki1.4.7: Farklı alaşımların elastisite modülü değerleri **…….39.**

Şeki1.4.8: Fe alaşımlarının korozyon sonuçları a) Tafel eğrileri, b) OCP eğrileri **……...….40.**

Şeki1.4.9: Zn alaşımlarının korozyon sonuçları a) Tafel eğrileri, b) OCP eğrileri **……..…….41.**

Şeki1.4.10: Mg alaşımlarının korozyon sonuçları a) Tafel eğrileri, b) OCP eğrileri **……...….42.**

Şeki1.4.11: a) Mg b) Fe, c) Zn alaşımlarının çevrimsel polarizasyon eğrisi **…..…….43.**

Şeki1.4.12: Zn alaşımlarının statik daldırma testi sonuçları **…….……..…….44**

Şeki1.4.13: Mg alaşımlarının daldırma testi sonuçları **…….45.**

Şeki1.4.14: Fe alaşımlarının daldırma testi sonuçları **…….…….46.**

Şeki1.4.15: Fe alaşımlarının daldırma testinden sonra çekilen fotoğrafı **…….……..….47.**

Şeki1.4.16: Alaşımların XRD sonuçları, a) Mg, b) Zn ve c) Fe **……...…….48.**

Şeki1.4.17: Temas açıları a) Mg, b) Zn c) Fe**……. …….49.**

TABLO LİSTESİ

Sayfa No

Tablo 2.1: İyonların kan plazması ve hücredışı sıvılardaki konsantrasyonları ……...**6**

Tablo 3.1: Fe alaşımlarının kimyasal bileşimi……..……....**22**

Tablo 3.2: Zn alaşımlarının kimyasal bileşimi……..……....**23**

Tablo 3.3: Mg alaşımlarının kimyasal bileşimi…….…….…...**24**

Tablo 4.1: Malzemelerin ultrasonik hız değerleri ve hesaplanan elastisite modülü değerleri ...**38**

Tablo 4.2: Alaşımların sinterleme işlemi öncesi ve sonrası yoğunluk değerleri……. ...**38**

SİMGE VE KISALTMA LİSTESİ

Simgeler **Açıklama**

T **:** Sıcaklık
t **:** Zaman
º **:** Derece

Kısaltmalar **Açıklama**

g **:** Gram
Fe **:** Demir
Mg **:** Magnezyum
mg **:** Mili gram
mm **:** Mili metre
nm **:** Nano metre
ppm **:** Milyonda bir
PVA **:** Polivinilalkol
µm **:** Mikro metre
MA **:** Mekanik alaşımlama
Zn **:** Çinko

ÖZET

YÜKSEK LİSANS TEZİ

BİYOBOZUNUR MG VE ZN ALAŞIMLARININ MEKANİK ÖZELLİKLERİNİN KARAKTERİZASYONU

Nazlıcan İPEK

İstanbul Üniversitesi-Cerrahpaşa

Lisansüstü Eğitim Enstitüsü

Metalurji ve Malzeme Mühendisliği Anabilim Dalı

Danışman : Doç. Dr. İlven MUTLU

Bu çalışmada, ortopedik implant amaçlı biyobozunur Mg ve Zn alaşımı numuneler üretilmiştir. Numuneler geleneksel toz metalurjisi (presleme-sinterleme) ile üretilmiştir. Biyobozunur malzemeler kemiğe yakın mekanik özelliklere, doku iyileşme hızına yakın biyobozunma hızına ve biyouyumluluğa sahip olmalıdır. Mg çok hafif olup, yoğunluğu kemiğe yakındır. Mg alaşımlarının toklukları seramiklerden daha yüksek olup, elastisite modülleri kemiğe yakındır. Magnezyum çok düşük standart elektrot potansiyeline sahip olup, düşük korozyon direncine sahiptir. Böylece, fizyolojik ortamlardaki yüksek korozyon hızlarından dolayı biyobozunur metal olarak kullanılabilir. Mg alaşımlarının vücut içindeki çözünme hızının kontrolünün Mg ye ilave edilecek alaşım elementlerinin türü ve miktarıyla kontrol altına alınması amaçlanmıştır. Zn ve Zr ilavesi magnezyumun tane boyutunu inceltmiş ve mekanik özelliklerini arttırmıştır. Cu ilavesi alaşımın ötektik sıcaklığını yükseltecek ve yaşlanma kabiliyetini arttırmıştır. Ca ilavesi yaşlanma kabiliyetinin arttırmıştır. Antibakteriyel etki amacıyla Cu tozları ilave edilmiştir. Mg numuneler 550-590 °C, Zn numuneler 400-420 °C arasında argon atmosferinde yatay boru tipi tüp fırında sinterlenmiştir. Karakterizasyon kapsamında, numunelerin mekanik özellikleri ve mikroyapıları karakterize edilmiştir. Numunelerin mekanik özellikleri basma testleriyle belirlenecektir. Numunelerin elektrokimyasal korozyon özellikleri yapay vücut sıvısında incelenmiştir.

Temmuz 2020, 66. sayfa.

Anahtar kelimeler: Biyobozunma, Mg alaşımı, Zn alaşımı, Toz metalurjisi, Geçici implant

SUMMARY

M.Sc. THESIS

CHARACTERISATION OF MECHANICAL PROPERTIES OF BIODEGRADABLE MG AND ZN ALLOYS

Nazlıcan İPEK

Istanbul University-Cerrahpasa

Institute of Graduate Studies

Department of Metallurgical and Materials Engineering

Supervisor : Assoc. Prof. Dr. İlven MUTLU

In this study, biodegradable Mg and Zn alloy specimens were produced for orthopaedic implant applications. Specimens were produced by traditional powder metallurgy (press-sinter) method. Biodegradable materials must have mechanical properties close to bone, and biodegradation rate close to tissue healing rate. Mg has very low density, close to bone. Mg has toughness value higher than ceramics, and elastic modulus close to bone. Mg has very low standard electrode potential and low corrosion resistance. Mg can be used as a biodegradable metal for its high corrosion rate in phyisological fluids. Biodegradation rate of Mg alloys in body was controlled by element addition. Zn and Zr additions were decreased the grain size of Mg alloys, and enhanced the mechanical properties. Cu addition was enhanced the aging properties. Ca addition was enhanced the aging behaviour. Cu powders were included for antibacterial properties. Mg specimens were sintered at 550-590 °C, Zn specimens were sintered at 400-420 °C in argon atmosphere in a horizontal tube furnace. Mechanical properties and microstructures of the specimens were investigated. Mechanical properties of the specimens were studied by compression tests. Electrochemical corrosion properties of the specimens were investigates in simulated body fluid solution.

July 2020, .66. pages

Keywords: Biodegradation, Mg alloy, Zn alloy, Powder metallurgy, Temporary implant

1. GİRİŞ

Bu çalışmada, ortopedik implant (kırık kemik vidası, krık plakası, çapraz bağ interferans vidası) amaçlı geçici (biyobozunur) Mg ve Zn alaşımı numuneler üretilmiştir. Numuneler geleneksel toz metalurjisi (presleme-sinterleme) yöntemi ile üretilmiştir.

Biyobozunur malzemeler kemiğe yakın mekanik özelliklere, sert veya yumuşak doku iyileşme hızına yakın biyobozunma hızına ve uygun biyouyumluluğa sahip olmalıdır. Mg çok hafif bir metal olup, yoğunluğu kemiğe oldukça yakındır. Genellikle Mg alaşımlarının toklukları seramiklerden çok daha yüksek olup, elastisite modülleri ise kemiğe oldukça yakındır. Magnezyum (Mg) çok düşük standart elektrot potansiyeline sahip olup oldukça aktiftir, bu nedenle oldukça düşük korozyon direncine sahiptir. Böylece, fizyolojik ortamlardaki yüksek korozyon hızlarından dolayı biyobozunur metal olarak kullanılabilir. Mg alaşımlarının vücut içindeki biyo-çözünme hızının kontrolünün Mg ye ilave edilecek belirli alaşım elementlerinin türü ve miktarıyla kontrol altına alınması amaçlanmıştır. Çinko (Zn) ve zirkonyum (Zr) ilavesi magnezyumun tane boyutunu inceltir ve mekanik özelliklerini geliştirir. Bakır (Cu) ilavesi Mg alaşımının ötektik sıcaklığını yükseltmekte ve yaşlanma (çökelme sertleşmesi) kabiliyetini geliştirmektedir. Kalsiyum (Ca) ilavesi Mg alaşımlarının yaşlanma kabiliyetinin geliştirmektedir. Anti-bakteriyel etki amacıyla Cu tozları ilave edilir. Mg alaşımı numuneler 550-590 °C, Zn numuneler 400-420 °C arasında argon atmosferinde yatay boru tipi tüp fırında sinterlenmiştir.

Bu çalışmada, karakterizasyon kapsamında, numunelerin mekanik özellikleri ve mikroyapıları karakterize edilmiştir. Numunelerin mekanik özellikleri basma testleriyle belirlenecektir. Numunelerin elektrokimyasal korozyon özellikleri yapay vücut sıvısında incelenmiştir.

2. GENEL KISIMLAR

2.1. BİYOMALZEMELER VE İMPLANTLAR

2.1.1. Biyomalzemelerin Genel Özellikleri

Biyomalzemeler, insan vücudundaki dokuların işlevlerini yerine getirmek ya da desteklemek amacıyla kullanılan malzemeler olup vücut akışkanlarıyla temas ederler. Biyomalzemeler genel olarak; vücudun kemik, eklem veya diş gibi kısımlarının hastalıklı bölgelerinin yenilenmesinde, onarımında veya geliştirilmesinde kullanılmaktadır. Biyouyumluluk, malzeme tarafından vücutta toksisite, alerjik ve karsinojenik etki oluşturulmamasıdır. Biyouyumluluk, çevreleyen dokuların değişimlerine engel olmama ve istenmeyen tepkiler (iltihaplanma, pıhtı) meydana getirmemedir. Biyouyumluluk, yapısal ve yüzey biyouyumluluğu olarak ikiye ayrılır. Yüzey uyumluluğu, biyomalzemenin vücut dokularına fiziksel, kimyasal ve biyolojik açıdan uygun olması, yapısal uyumluluk ise malzemenin dokulara mekanik açıdan uyumlu olmasıdır [1-6].

Biyoinert malzemeler, vücutta bir olumsuz duruma sebep olmaz, olumlu veya olumsuz bir değişiklik meydana getirmez. Biyoinert malzemelere cerrahide kanın pıhtılaşmaması için gerek duyulmuştur. Aynı zamanda, kan uyumlu malzemeler olarak da adlandırılırlar. Biyobozunurluk, biyoemilebilirlik olarak da ifade edilebilir. Zaman geçtikçe çeşitli vücut sıvıları tarafından emilir (biyobozunurluk) ve kendini kuşatan dokularla yer değiştirirler. Paslanmaz çelikler (316L), Co alaşımları, Ti alaşımları ortopedi (artoplasti) uygulamalarında kullanılan metallerdir. Metalik malzemelerin mekanik özellikleri, ortopedik alanda yük taşıyan bölgelerde ve dişçilik uygulamalarda kullanılmalarını gerektirdiği zaman önem kazanmaktadır. Metallerin, polimer ve seramiklerle kıyaslandığı durumlarda yüksek mukavemet ve yorulma direncine sahip olduğundan özellikle yük taşıyan artoplasti kısımlarında kullanılmak üzere tercih edilmelerini sağlar. Kemik gibi yapı olarak kompozit sayılabilecek dokuların aksine implant amaçlı metalik malzemeler yapı olarak oldukça homojendir. Metalik biyomalzemelerin elastisite modülü ise kemikten oldukça fazladır. Kemik kayıplarının oluşmasına sebep olan aşırı yük binmesi (stress shielding) mekanik özelliklerdeki bu yüksek uyumsuzluklardan kaynaklanmaktadır. İnsan kemik yapısı, gerilme altında bulunmalı, üzerine yük binmediği takdirde kendin yenilememektedir. Paslanmaz çelik ve Co alaşımlarıyla kıyaslandığında, Ti alaşımlarının elastisite modülleri düşüktür. Ti alaşımlarının diğer avantajı, yoğunluğunun düşük

olmasıdır. Polimerler, biyomedikal alanda geniş ölçüde kullanılan malzemelerdir. Kalp kapakçıkları, yapay kalpler, lensler, polimer malzemelerin uygulama alanlarıdır. Polimerlerin mekanik özelikleri yumuşak dokularla benzerlik göstermektedir. Biyoseramikler, polikristalin yapılı seramik, biyoaktif cam, veya biyoaktif kompozitler şeklinde hazırlanabilmektedirler. Seramikler, dişçilikte dolgu, ve protez olarak kullanılmaktadır. Biyoseramikler, diş ve sert doku implantı olarak da kullanılmaktadırlar [1-6].



Şekil 2.1: Çeşitli kalça implantı parçaları [4]

2.1.2. Kompresyon Vidası

1970'lı yıllarda dinamik kompresyon plakları kırık kemik tespitinde kullanmaya başlanmıştır. Daha sonra Taylor çivisi geliştirilmiştir (içinden vida geçen çivi). Kırık tespiti için kompresyonun öneminin anlaşılmasının akabinde Medoff kompresyon yapabilen dinamik kompresyon plakasını önermiştir. Bu vidalar konik gövdeli, yivli, değişken vida adımlı ve başsızdır. Vidalar kılavuz tel ile kırık bölgeye tespit edilir, kolay uygulanması için içi kanallıdır. Tüm bu özellikleri ile kırık parçacıkları arası boşluğu kapatarak kompresyon temin eder. Eklem bölgelerinde bu vidaların kemik tutunumu yüksek, geri çıkmaya direnci ise yüksektir [4-10].

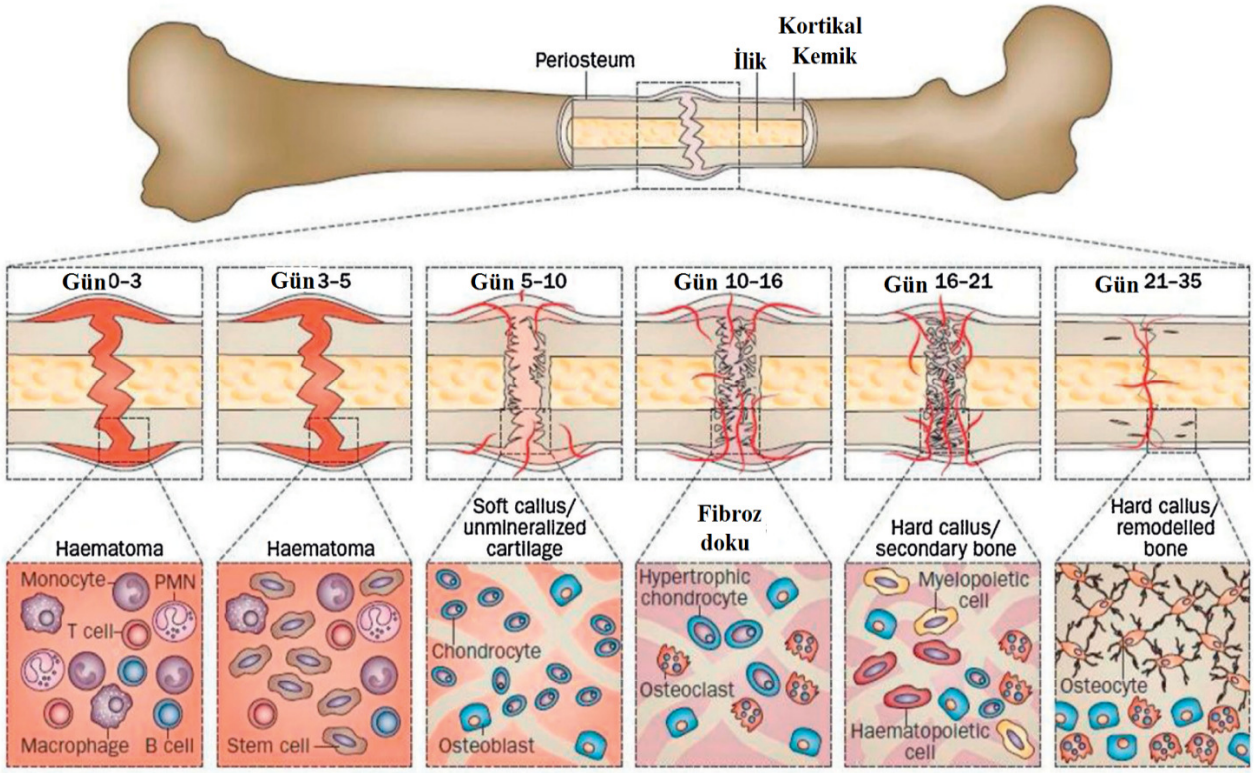


Şekil 2.2: Doğrudan tespit malzemeleri [9]

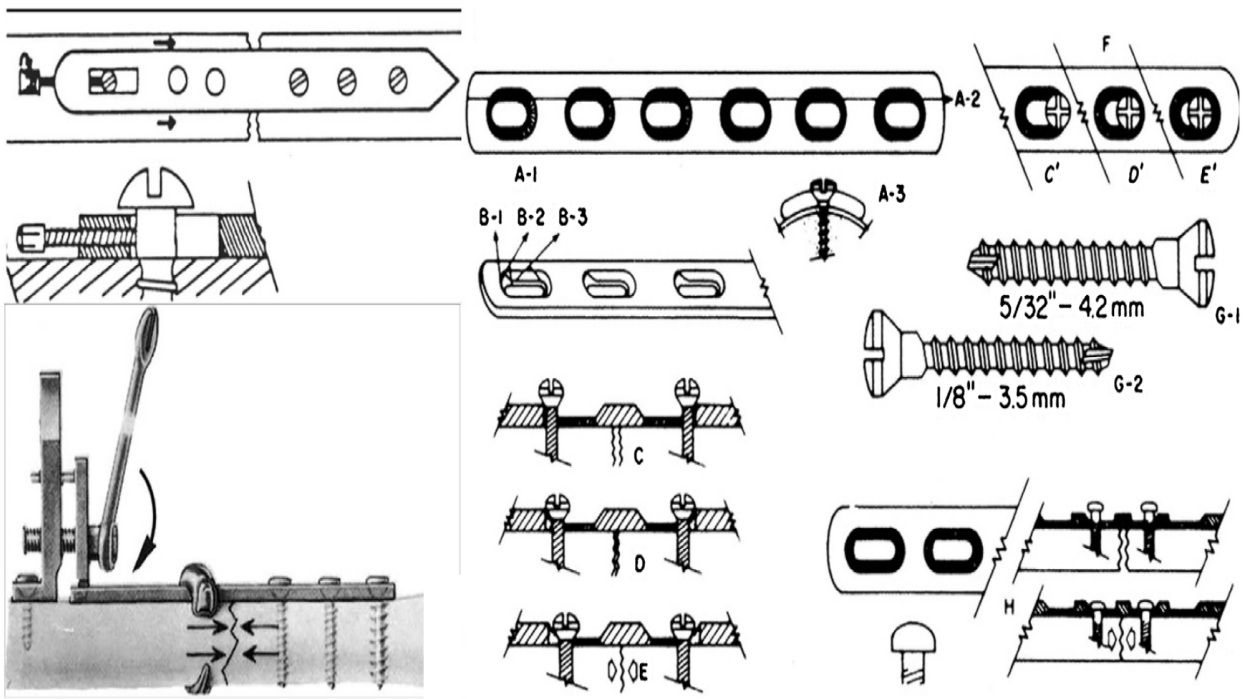


(a) *(b)*

Şekil 2.3: a) İntramedüler kalça çivisi, b) kayıcı çivi-plak sistemi [7]



(a)

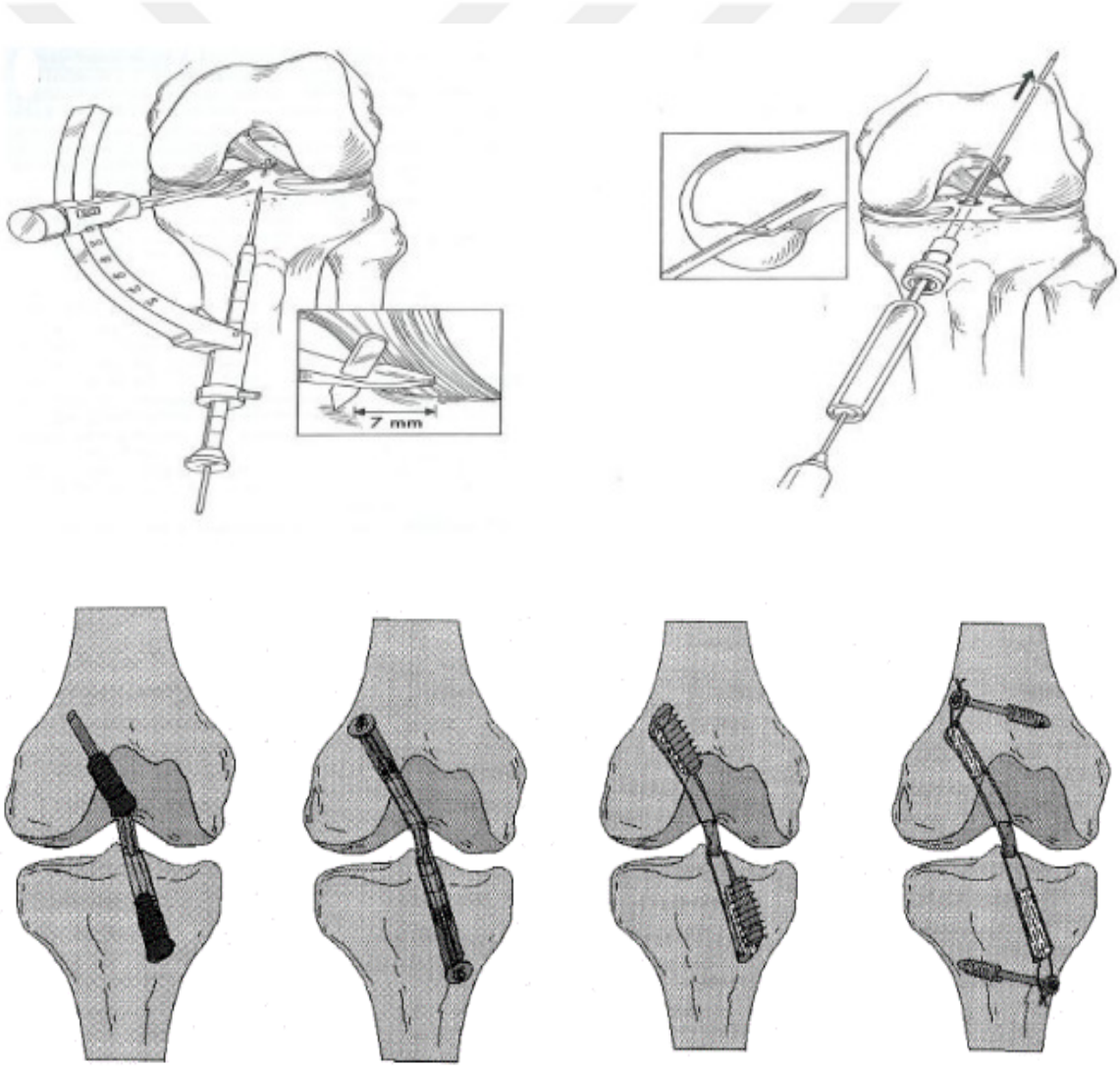


(b)

Şekil 2.4: a) Femur kırığının iyileşmesinde biyolojik olaylar, b) kemik plaka tasarımları [6]

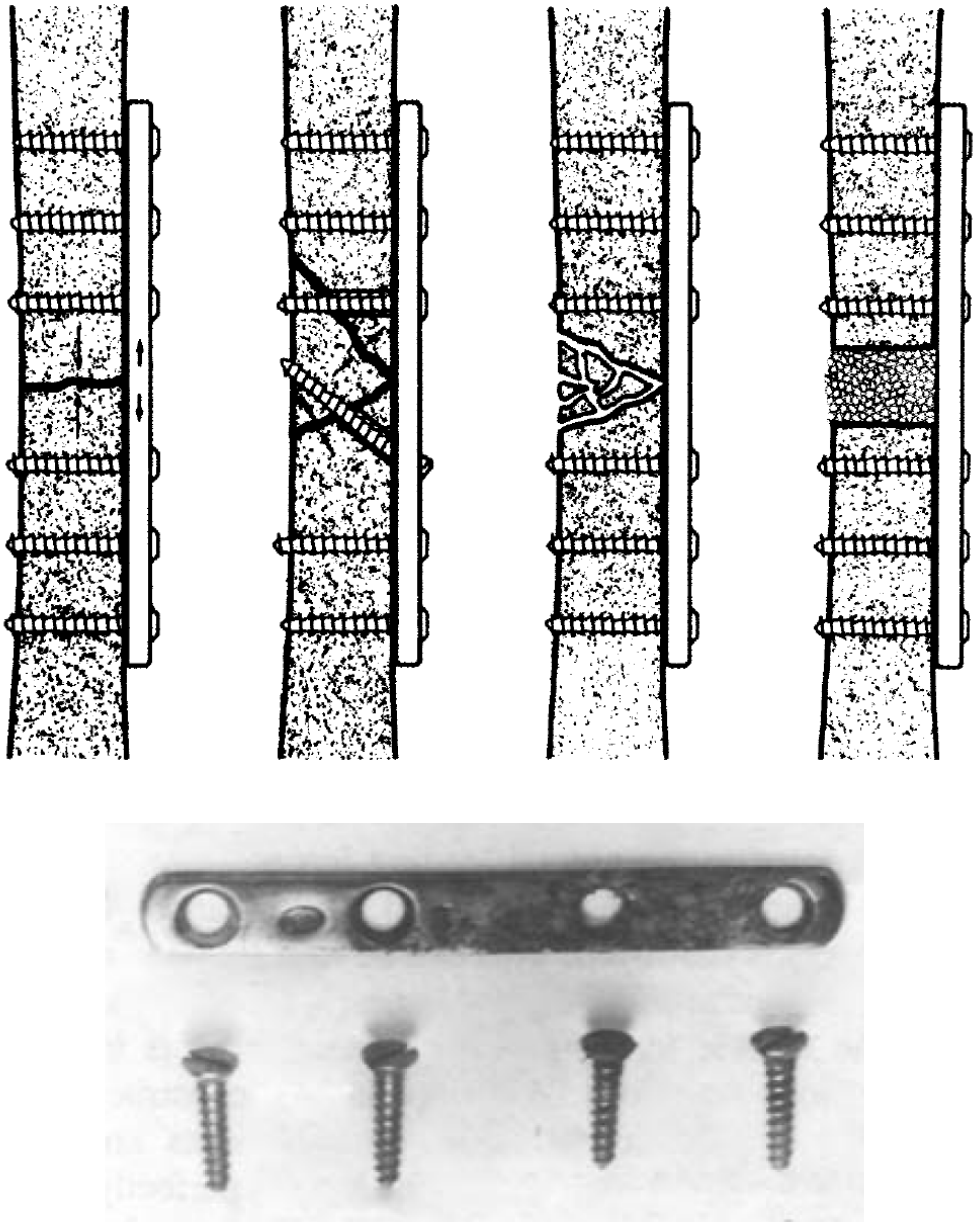
2.1.3. Çapraz Bağ Tedavisi

Çapraz bağlar diz ekleminde en sık hasarlanan bağdır. Yetmezliğinde instabilite gelişir ki kıkırdak ve menisküs zarar görür. Diz ekleminde greft fiksasyon en ideal teknikdir. Fiksasyon için tünel içi direk ve endirek tespit malzemeleri vardır. Direk tespit malzemeleri, kompresyon ile greft kemik arasında iyileşme dokusu olmadan iyileşme sağlar. Direk tespit malzemeleri yivli tespit vidaları ve U çivisidir. İndirek malzemeler tünelde grefti asarak doku iyileştirilir. Günümüzde emilebilir çivi kullanımı artmaktadır. Avantajları; vidanın geri çıkarılmasına gerek kalmaması, MR ile iyi görüntülenebilirlik. Dezavantajı emilim sırasında enflamatuar ve çividen aşınan parçaların irritasyon ve ağrı oluşturmasıdır [4-10].



Şekil 2.5: Tünel açılması ve Doğrudan olmayan tespit [9]

Aşağıdaki şekilde kırık kemik tespitinde karşılaşılan stabilite çeşitleri görülmektedir. İlk şekilde (en soldaki şekil) tespit plakasında bulunan çekme yükleri ile en iyi stabilizasyon sağlanmaktadır. Soldan ikinci şekilde de kırık şekli düzgün olmamasına rağmen nispeten iyi bir stabilizasyon bulunmaktadır. Sağdan ikinci şekil stabil olmayan duruma örnektir. Bu kırık durumunda kırık kemik parçacıkları stabilize edilebilmek için çok küçüktürler. En sağdaki şekilde ise kırık plakası kırık kemik parçaları arasında köprü görevi görmektedir.



Şekil 2.6: Kırık kemik tespitinde stabilite çeşitleri [3]

2.2. BİYOBOZUNUR MALZEMELER

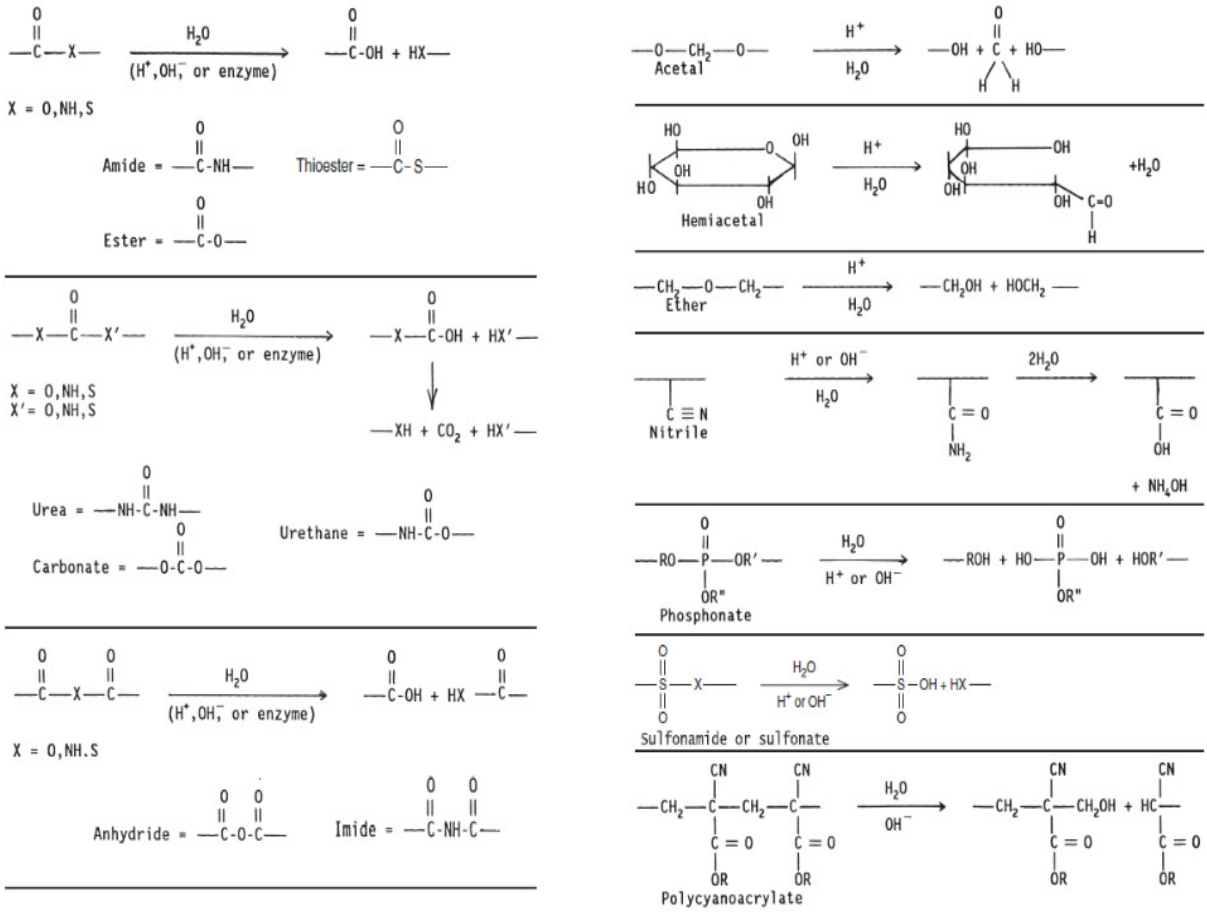
Biyobozunur malzeme**,** mikro-organizma/enzimlerin bozundurduğu ve akabinde doğadaki bu döngüye tekrar katılabilen malzemelerdir. Günümüzde byobozunma gösterebildiklerinden biyobozunur malzemeler dikkat çekmektedir. İnsan sert dokusundaki onarımlar ve değişimler için biyomalzemeler kemik cerrahisinde, ortopedide ve dental uygulamalarda kullanılmaktadır. Biyomedikal implantların bozunmasıyla implantın mukavemeti azalmakta ve implantlara gelen yük, kemiklere ve yumuşak dokulara aktarılmaktadır. Biyobozunur implantların vücuttan alınmasına lüzum yoktur. Çubuklar, plakalar, vidalar, dikiş iplikleri gibi biyobozunur implantların geliştirilmesi devam etmektedir. Biyobozunur malzemeler şık, ısı, biyoaktivite, mekanik etki ile emilim gösterir. Aşağıdaki tabloda temel iyonların(anyon ve katyonlar) kan plazması ve hücre-dışı vücut sıvılarındaki konsantrasyonları görülmektedir [4-10].

Tablo 2.1: İyonların kan plazması ve hücredışı sıvılardaki konsantrasyonları [4]

Anyon, Katyon	Kan Plazması (mM)	Hücredışı Sıvı (mM)
Cl^-	96–111	112–120
HCO_3^-	16–31	25.3–29.7
HPO_4^{2-}	1–1.5	193–102
SO_4^{2-}	0.35–1	0.4
$H_2PO_4^-$	2	—
Na^+	131–155	141–15
Mg^{2+}	0.7–1.9	1.3
Ca^{2+}	1.9–3	1.4–1.55
K^+	35–5.6	3.5–4

Biyobozunur Polimerler

Biyobozunur polimerler doğal ve sentetik olmak üzere iki sınıfa bölünmektedir. Polisakkaritler ve proteinler doğallara örnektir. Fakat uygulamaları kestirilemeyen/bilinmeyen bozunma hızları ve aşırı düşük mukavemetinden dolayı çok sınırlı kalmıştır. Sentetik polimerler ise nispeten kontrollü sayılabilecek bozunmalarıyla doğal polimerlerden çok üstündür. Polimer zincirleri düz veya çapraz bağlanmış olabilirler. Polimerin amorf veya kristal olması mukavemet ve emilimini etkiler. Biyobozunur polimerlerin camsı geçiş sıcaklıkları vücut sıcaklığının üzerinde olmalı. Polilaktik asit, poliglikolik asit, polikaprolakton gibi sentetik biyobozunur türleri mevcuttur. Bunlar biyouyumluluk ve kontrollü bozunma hızlarıyla toksik olmayan belirli bileşenleri salıverme yetenekleriyle kullanılmaktadırlar [4-10].



Şekil 2.7: Biopolimerlerde hidroliz olabilen gruplar [4]

Biyobozunur Metaller

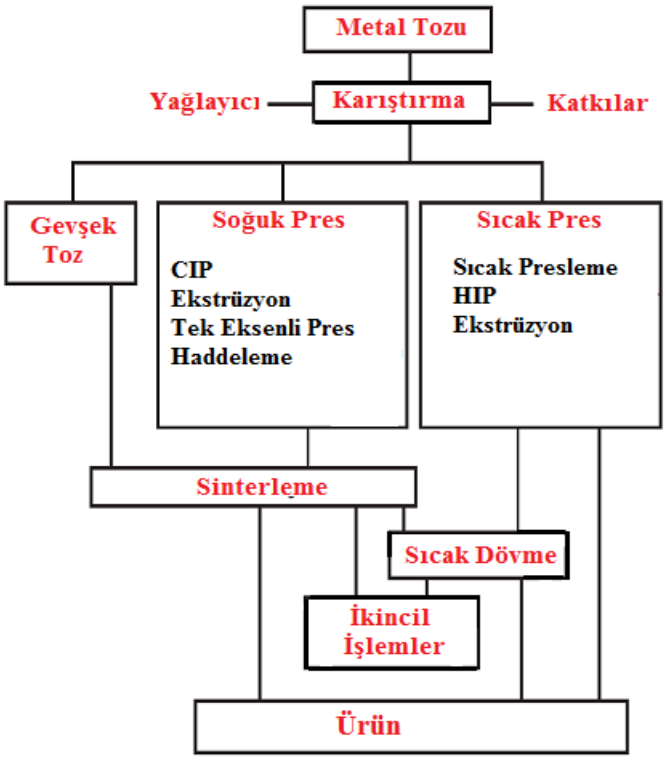
Saf demir, yumuşak olup dövme ile şekil verilebilir. Aktif olduğundan diğer aktif ametallerle kolayca birleşir. Aynı zamanda aktif olduğundan kolayca paslanır. Elektrik/termal iletkenliği yüksektir. Ferromanyetiktir. Çelikler en fazla % 2 fakat genellikle % 1 altı karbon içeren Fe-C alaşımlarıdır. Dökme demirler % 2-4,4 arası karbon ve % 3 kadar Si içerir. Dökme demirler kırılgan ve çeliklerden çok düşük mukavemet göstermelerine rağmen ucuzdur. Bunların yanında, alaşım elementi ilavesi ve ısıl işlemlerle özelliklerini değiştirmek olasıdır [4-10].

Magnezyum vücutta bulunan metallerdendir. Oldukça hafiftir. Titreşim sönümleme, darbe direnci, işlenebilirlik, erime sıcaklığının düşüklüğü (geri dönüştürebilme) avantajlarıdır. Mukavemeti düşüktür. Düşük korozyon direnci en önemli dezavantajlarındandır. Alaşım elementleri, mukavemetini, aşınma ve korozyon direncini geliştirir. Alaşım elementi ilavesi ile intermetalik fazlar oluşturabilmektedir. Kalıcı implantların vücuttan çıkarılması maliyetli ve vücuda zararlı olması nedeniyle biyobozunabilir implantlar geliştirilmeye çalışılmaktadır. Magnezyum, düşük toksikliği nedeniyle biyouyumludur. Vücuttaki reaksiyonu, hızlı korozyonu çözünme şeklinde olup çevresindeki doku, implantın yerini almaktadır. Yüksek aktifliği, yapısal uygulamalarda kullanımını sınırlar fakat biyobozunur implant olarak kullanılmasına olanak sağlar. En önemli özelliği kemikteki hidroksiapatit içinde kalsiyumun yerine geçebilmesi ve kemik büyümesine yardımcı olmasıdır. Mg implantların dezavantajı magnezyumun vücutta iyileşmeden bozunması ve hidrojen ortaya çıkarmasıdır [4, 10-12].

Çinko hegzagonal yapıda olup plastik şekil değişimine elverişli değildir. Çinko elektrokimyasal olarak aktif olduğundan, suyun etkisiyle yüzeyinde hidroksit ve karbonat film oluşur. Korozyon hızını azaltan bu tabaka nedeni ile çelikler çinko ile kaplanabilirler. Asit ve kuvvetli alkali çözeltilerinde, sulu çözeltilerde korozyona uğrayabilir. Sulu çözeltilerde demire kıyasla daha aktif olduğu için çinko, çeliğin katodik korunmasında kurban anot görevi görür. Çeliklerin Zn ile kaplanması daldırma ve elektrolitik olarak gerçekleştirilir. Sıcak daldırmada ara-bölgede Fe-Zn alaşımları oluşur. Yüksek sıcaklığa ısınması sakıncalı ana malzemelerde elektrolitik yönteme başvurulur ve ara tabakasız üniform kaplama elde edilebilir. Çinkoya Al ilavesi tokluk kazandırır. Çinkoya Cu ilavesi katı çözelti oluşturur ve mukavemet artışı sağlar. Taneler arası (intergranüler) korozyonun önlenmesi için % 0.05 Mg ilavesi yapılabilir [13].

2.3. TOZ METALURJİSİ

Genel bir tanımı yapıldığında toz metalurjisi, ince metal tozlarının üretimi ve çeşitli basınç ve sıcaklık gibi mekanik/termal etkilerle birleştirilerek parça haline getirilmesidir. Temel olarak toz metalürjisi sıvı fazda birbiri içerisinde düşük çözünürlük gösteren veya hiç çözünmeyen elementlerden mekanik alaşımlama ile yüksek dayanımlı parça üretimine imkân vermektedir. İnce toz olarak üretilebilen her çeşit saf metal veya metal alaşımlarını şekillendirmek mümkündür. Toz metalurjisi ince metal tozlarının presleme ile şekillendirilip, termal işlemle (sinterleme) mukavemetlerinin arttırılması ile parça üretilmesidir. Avantajları; düşük fire, talaşlı imalatın azlığı, seri üretim, bileşim kontrolü, gözenekli ve karmaşık parçaların üretilebilmesidir. Kötü yönleri; kalıp maliyeti, güçlü preslere ihtiyaç ve parça boyutunun sınırlı olmasıdır. İstenildiği gibi homojen bir hammadde için tozlar, yağlayıcı ve alaşım elementleri karıştırılmaktadır. Tozlarının şekillendirilmesinde, pres, üç boyutlu izostatik pres gibi teknikler tercih edilebilmektedir. Preslenen tozlar, erime sıcaklıklarının takriben % 80 değerlerine çıkarıldıklarında metal parçacıkları aralarında atom yayınmaları neticesinde bağlar oluştururlar ki bu işleme sinterleme adı verilir. [14-16].



Şekil 2.8: Toz metalurjisi [14]

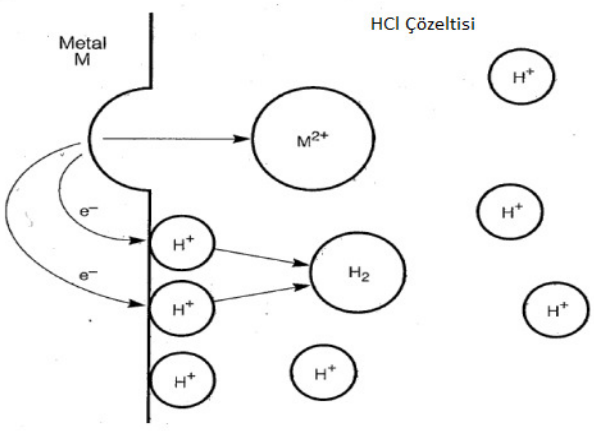
2.4. ELEKTROKİMYASAL KOROZYON

Genel bir tanımlama yapılırsa korozyon, bir metalin içerisinde olduğu sıvı çözeltiyle belirli elektrokimyasal reaksiyonlar sonucu mühendislik özelliklerinin kötü yönde gelişmesidir. Bilindiği gibi bütün metaller mineral olarak bulundukları hale dönme eğilimindedir. Mineraller belirli metalurjik proseslerle metalik hale getirilir. Metaller termodinamik olarak kararlı değildir ve kararlı duruma (cevher) dönmek isterler. Korozyonda anodik ve katodik reaksiyonların ikisinin de aynı anda olması gereklidir. Bu reaksiyonlar, çeşitli bölgeler arasındaki enerji farkıyla oluşur. Korozyon için 3 temel koşulun sağlaması gerekir [17-22]:

- Bir potansiyel farkı
- Elektronik (metal yolu) ve elektrolitik (sıvı) iletkenler arasında yük (elektron) transferi
- Sürekli bir akım (elektron ve iyon) iletim yolu

Korozyon, elektron ve iyon akışını gerektiren bir elektrokimyasal süreçtir. Korozyon anotta meydana gelir. Elektrokimyasal korozyon, metal/elektrolit ara yüzeyinde elektron transferini gerektirir. Temelde korozyon 4 kısımdan oluşan bir korozyon hücresinde meydana gelir.

- Anot
- Katot
- Elektrolit
- Metalik bağlantı



Şekil 2.9: Metalik malzemelerde korozyon mekanizması [17]

Saf çinko (Zn) aktif bir metal olup sulu çözeltilerde aşağıdaki reaksiyonlara göre çözünür [23].

$$Zn + OH^- = Zn(OH)_{adsorb} + e^- \quad (2.1)$$

$$Zn(OH)_{adsob} + 2OH^- = Zn(OH)^-_3 + e- \quad (2.2)$$

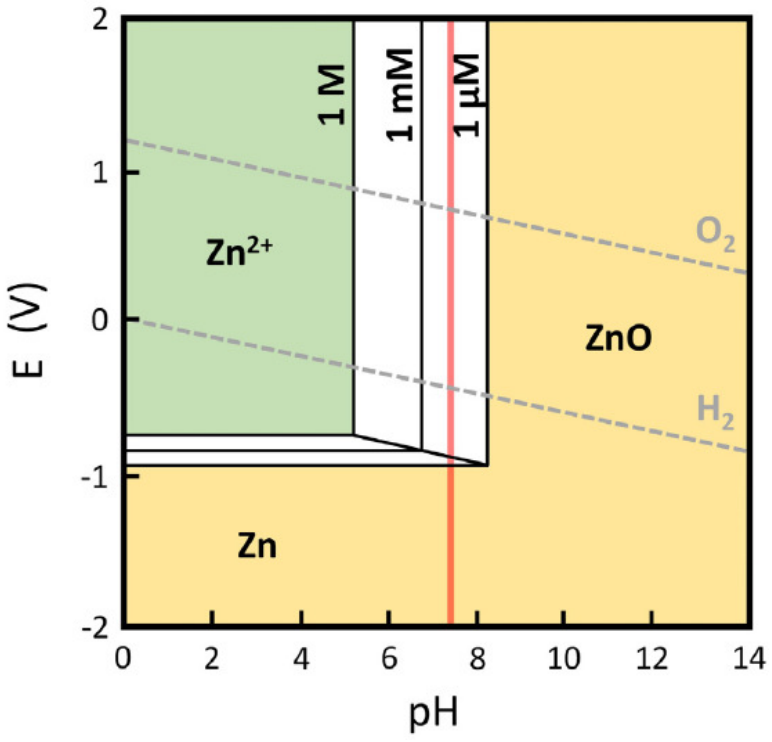
Nötr ortamlarda çinko aşağıdaki reaksiyona göre tetrahedral $Zn(OH)^{2-}_4$ olarak bulunur.

$$Zn(OH)^-_3 + OH^- = Zn(OH)^{2-}_4 \quad (2.3)$$

$$Zn(OH)^{2-}_4 = Zn(OH)_2 + 2OH^- \quad (2.4)$$

$$Zn + 2OH^- = Zn(OH)_2 + 2e^- \quad (2.5)$$

Aşağıdaki şekil çinkonun H_2O ortamında Pourbaix (potansiyel/pH) diyagramı görülmektedir. Şekilde görülen kırımızı çizgi vücut sıvılarının pH seviyesini ifade etmektedir [23].



Şekil 2.10: Çinkonun H_2O ortamında Pourbaix diyagramı [23]

Magnezyum (Mg) esaslı implantlar vücut sıvıları ile temas ettiklerinde aşağıdaki reaksiyonlara göre magnezyum hidroksit ile hidrojen gazı oluşmaktadır [24].

$$Mg + 2H_2O = Mg(OH)_2 + H_2 \quad (2.6)$$

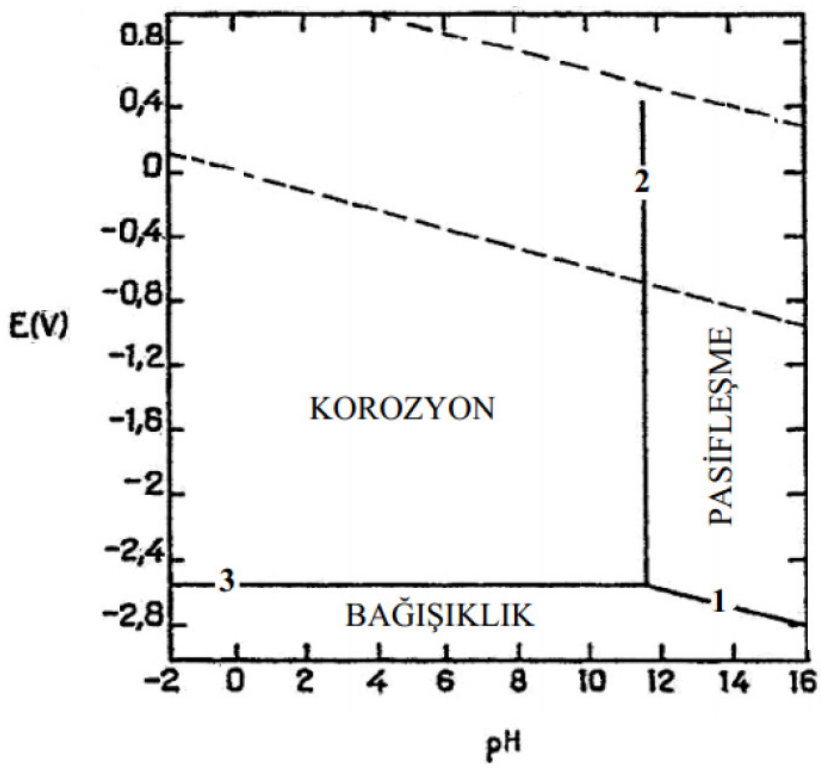
Fakat genel kimyasal reaksiyon aşağıdaki üç reaksiyondan oluşmaktadır.

$$Mg = Mg^{2+} + 2e^- \quad (2.7)$$

$$2H_2O + 2e^- = H_2 + 2OH^- \quad (2.8)$$

$$Mg^{2+} + 2OH^- = Mg(OH)_2 \quad (2.9)$$

Aşağıdaki şekilde magnezyumun (Mg) sulu bir ortamda Pourbaix (potansiyel/pH) diyagramı görülmektedir [25].



Şekil 2.11: Magnezyumun H_2O ortamında Pourbaix diyagramı [25]

Demirin (Fe) klor içeren pH seviyesi 3 veya daha yüksek olan çözeltilerde anodik oksidasyon reaksiyonları aşağıdaki gibidir [26].

$$Fe + OH^- = FeOH + e^- \quad (2.10)$$

$$FeOH = FeOH^+ + e^- \quad (2.11)$$

$$FeOH^+ = Fe^{2+} + OH^- \quad (2.12)$$

Daha sonra aşağıdaki reaksiyonlar meydana gelir.

$$Fe + 2OH^- = Fe(OH)_2 + 2e^- \quad (2.13)$$

$$4Fe(OH)_2 + O_2 = 2Fe_2O_3H_2O + 2H_2O \quad (2.14)$$

$$2Fe(OH)_2 + 1/2O_2 + H_2O = 2Fe(OH)_3 \quad (2.15)$$

Klor iyonu bulunan ortamlarda ayrıca aşağıdaki reaksiyonlarda önemlidir [26].

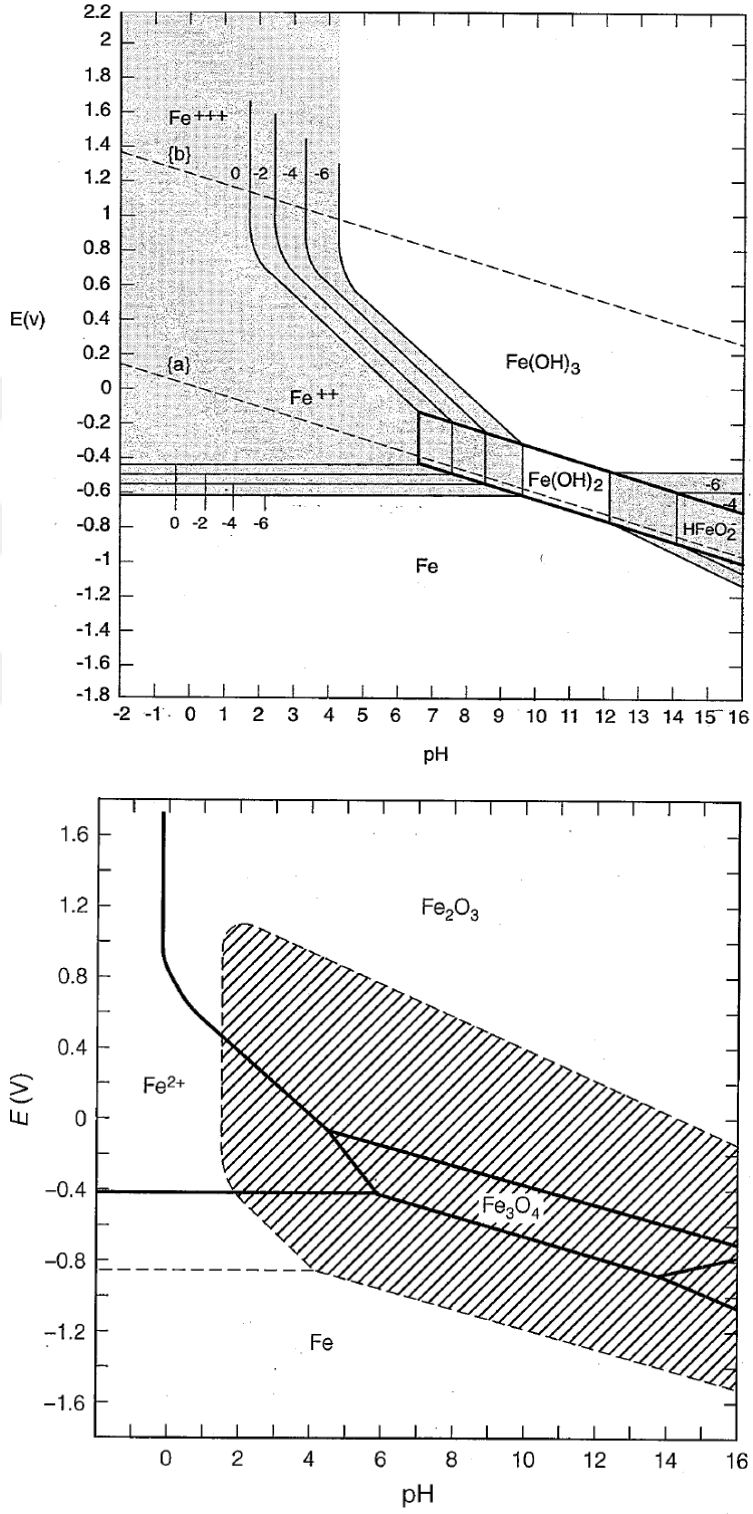
$$Fe + Cl^- = FeCl^- \quad (2.16)$$

$$FeCl^- = Fe^{2+} + Cl^- \quad (2.17)$$

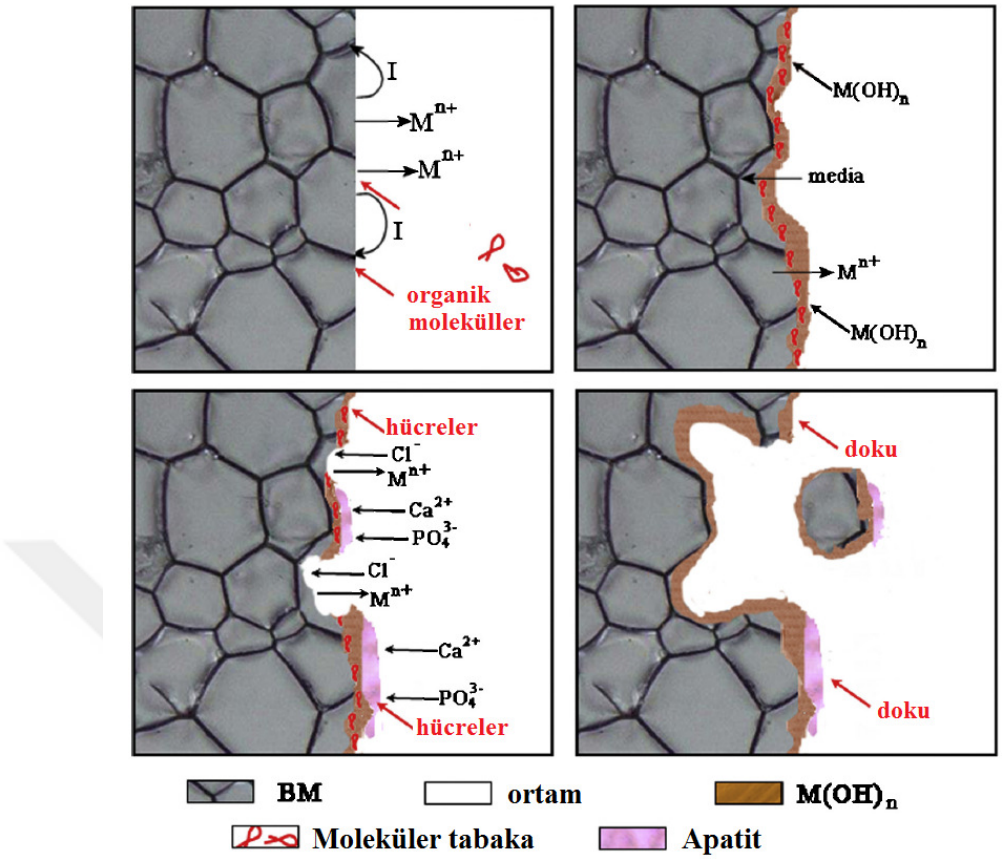
Yüksek Cl- miktarı ve düşük pH değerli asidik ortamlarda aşağıdaki reaksiyon da meydana gelir.

$$Fe^{2+} + 2H_2O + 2Cl^- = Fe(OH)_2 + 2HCl \quad (2.18)$$

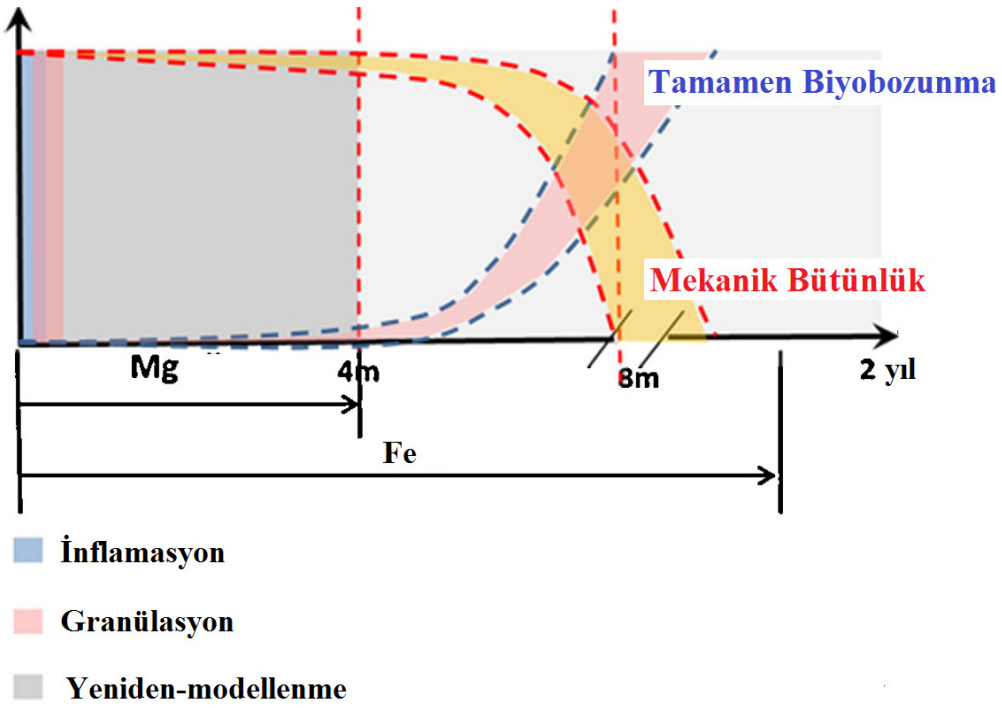
Aşağıdaki şekilde saf demirin sulu bir ortamda Pourbaix (potansiyel/pH) diyagramı ve pasifleşen demirin (Cr içeren) Pourbaix diyagramı görülmektedir [17].



Şekil 2.12: Pourbaix diyagramıları, a) demir ve b) pasifleşen demir (taralı alan: Cr_2O_3) [17]



Şekil 2.13: Biyomalzeme vücut sıvısı ara-yüzeyinde biyo-korozyonun şematik gösterimi [24]



Şekil 2.14: Stent malzemesinin biyobozunma davranışı ve mekanik özelliklerin değişimi [24]

2.5. LITERATÜR ÇALIŞMASI

Mostaed ve diğerleri [23] günümüzde sıklıkla kullanılan kobalt alaşımları, paslanmaz çelikler ve titanyum alaşımlarına yakın mekanik özellikleri bulunan uygun in vivo biyobozunurluğa sahip metaller hakkında bir çalışma gerçekleştirmişlerdir. Magnezyum, demir ve çinko esaslı alaşımları biyomedikal implant uygulamaları için biyobozunur metal olarak önermişlerdir. Zn alaşımlarının stent uygulamaları için uygulanabilirliklerini araştırmışlardır. Zn alaşımları hakkında son yıllarda yaşanan gelişmeleri de özetlemişlerdir. Son yıllarda yapılan çalışmaların daha ziyade Fe ve Mg alaşımları üzerine olduğunu ifade etmişlerdir.

Zheng ve diğerleri [24] biyobozunur metaller hakkında bir çalışma gerçekleştirmiştir. Uzun yıllar düşük korozyon hızına sahip biyomedikal implant malzemelerinin arzu edildiğini fakat son yıllarda biyomedikal implant üretiminde korozyona uğrayabilen biyobozunur metalere ilginin giderek attığını ifade etmişlerdir. Ayrıca inceledikleri biyobozunur metallerin biyobozunma mekanizmalarını ve içinde bulundukları ortamın bozunma hızına etkilerini araştırmışlardır. Mg-esaslı biyobozunur metaller (saf Mg, Mg-Ca alaşımı, Mg–Zn alaşımı), Fe-esaslı biyobozunur metaller (saf Fe, Fe-Mn-esaslı alaşımlar) ve diğer biyobozunur metaller (saf W, saf Zn ve alaşımları, Ca-esaslı alaşımlar ve Sr-esaslı metalik camlar) mikroyapıları, mekanik özellikleri, biyobozunma davranışları, in vivo ve in vitro davranışları göz önüne alınarak karşılaştırılmalı olarak incelenmiştir. İncelenen alaşımların biyobozunma hızlarını kontrol edebilecek çeşitli yöntemler incelenmiş ve özetlenmiştir.

Koç [25] gerçekleştirdiği Doktora tez çalışmasında alüminyum ve çinko içeren Mg alaşımlarının yapay vücut sıvısı çözeltisinde elektrokimyasal korozyona davranışlarını ve buna bağlı mekanik özelliklerin değişimini araştırmıştır. Elektrokimyasal korozyon deneyleri 37 °C sıcaklık şartlarında ve pH 7.0 seviyesinde yapılmıştır. Magnezyuma Zn ve Al ilavesinin tane boyutunu incelttiği tespit edilmiştir. Mg içerisinde yaklaşık % 3 Al ve yaklaşık % 1 Zn bulunduğunda $Mg_{17}Al_{12}$ (beta-Mg) fazının oluştuğunu ifade etmiştir. İkili Mg-Zn alaşımlarında korozyon hızının Zn ilavesi ile birlikte azaldığı tespit edilmiştir. Üçlü Mg-Zn-Al alaşımlarında Al ilavesi ile beraber korozyon hızı azalmıştır. En düşük korozyon hızının Mg içerisinde yaklaşık % değerinde Al ve Zn beraber bulunduğu üçlü Mg-Zn-Al alaşımlarında bulunmuştur.

Statik daldırma testinin ardından mekanik özellikler, ilk numunelere göre üretilen tüm alaşımlar için azalış gösterirken, bu düşüş 7 günlük deneylerde daha belirgindir.

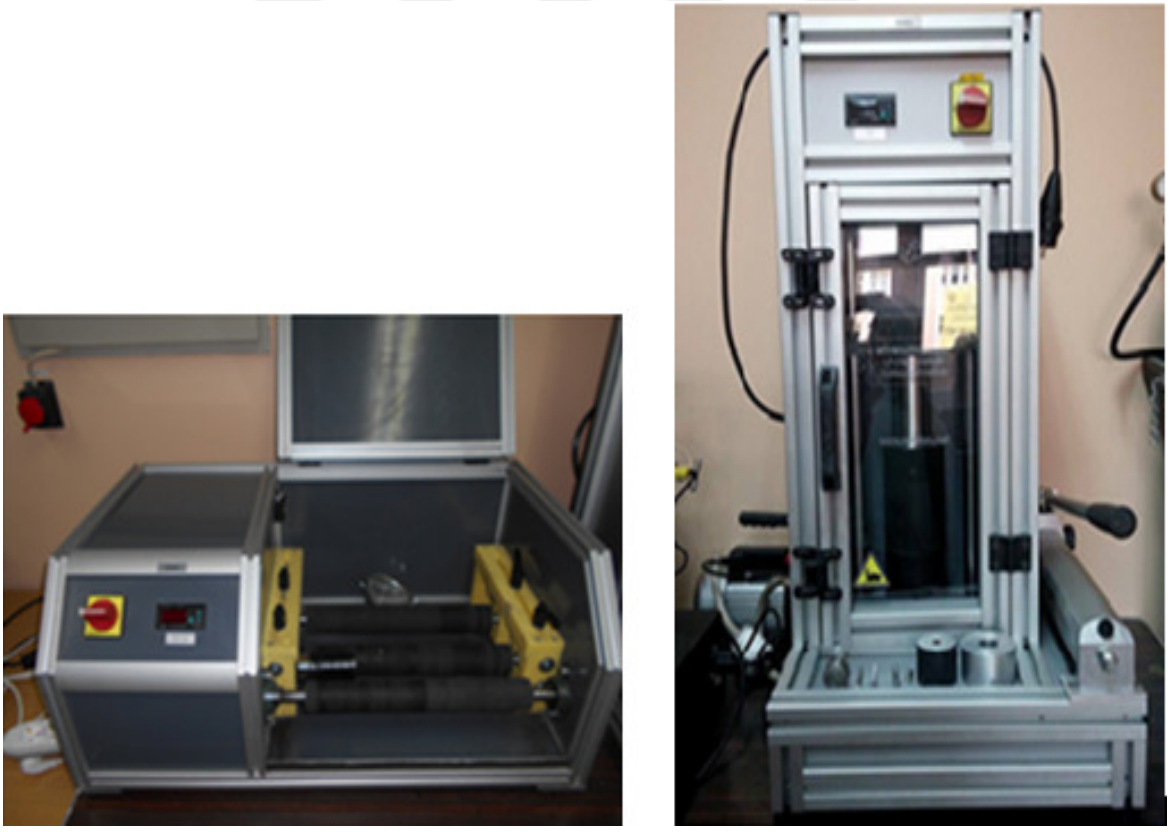
Orinakova ve diğerleri [26], biyobozunur demir ve demir esaslı alaşımlarının yüksek yüklere dayanabilme kabiliyetleri sayesinde kemiklerin yerine geçici olarak kullanılabilecek malzeme olma potansiyeli üzerine bir çalışma gerçekleştirmişlerdir. Demir ve demir alaşımlarının yüksek mukavemet ve orta seviyede korozyon hızlarına sahip olduğunu ifade etmişlerdir. Ayrıca, toz metalurjisi yöntemini kullanarak yüksek miktarda gözenek içeren demir esaslı köpüksü malzemeler de üretmişlerdir. Saf demir (Fe), magnezyum (Mg) katkılı demir alaşımı (Fe-Mg), karbon nanotüp katkılı demir numuneler üretmişlerdir. Malzemelerin elektrokimyasal korozyon davranışları yapay vücut sıvısı çözeltisinde incelenmiştir. Tafel testleri ile belirledikleri elektrokimyasal korozyon hızlarının yüksekten küçüğe doğru Fe-Mg, Fe, Fe-karbon nanotüp şeklinde olduğunu belirlemişlerdir. Potansiyodinamik polarizasyon testine göre yapıda bulunan gözeneklerin korozyon hızını ve biyobozunurluğu arttırdığını ifade etmişlerdir. Sitotoksisite testleri inkübe edilen osteoblast hücrelerinin demir esaslı numunelerin üzerinde düşük hücre çoğalması gösterdiğini tespit etmişlerdir.

3. MALZEME VE YÖNTEM

3.1. ALAŞIMLARIN ÜRETİMİ

Toz Metalurjisi Yöntemi

Numune üretiminde 30-40 µm boyutunda (-325 mesh) % 99.8 saflıkta metal tozları kullanılmıştır. Öncelikle, alaşımlar (toz karışımları) mekanik alaşımlama yöntemiyle bilyeli değirmende hazırlanmıştır. Bu amaçla tartılan metal tozları, uygun bir kap içerisine konulmuştur (metal tozu/bilye oranı 1/10). Öğütme ortamı olarak 3 mm zirkonya bilye kullanılmıştır. Mekanik alaşımlama 400 rpm hızında gerçekleştirilmiştir. Ardından, sinterleme öncesi ham numunelerde yeterli mukavemet elde etmek için PVA (polivinilalkol) ilave edilmiştir. Toz karışımı tek eksenli hidrolik preste (MSE, Türkiye), 250 MPa basınç altında preslenmiş ve ham numuneler elde edilmiştir.



(a) (b)

Şekil 3.1: a) Bilyeli değirmen ve b) hidrolik pres

Presleme işleminden sonra elde edilen silindirik ham numuneler sinterlenmiştir. Sinterleme işlemi boru tipi yatay fırında (MTI, GLS-1500X, USA) vakum veya yüksek saflıkta Argon atmosferinde gerçekleştirilmişir.

Sinterleme işlemi magnezyum alaşımları için 580 °C, çinko alaşımları için 400 °C ve demir alaşımları için 1200 °C sıcaklıkta 60 dakika süre ile yapılmıştır. Aşağıdaki şekilde sinterleme işlemlerinin gerçekleştirildiği yatay boru tipi sinterleme fırını görülmektedir.



Şekil 3.2: Sinterleme fırını

3.1.1. Fe Esaslı Alaşımlar

Aşağıda verilen Tabloda toz metalurjisi yöntemi ile üretilen çeşitli Fe esaslı alaşımlarının kimyasal bileşimleri görülmektedir. Saf Fe tozu içerisinde biyobozunurluk değerini hızlandırmak için çeşitli biyouyumlu ve toksik olmayan elementler belirli oranlarda ilave edilmiştir.

Kobalt (Co) elementi, Fe alaşımının sinterleşme kabiliyetini sıvı faz oluşturmak suretiyle geliştirmek amacıyla ilave edilmiştir.

Magnezyum (Mg) ve çinko (Zn) elementleri, Fe alaşımlarının çok düşük olan biyobozunurluk hızlarını artırmak amacıyla ilave edilmiştir.

Karbon (C) elementleri, Fe alaşımının feerromanyetik özelliklerini gidermek amacıyla ilave edilmiştir.

Tablo 3.1: Fe alaşımlarının kimyasal bileşimi

Alaşım	**Fe**	**Co**	**Zn**	**C**	**Mg**
Fe-Co	99-95	1-5			
Fe-Zn	99-95		1-5		
Fe-Mg	99-95				1-5
Fe-Zn-C	98,8-94.8		1-5	0.2	
Fe-Co-C	98,8-94.8	1-5		0.2	
Fe-Mg-C	98,8-94.8			0.2	1-5

3.1.2. Zn Esaslı Alaşımlar

Aşağıdaki Tabloda toz metalurjisi yöntemi ile üretilen çeşitli Zn esaslı alaşımlarının kimyasal bileşimi görülmektedir. Saf Zn tozu içerisinde biyobozunurluk değerini yavaşlatmak için çeşitli biyouyumlu ve toksik olmayan elementler belirli oranlarda ilave edilmiştir.

Demir (Fe) elementi, Zn alaşımlarının gerekenden daha hızlı olan biyobozunurluk hızlarını daha kontrolü hale getirmek amacıyla ilave edilmiştir. Fe ilavesi aynı zamanda Zn alaşımlarının mekanik özelliklerini de geliştirmektedir.

Tablo 3.2: Zn alaşımlarının kimyasal bileşimi

Alaşımı	**Zn**	**Fe**	**TCP**	**Mg**	**Si**
Zn-Fe	99-95	1-5			
Zn-Si	99-95				1-5
Zn-Mg	99-95			1-5	
Zn-Fe-Mg	98-90	1-5		1-5	
Zn-Fe-Si	98-90	1-5			1-5

3.1.3. Mg Esaslı Alaşımlar

Aşağıda görülen Tabloda toz metalurjisi yöntemi ile üretilen çeşitli Mg alaşımlarının kimyasal bileşimi görülmektedir. Saf Mg tozu içerisinde çok hızlı olan biyobozunurluk değerini yavaşlatmak amacıyla ve aynı zamanda mekanik özellikleri geliştirmek amacıyla çeşitli biyouyumlu ve toksik olmayan çeşitli elementler belirli oranlarda ilave edilmiştir.

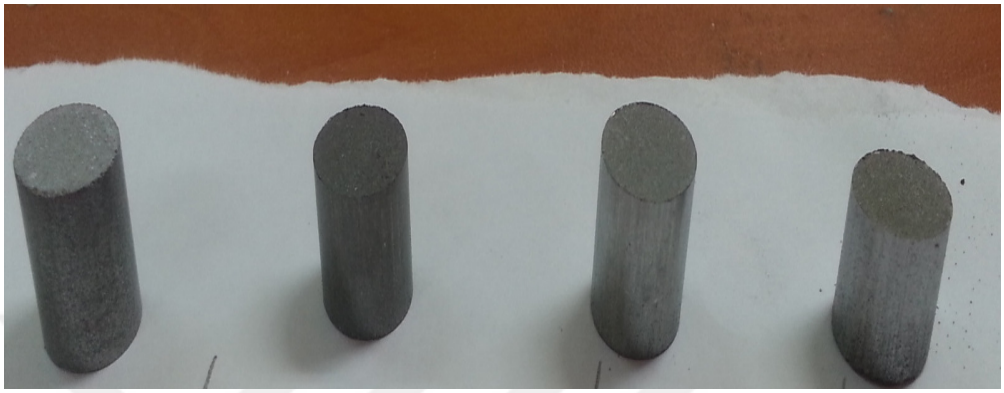
Demir (Fe) ve çinko (Zn) elementleri, magnezyum (Mg) alaşımlarının çok yüksek olan biyobozunurluk hızlarını düşürmek ve kontrollü hale getirmek amacıyla ilave edilmiştir. Fe ve Zn elementleri, ayrıca Mg alaşımlarının mekanik özelliklerini geliştirmek amacıyla ilave edilmiştir.

Kalsiyum (Ca) elementi, çok aktif bir element olan magnezyumun sinterleme işlemini daha kontrollü hale getirmek ve oksidasyonunu önlemek amacıyla ilave edilmiştir.

Tablo 3.3: Mg alaşımlarının kimyasal bileşimi

Alaşım	**Fe**	**Co**	**Ca**	**Fe**	**Zn**	**Si**
Mg-Ca	99-95		1-5			
Mg-Fe	99-95			1-5		
Mg-Zn	99-95				1-5	
Mg-Ca-Fe	98-90		1-5	1-5		
Mg-Ca-Zn	98-90		1-5		1-5	
Mg-Ca-Zn-Fe	97-85		1-5	1-5	1-5	

Aşağıdaki Şekilde silindir şekilli (a) Fe alaşımı, (b) Zn alaşımı, (c) Mg alaşımı numunelerin fotoğrafları görülmektedir. Numunelerin geometrilerinin istenen ölçülerde olduğu, deformasyon olmadığı söylenebilir.



(a)



(b)



(c)

Şekil 3.3: Numunelerin fotoğrafları, a) Fe alaşımları, b) Zn alaşımları, c) Mg alaşımları

3.2. KARAKTERİZASYON

3.2.1. Mikroyapı

Numune (alaşım) üretiminde kullanılan hammaddelerin (metal tozlarının) ve sinterlenmiş numunelerin mikroyapıları taramalı elektron mikroskobu (SEM) ile incelenmiştir. SEM fotoğrafları İstanbul Üniversitesi-Cerrahpaşa, Kimya Mühendisliği Bölümünde çekilmiştir.

Malzemelerin (Fe, Mg ve Zn alaşımları) mikroyapıları x-ışını difraksiyon analizi (Rigaku 2200) ile de incelenmiştir.

Ham (sinterlenmemiş) ve sinterlenmiş alaşımların yoğunluk değerleri geometrik yöntem ile belirlenmiştir. Öncelikle silindir şeklindeki malzemelerin boyutları ölçülerek hacimleri belirlenmiştir. Daha sonra numuneler tartılmış ve yoğunluk hesaplanmıştır.

Islatılabilirlik (Temas Açısı): Fiberlerin ve matris malzemelerinin ıslatılabilirliği (temas açısı) optik tensiyometre (Attension Theta) yardımıyla İstanbul Üniversitesi-Cerrahpaşa, Kimya Mühendisliği Bölümünde belirlenmiştir. Numune yüzeyine üç farklı noktada 5 µL su veya etil alkol damlacıkları damlatılmıştır. Damlacık etrafında Young-Laplace denklemi kullanılarak statik temas açısı belirlenmiştir.

3.2.2. Mekanik Özellikler

Basma Testi

Sinterlenmiş Fe, Zn ve Mg alaşımı numunelerin mekanik özellikleri (akma mukavemeti, elastisite modülü) çekme-basma cihazı (Devotrans, Türkiye) ile incelenmiştir.

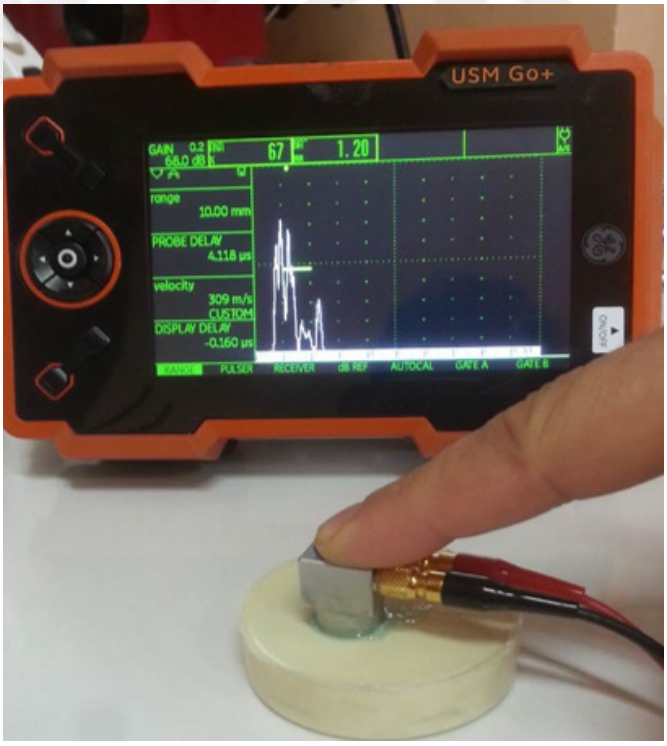


Şekil 3.4: Basma cihazı

Tahribatsız Muayene (Ultrasonik Test)

Ultrasonik hız ölçümleri, General Electric, USM Go, ultrasonik ölçüm cihazıyla yapılmıştır. Darbe-yankı tipi çift kristalli normal prob kullanılmıştır. Probun frekansı 4 MHz'dir. Bu çalışmada doğrudan temas tekniği ile hız ölçümü yapılmıştır. Bu testte, prob numune ile doğrudan temas halindedir. Sesin probdan numuneye geçişini kolaylaştırmak (havanın direncini azaltmak) amacıyla numune ile prob arasına ince bir sıvı film (yağ) sürülür. Sinterlenmiş numunelerin elastisite modülü (E) aşağıdaki bağıntı yardımı ile hesaplanmıştır. Bu bağıntıda V_T ve V_L enine ve boyuna dalga ultrasonik hızı, (ρ) ise yoğunluğu ifade eder.

$$E = \rho\, V_T{}^2 \frac{3V^2{}_L - 4V_T{}^2}{V_L{}^2 - V_T{}^2} \qquad (3.1)$$



Şekil 3.5: Ultrasonik test cihazı

3.2.3. Elektrokimyasal Korozyon Özellikleri

Elektrokimyasal korozyon testleri yapay vücut sıvısı çözeltisinde potansiyostat (Interface, Gamry) yardımıyla yapılmıştır. Hücre düzeneği olarak 3-elektrotlu elektrokimyasal korozyon ölçüm hücresi kullanılmıştır. Karşı elektrot olarak grafit, referans elektrot olarak doymuş standart kalomel (SCE), çalışma elektrodu olarak numune kullanılmıştır. Korozyon verilerinin elde edilmesi ve analizi bilgisayar yazılımı ile yapılmıştır. Numuneler bakır kablo ile temas ettirildikten sonra epoksi içerisine gömülüp kalıba alınmıştır. Tüm testler oda sıcaklığında yapılmıştır. Öncelikle korozyon testlerinden önce açık devre potansiyeli (OCP) ölçümü yapılmıştır. Daha sonra Tafel testleri gerçekleştirilmiştir. Çevrimsel polarizasyonda numuneler bir maksimum potansiyeline kadar polarize edilip daha sonra ters yönde polarize edilmiştir. İleri ve geri polarizasyon eğrilerinde görülen kapalı ilmek, oyuklaşma korozyonunun belirtisi olarak değerlendirilmiştir.

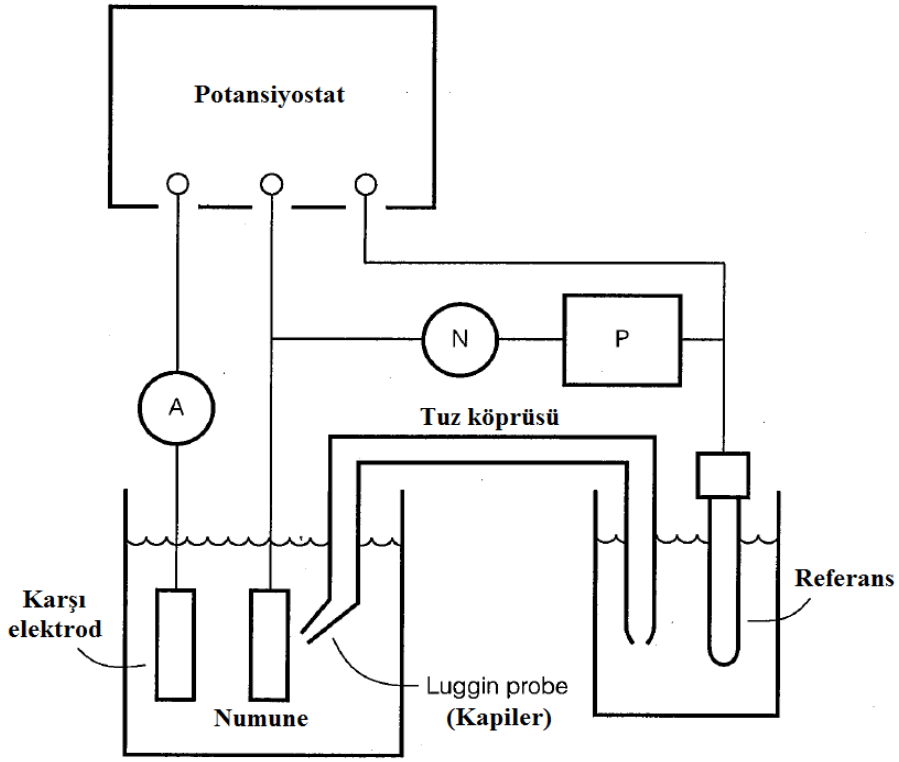
Numunelerin korozyon parametreleri yapay vücut sıvısı (SBF) çözeltisinde çeşitli elektrokimyasal korozyon testleri yoluyla gerçekleştirilmiştir.

SBF çözeltisi aşağıdaki kimyasal maddeleri içermektedir:

- 8.00 g/L NaCl
- 0.40 g/L KCl
- 0.15 g/L $CaCl_2$
- 0.10 g/L $MgCl_2$
- 0.06 g/L $MgSO_4$
- 0.35 g/L $NaHCO_3$
- 0.60 g/L NaH_2PO_4
- 0.06 g/L HNa_2PO_4
- 1.00 g/L Glukoz

Laktik asit ilavesi ile çözeltinin pH değeri 6.6 seviyesine getirilmiştir.

Aşağıdaki şekilde potansiyostatik modda elektrokimyasal korozyon testi çalışma şeması (prensibi) [17] ve elektrokimyasal korozyon testlerinin yapıldığı cam hücre görülmektedir.



(a)



(b)

Şekil 3.6: a) Elektrokimyasal korozyon testi çalışma prensibi [17], b) korozyon hücresi

3.2.4. Biyobozunurluk Özellikleri

Sinterlenmiş numunelerin biyobozunurluk davranışları (biyobozunurluk hızı ve metal iyon salınımı miktarı) yapay vücut sıvısı çözeltisi içerisinde belirli sürelerde statik daldırma testi ile incelenmiştir. Metal iyon salınımı ve numunelerdeki ağırlık değişimi (biyozonunma hızı) belirlenerek biyobozunurluk ile ilişkilendirilmiştir.

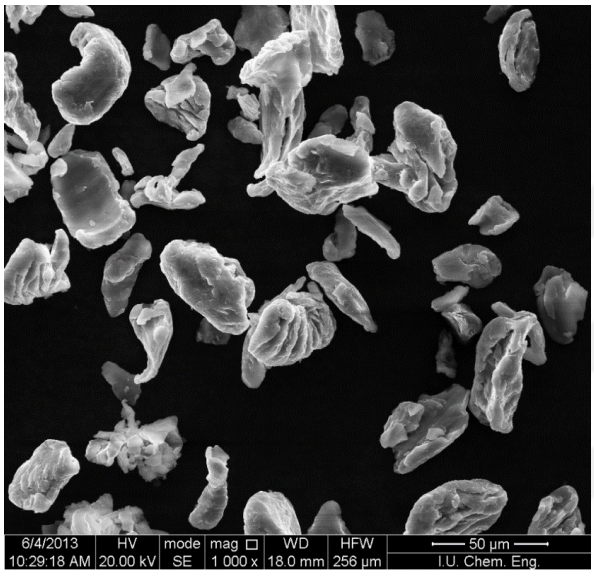
Sinterlenmiş alaşımların metal iyon salınım değerleri statik daldırma testi ile yapay vücut sıvısı çözeltisi içerisinde farklı sürelerde belirlenmiştir. Çözeltide salınan metal iyonlarının miktarları ICP-MS (Thermo Scientific marka) cihazı ile belirlenmiştir.

Ayrıca daldırma testi öncesi ve daldırma testi sonrası gerçekleştirilen tartımlar ile numunelerde meydana gelen ağırlık değişimi tespit edilmiştir.

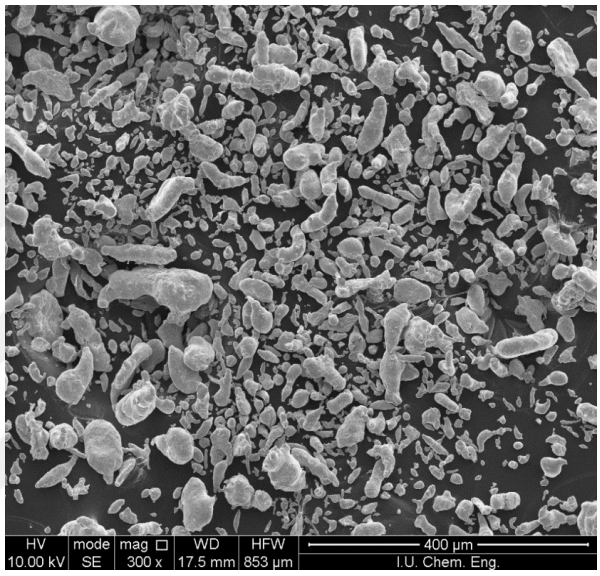
4. BULGULAR

4.1. MİKROYAPI

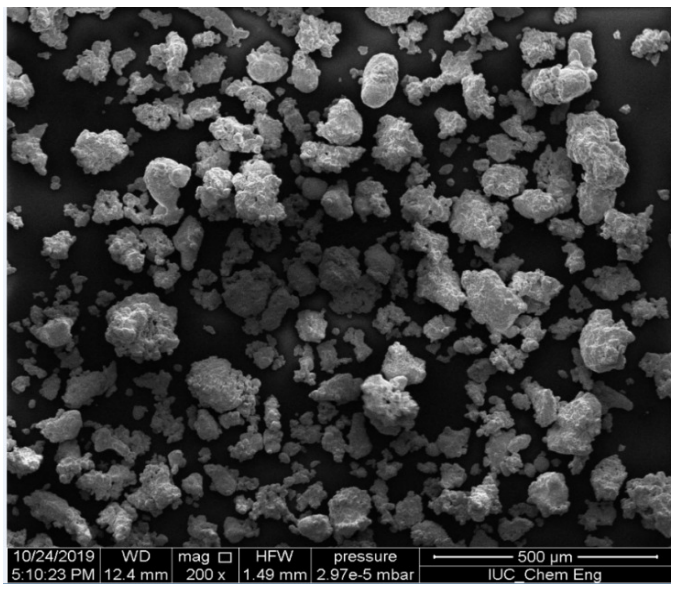
Aşağıdaki Şekilde numune (Mg, Zn ve Fe alaşımı) üretiminde kullanılan hammaddelerin (Mg, Zn ve Fe tozları) taramalı elektron mikroskobu (SEM) ile çekilmiş fotoğrafları görülmektedir. Tozların istenen boyutta ve homojen oldukları söylenebilir.



(a)



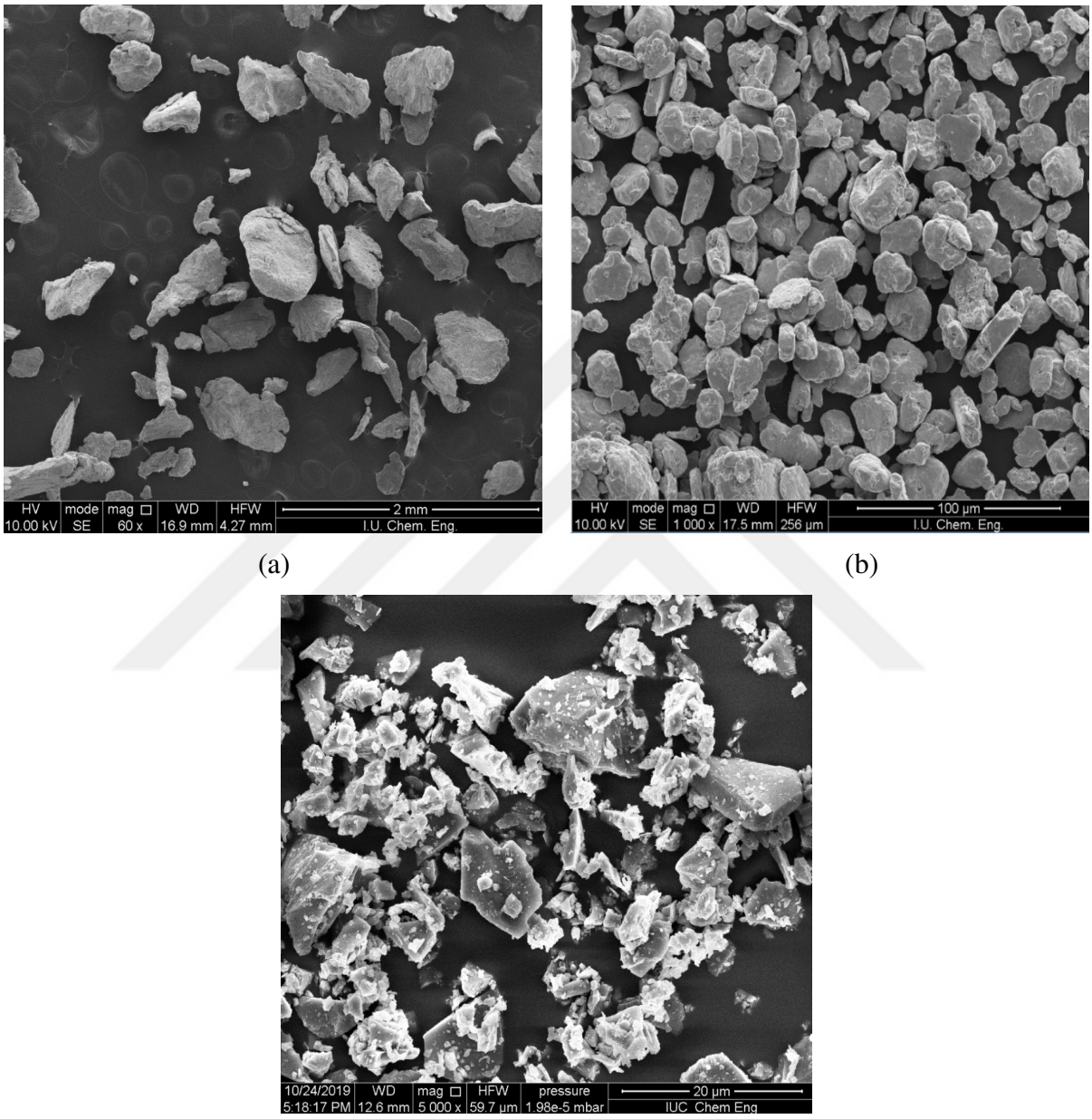
(b)



(c)

Şekil 4.1: Temel hammaddelerin SEM fotoğrafları a) Mg tozu, b) Zn tozu, c) Fe tozu

Aşağıdaki Şekilde numune üretiminde kullanılan temel alaşım elementlerinin taramalı elektron mikroskobu (SEM) ile çekilmiş fotoğrafları görülmektedir. Tozların istenen boyutlarda ve homojen oldukları söylenebilir.

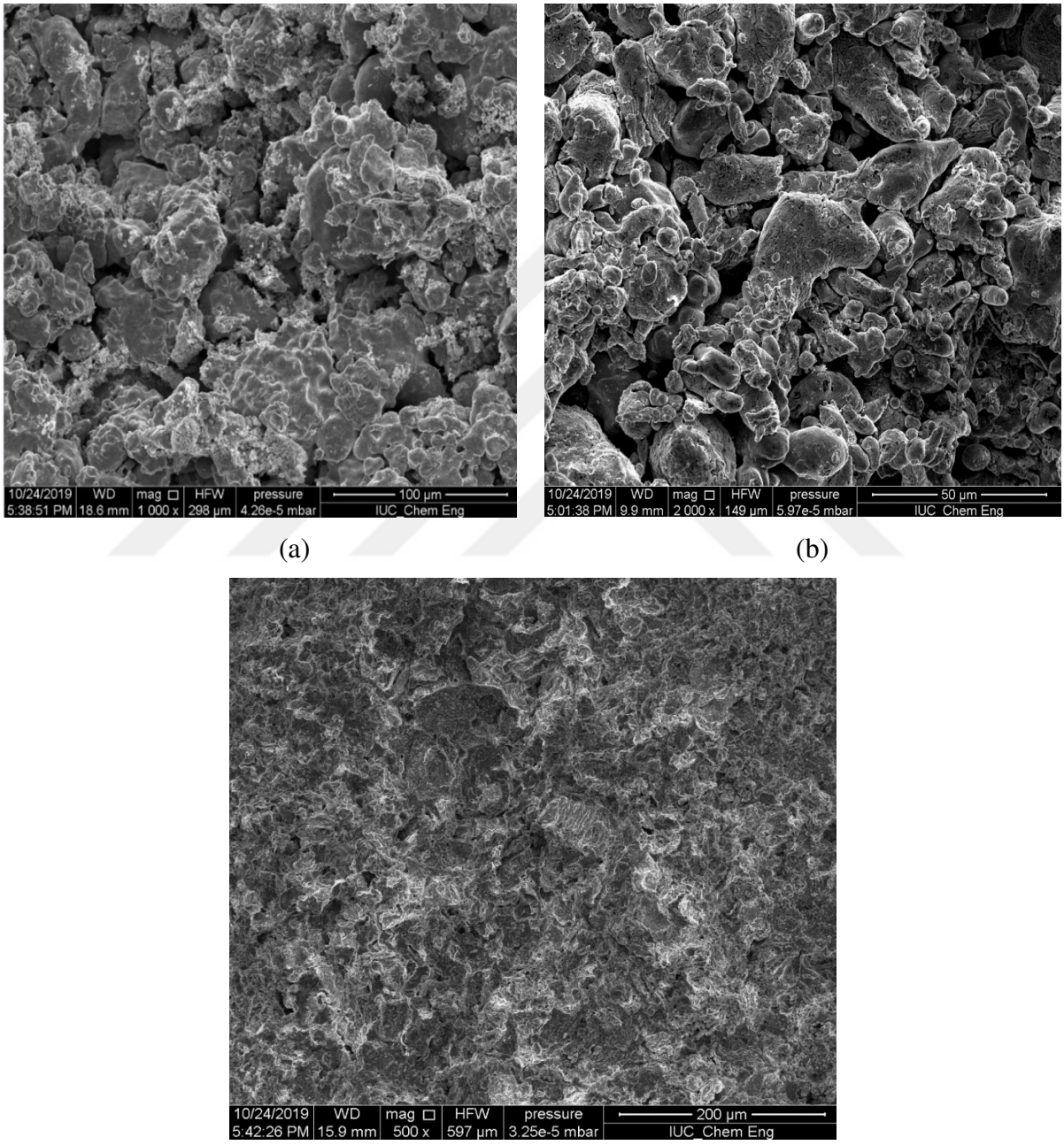


(a) (b)

(c)

Şekil 4.2: Alaşım elementlerinin SEM fotoğrafları a) Ca, b) Co, c) Si

Aşağıdaki Şekilde sinterlenmiş Fe alaşımı (Fe-Zn), Zn alaşımı (Zn-Fe) ve Mg alaşımı (Mg-Ca-Zn) numunelerin kırık yüzeylerinin taramalı elektron mikroskobu (SEM) ile çekilmiş fotoğrafları görülmektedir. Hücre duvarlarından SEM fotoğrafına bakıldığında metal partiküllerinin birbiri ile yeterli oranda sinterlendikleri görülmektedir. Ayrıca mikroyapıda mekanik özellikleri düşüren makro gözenekler de bulunmamaktadır.



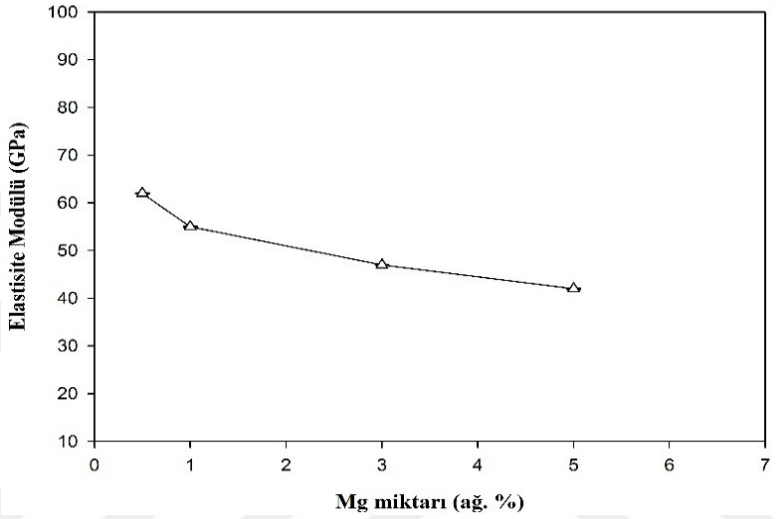
(a) (b)

(c)

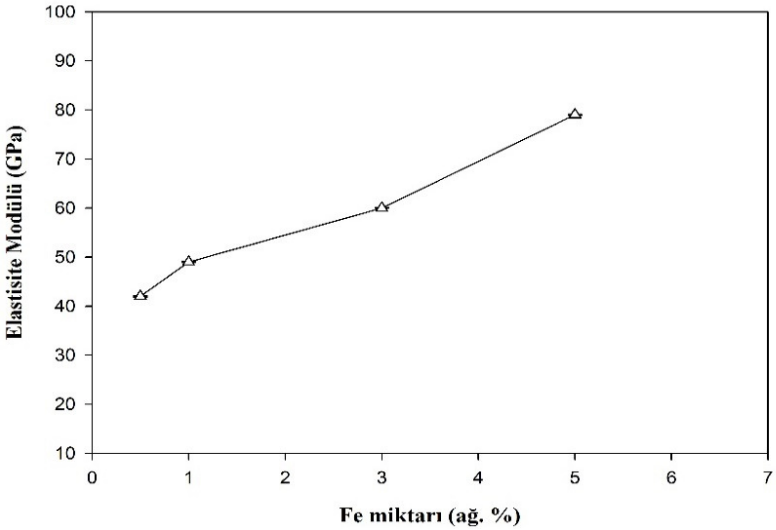
Şekil 4.3: a) Fe-Zn, b) Zn-Fe, c) Mg-Ca-Zn alaşımının SEM fotoğrafı

4.2. MEKANİK ÖZELLİKLER

Aşağıdaki şekilde sinterlenmiş Zn alaşımının basma (kuvvet-uzama) eğrisi ve Fe ilavesinin Zn alaşımının elastisite modülüne etkisi görülmektedir. Görüldüğü gibi Mg ilavesi elastisite modülünü düşürmekte, Fe ilavesi ise arttırmaktadır.



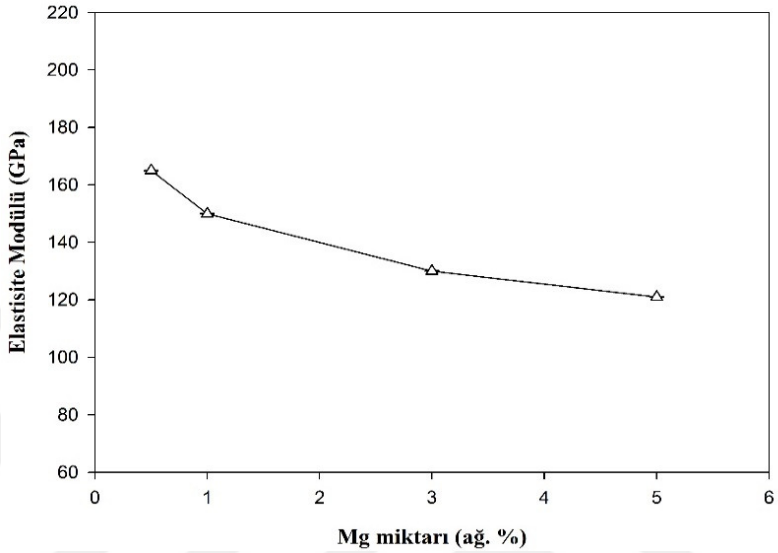
(a)



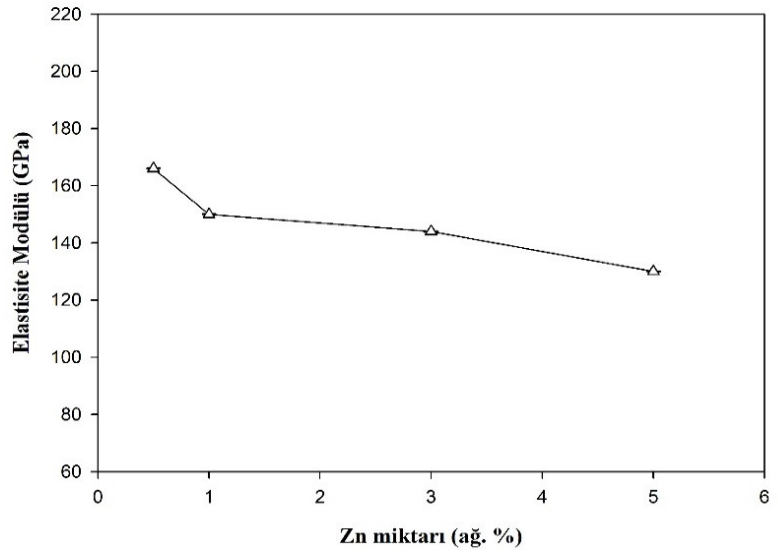
(b)

Şekil 4.4: Zn alaşımının elastisite modülüne, a) Mg ilavesinin ve b) Fe ilavesinin etkisi

Aşağıdaki şekilde sinterlenmiş Fe alaşımının basma (kuvvet-uzama) eğrisi ve Mg ilavesinin Fe alaşımının elastisite modülüne etkisi görülmektedir. Görüldüğü gibi Mg ve Zn ilavesi elastisite modülünü düşürmektedir.



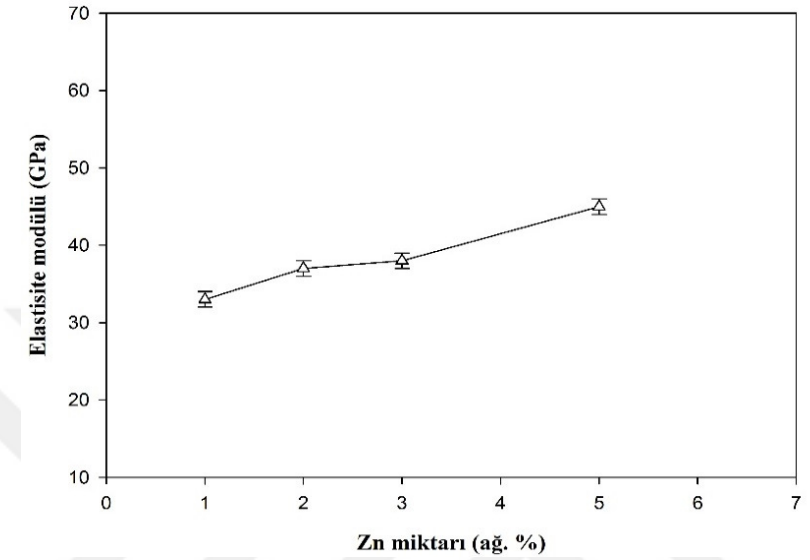
(a)



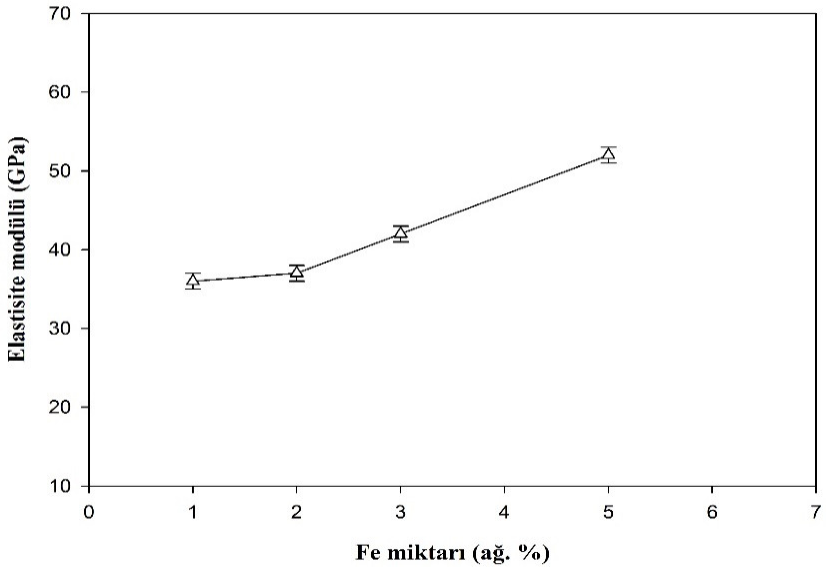
(b)

Şekil 4.5: Fe-Mg alaşımının elastisite modülüne, a) Mg ilavesin, b) Zn ilavesinin etkisi

Aşağıdaki şekilde sinterlenmiş Mg alaşımının basma (kuvvet-uzama) eğrisi ve Zn ilavesinin Mg alaşımlarının elastisite modülüne etkisi görülmektedir. Görüldüğü gibi Fe ve Zn ilavesi Mg alaşımının elastisite modülünü arttırmaktadır.



(a)



(b)

Şekil 4.6: Mg-Zn alaşımının elastisite modülüne, b) Zn ilavesinin, c) Fe ilavesinin etkisi

Aşağıdaki Tablo 4.1'de Zn, Mg ve Fe esaslı alaşımların ultrasonik hız, ultrasonik hız yardımıyla hesaplanmış elastisite modülü değerleri görülmektedir. Tahribatsız ultrasonik test ile belirlenmiş elastisite modülü değerleri ile tahribatlı basma testleri ile belirlenmiş elastisite modülü değerlerinin birbirine yakın oldukları söylenebilir.

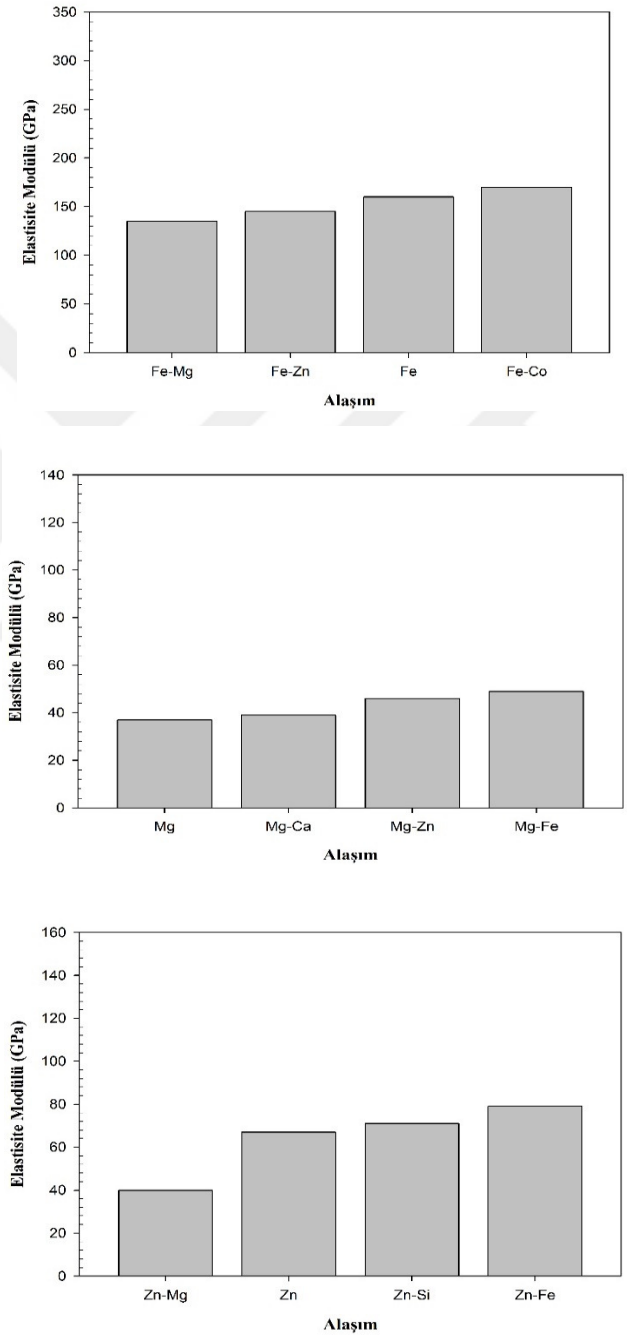
Tablo 4.1: Malzemelerin ultrasonik hız değerleri ve hesaplanan elastisite modülü değerleri

Alaşım	**Ultrasonik Hız (m/s)**	**Elastisite Modülü GPa (Ultrasonik)**	**Elastisite Modülü GPa (Basma)**
Zn-Fe alaşımı	4290-4360	85-97	83-89
Mg-Fe alaşımı	5830-5910	35-44	30-36
Fe-Zn alaşımı	5800-5850	160-170	150-160

Tablo 4.2: Alaşımların sinterleme işlemi öncesi ve sonrası yoğunluk değerleri

Alaşım	**Ham numune yoğunluğu (g/cm^3)**	**Sinterlenmiş numune yoğunluğu (g/cm^3)**
Zn	5,10	5,79
Zn-Fe alaşımı	5,69	6,05
Zn-Si alaşımı	4,05	4,19
Zn-Mg alaşımı	3,97	4,15
Mg	1,61	1,72
Mg-Fe alaşımı	1,72	1,82
Mg-Zn alaşımı	1,73	1,79
Fe	6,02	6,31
Fe-Zn alaşımı	5,99	6,49
Fe-Mg alaşımı	4,97	5,10
Fe-Co alaşımı	5,89	6,28

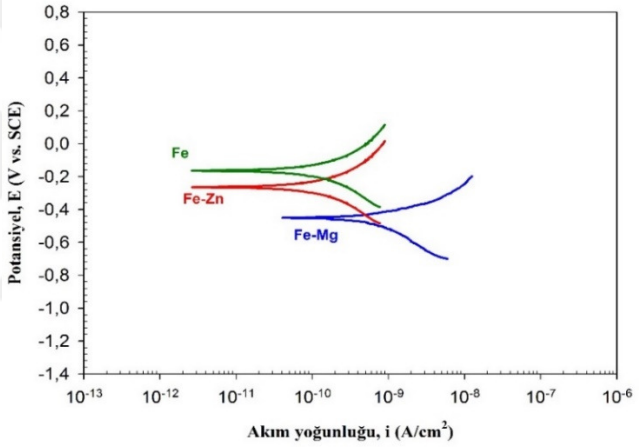
Aşağıdaki şekilde üretilen Mg, Zn ve Fe esaslı farklı alaşımların elastisite modülü değerleri karşılaştırmalı olarak görülmektedir. Genel olarak, Fe alaşımlarında, alaşım elementleri mekanik özellikleri bir miktar düşürmüştür. Mg alaşımlarında ise alaşım elementi ilavesi mekanik özellikleri geliştirmiştir.



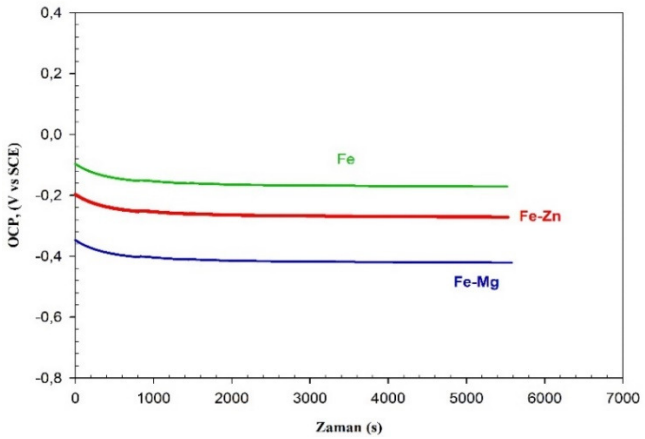
Şekil 4.7: Farklı alaşımların elastisite modülü değerleri

4.3. ELEKTROKİMYASAL KOROZYON ÖZELLİKLERİ

Açık devre potansiyeli, devreden (hücreden) akım geçmediği durumda, numunenin yüzeyinin belirli bir ortamdaki potansiyelidir. Açık devre potansiyelinin (OCP) yüksek bir değerde olması, ilgili malzemenin korozyon direncinin deney yapılan ortam şartlarında yüksek olması anlamına gelmektedir. Aşağıdaki şekillerde Fe alaşımlarının (a) Tafel eğrileri (potansiyodinamik polarizason), (b) açık devre potansiyel (OCP) eğrileri görülmektedir. Görüldüğü gibi Zn ve Mg ilavesi, Fe alaşımının akım yoğunluğunu (korozyon hızı) arttırmıştır. Mg ilavesinde artış hızı daha büyük olmuştur. Aynı zamanda, Mg ve Zn ilavesi Fe alaşımlarının korozyon potansiyelini azaltmıştır.



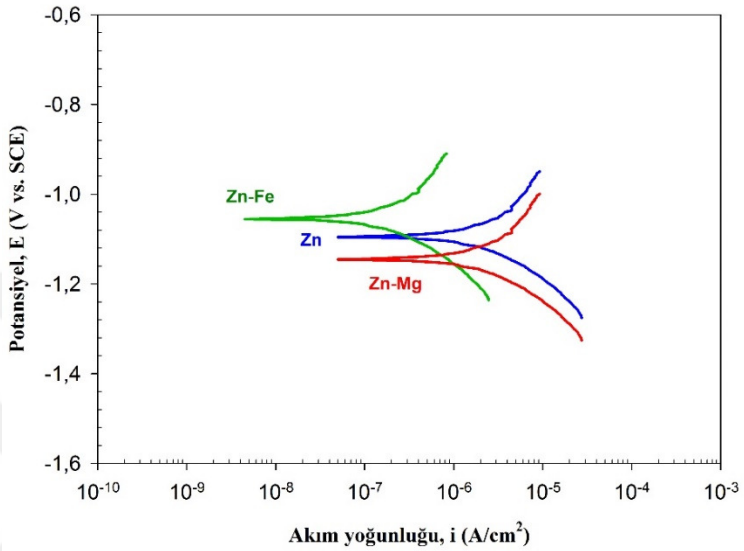
(a)



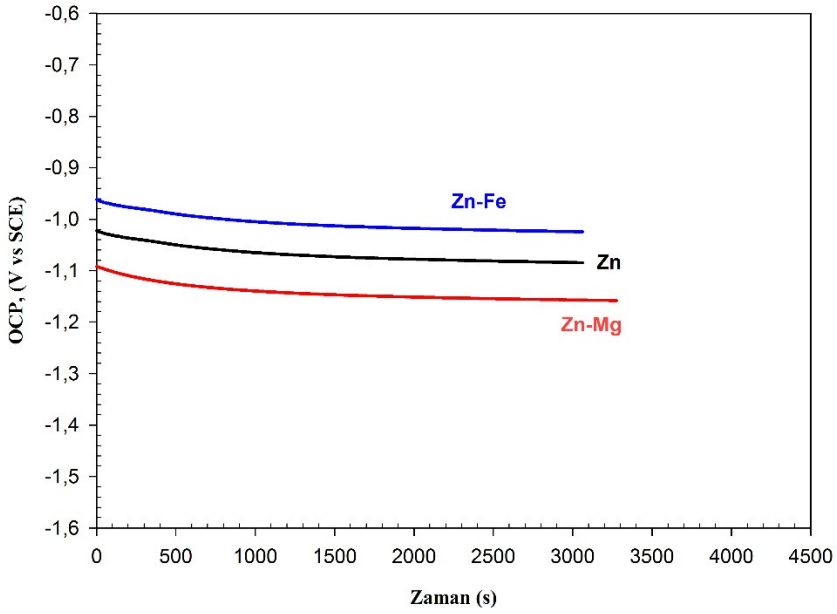
(b)

Şekil 4.8: Fe alaşımlarının korozyon sonuçları a) Tafel eğrileri, b) OCP eğrileri

Aşağıdaki şekillerde Zn alaşımlarının (a) Tafel eğrileri, (b) açık devre potansiyel (OCP) eğrileri görülmektedir. Tafel testlerinden görüldüğü gibi Mg ilavesi, Zn alaşımının akım yoğunluğunu (korozyon hızı) arttırmıştır. Fe ilavesi ise, Zn alaşımının akım yoğunluğunu (korozyon hızı) azaltmıştır.



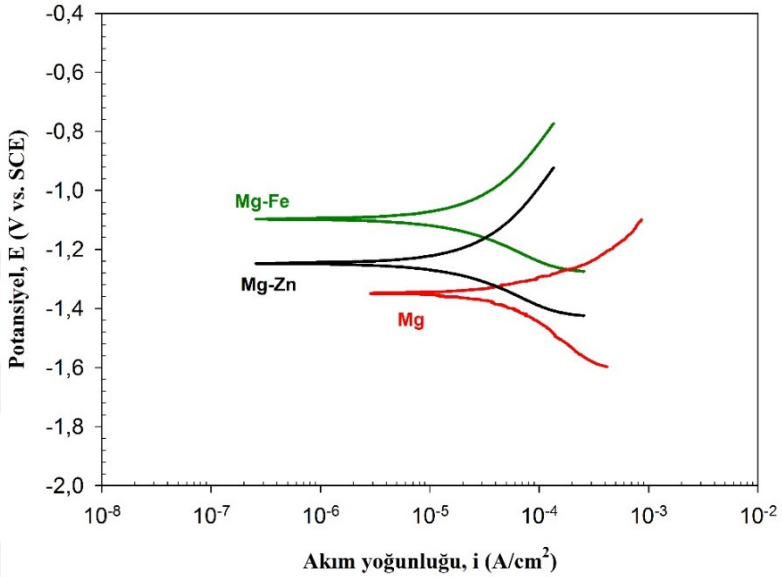
(a)



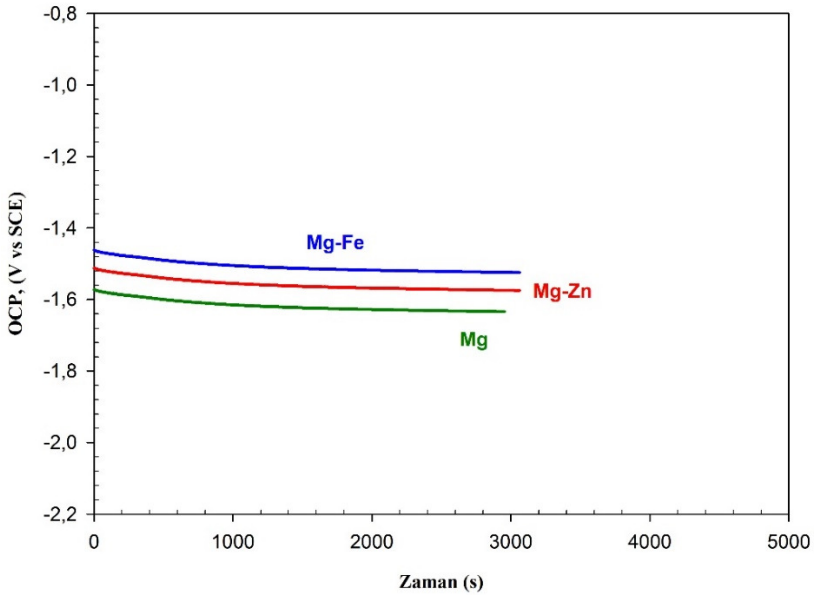
(b)

Şekil 4.9: Zn alaşımlarının korozyon sonuçları a) Tafel eğrileri, b) OCP eğrileri

Aşağıdaki şekillerde Mg alaşımlarının (a) Tafel eğrileri, (b) açık devre potansiyel (OCP) eğrileri görülmektedir. Görüldüğü gibi Zn ve Fe ilavesi, Mg alaşımının akım yoğunluğunu (korozyon hızı) azaltmıştır. Fe ilavesinde azalış hızı daha fazla olmuştur. Aynı zamanda, Fe ve Zn ilavesi Mg alaşımlarının korozyon potansiyelini arttırmıştır.



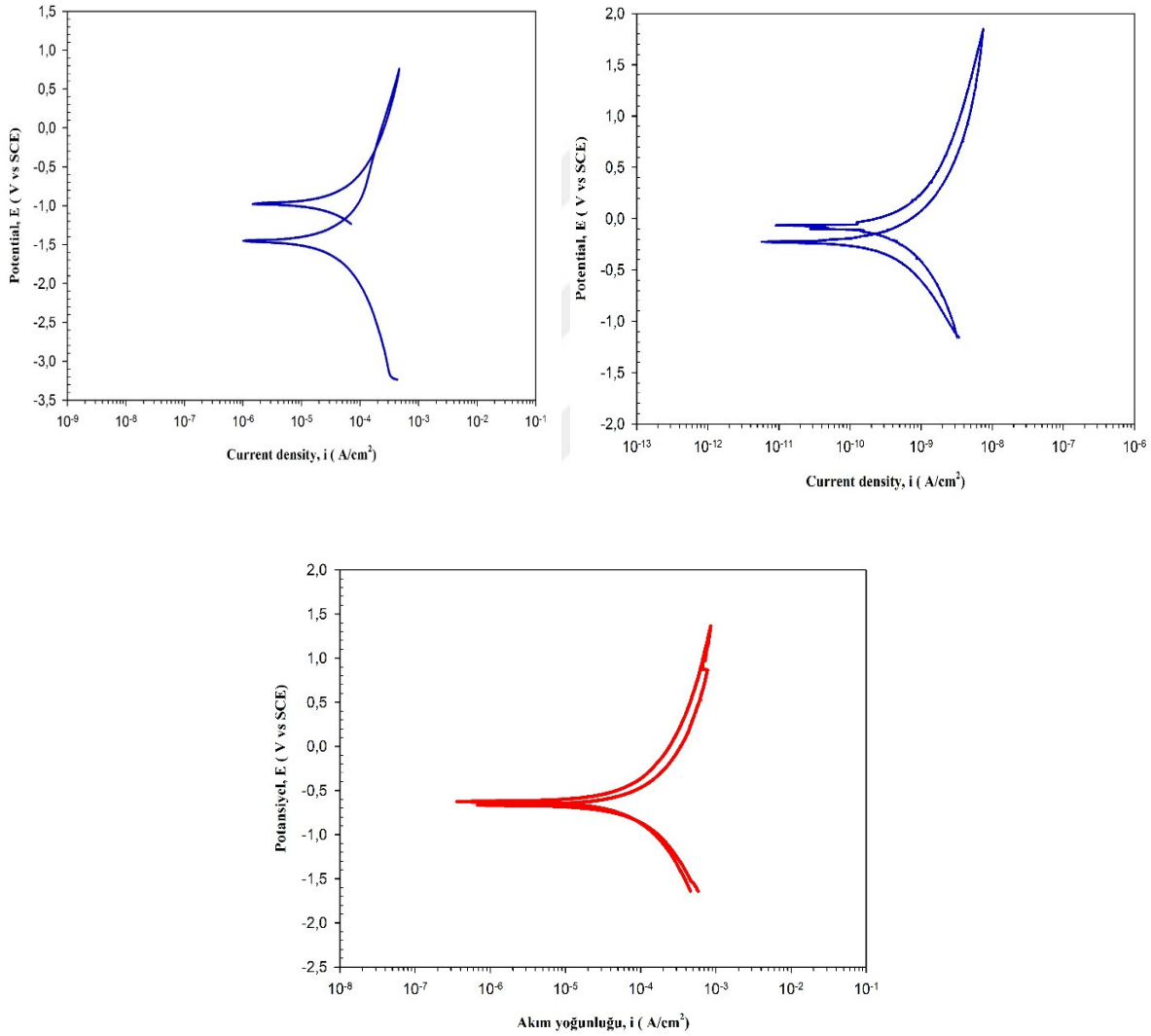
(a)



(b)

Şekil 4.10: Mg alaşımlarının korozyon sonuçları a) Tafel eğrileri, b) OCP eğrileri

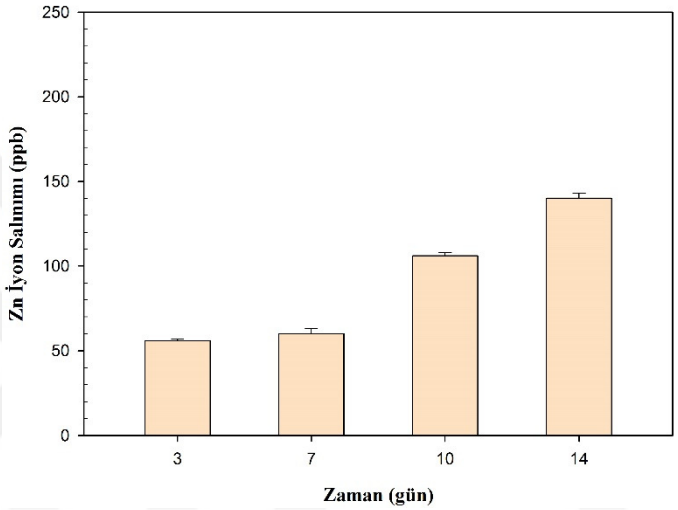
Aşağıdaki şekilde Mg alaşımlarının çevrimsel polarizasyon eğrisi görülmektedir. Genel olarak çevrimsel polarizasyon, malzemelerin bölgesel korozyon (oyuklaşma ve aralık) davranışı hakkında bilgi vermektedir. Çevrimsel polarizasyon eğrisinde geriye doğru polarizasyon sırasında görülen kapalı ilmek bölgesi oyuklaşma (pitting) korozyon davranışına eğilimi ifade etmektedir. Kapalı ilmek (loop) bölgesinin büyüklüğü oyuklaşma korozyonuna eğilimin ölçüsünü göstermektedir. Genel olarak Zn, Mg ve Fe alaşımların nispeten büyük kapalı ilmek bölgeleri olmadığından bölgesel korozyona nispeten dirençli oldukları söylenebilir.



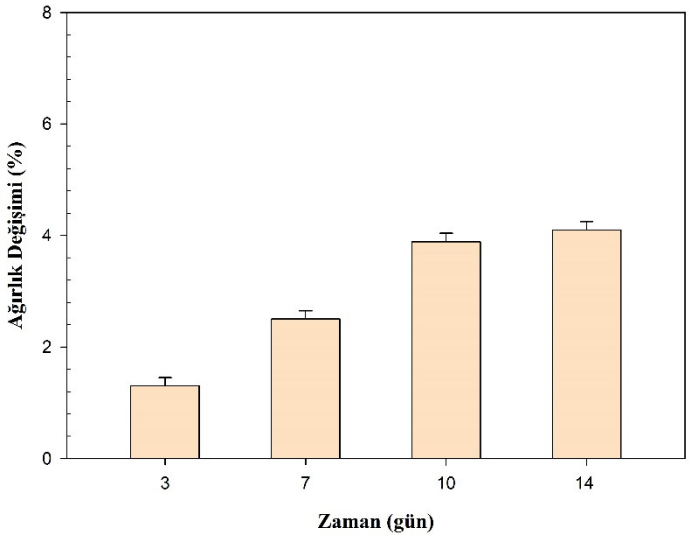
Şekil 4.11: a) Mg, b) Fe, c) Zn alaşımlarının çevrimsel polarizasyon eğrisi

4.4. BİYOBOZUNURLUK ÖZELLİKLERİ

Aşağıdaki şekillerde çinko (Zn) alaşımlarının statik daldırma testi ile bulunan iyon salınımı ve ağırlık değişimi sonuçları görülmektedir. Beklenildiği gibi, artan daldırma süresi ile ağırlık değişimi ve metal iyon salınım değerleri artmıştır. Salınan Zn iyon miktarı, insan vücudu için toksik eşik değerinden düşüktür.



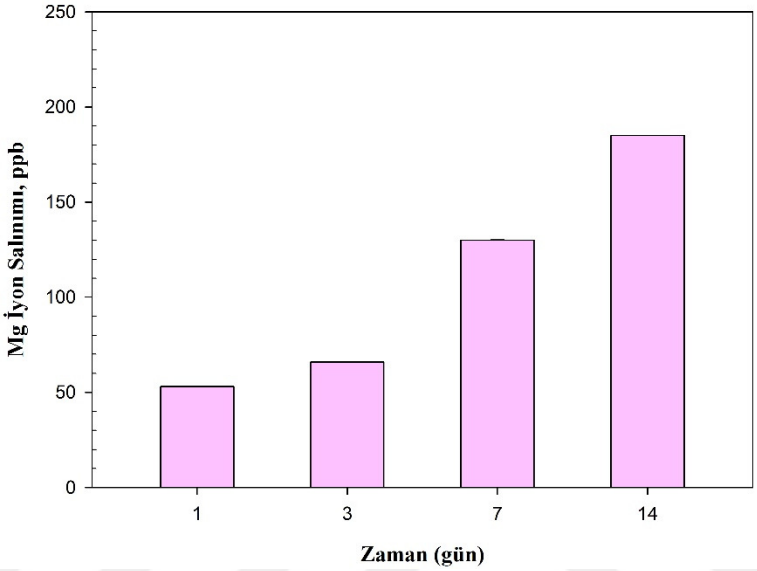
(a)



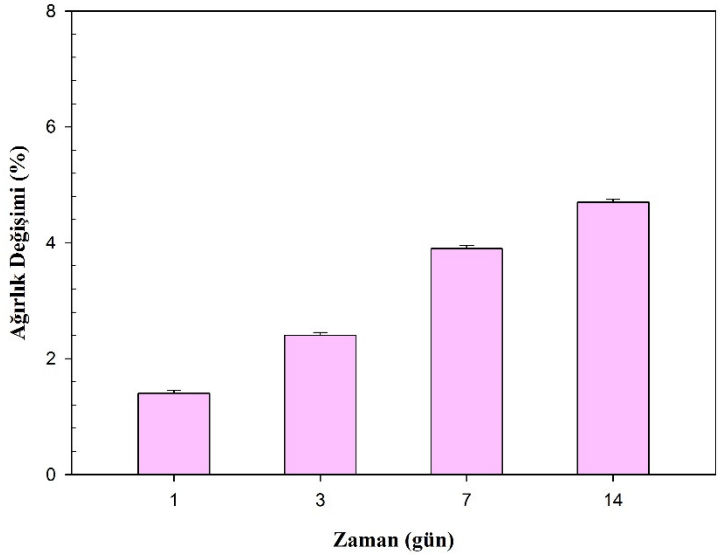
(b)

Şekil 4.12: Zn alaşımlarının statik daldırma testi sonuçları

Aşağıdaki şekillerde magnezyum (Mg) alaşımlarının statik daldırma testi ile bulunan iyon salınımı ve ağırlık değişimi sonuçları görülmektedir. Beklenildiği gibi, artan daldırma süresi ile ağırlık değişimi ve metal iyon salınım değerleri artmıştır. Salınan Mg iyon miktarı, insan vücudu için toksik eşik değerinden düşüktür.



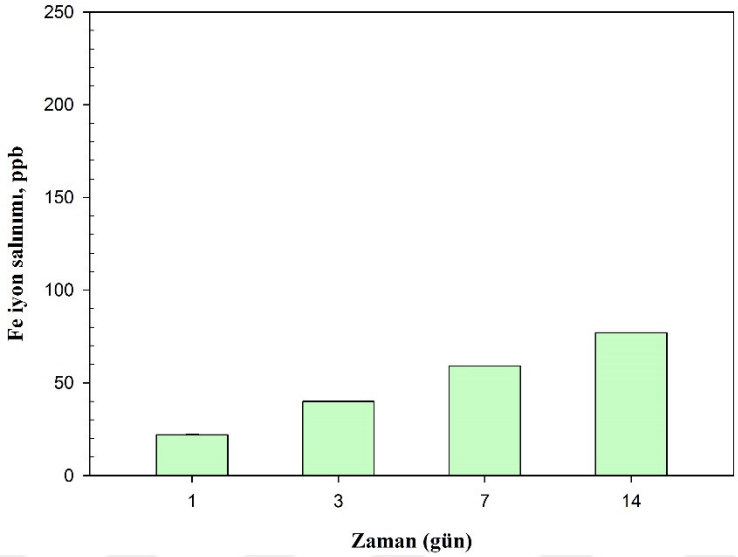
(a)



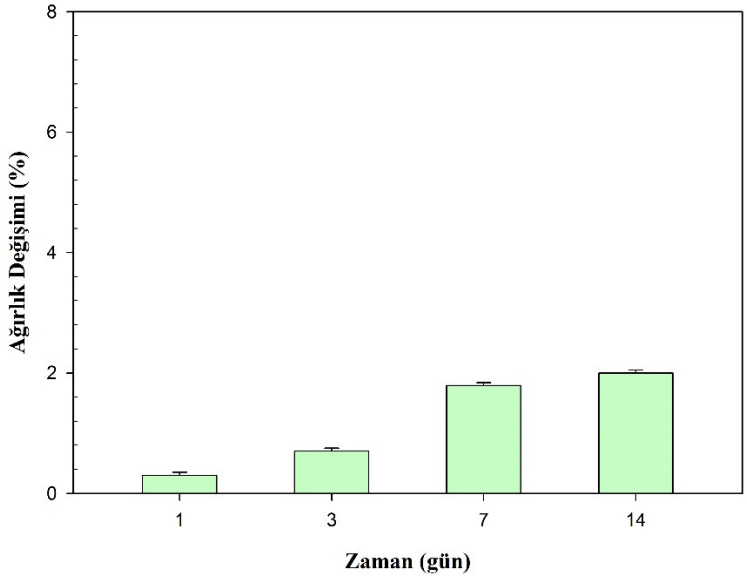
(b)

Şekil 4.13: Mg alaşımlarının daldırma testi sonuçları

Aşağıdaki şekillerde demir (Fe) alaşımlarının statik daldırma testi ile bulunan iyon salınımı ve ağırlık değişimi sonuçları görülmektedir. Beklenildiği gibi, artan daldırma süresi ile ağırlık değişimi ve metal iyon salınım değerleri artmıştır. Salınan Fe iyon miktarı, insan vücudu için toksik eşik değerinden düşüktür.



(a)



(b)

Şekil 4.14: Fe alaşımlarının daldırma testi sonuçları

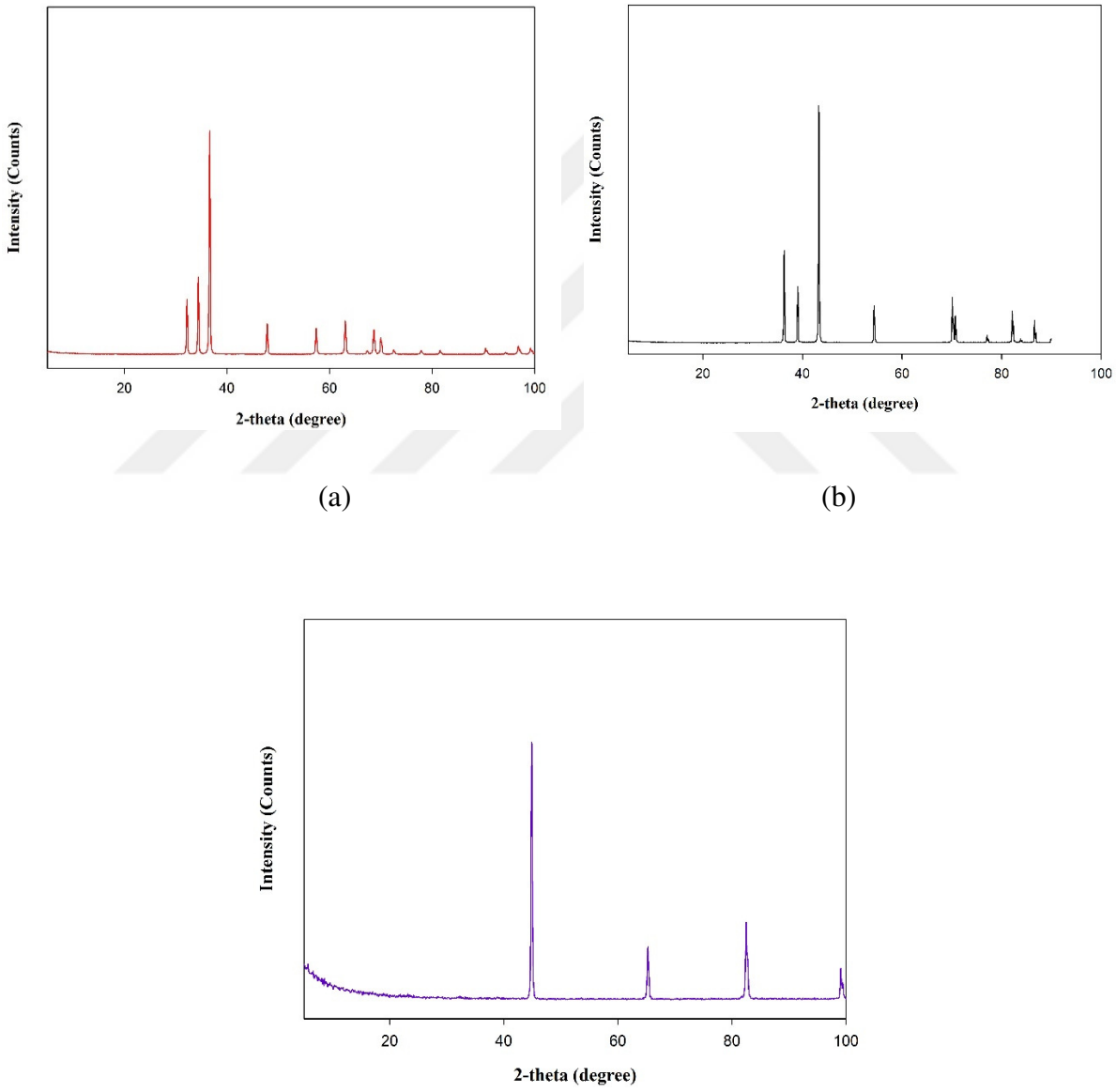
Aşağıdaki şekilde demir (Fe) alaşımının yapay vücut sıvısı (SBF) ortamı içerisinde 14 gün süresince daldırma testinden sonrasında ilgili numunenin çekilen fotoğrafı görülmektedir. Bekletme sonunda beklenildiği gibi numunelerin yüzeyinde ince beyaz hidroksiapatit (HA) esaslı bir tabaka gözlenmiştir. Bu tabakanın gözlenmesi alaşımın beklenildiği gibi biyoaktif/biyouyumlu olduğunu göstermiştir.



Şekil 4.15: Fe alaşımlarının daldırma testinden sonra çekilen fotoğrafı

X-Işını Difraksiyon Analizi

Üretilen alaşımların mikroyapısı x-ışını difraksiyon analizi ile incelenmiştir. Aşağıdaki şekilde Fe, Mg ve Zn alaşımlarının XRD paternleri görülmektedir. Genel olarak, Fe, Zn ve Mg alaşımlarında ana elementin faz yapısının korunduğu söylenebilir. Ayrıca, numunelerde bir miktar oksit tespit edilmiş olup, bu durum sinterleme atmosferinde bulunabilen oksijene bağlanmıştır.

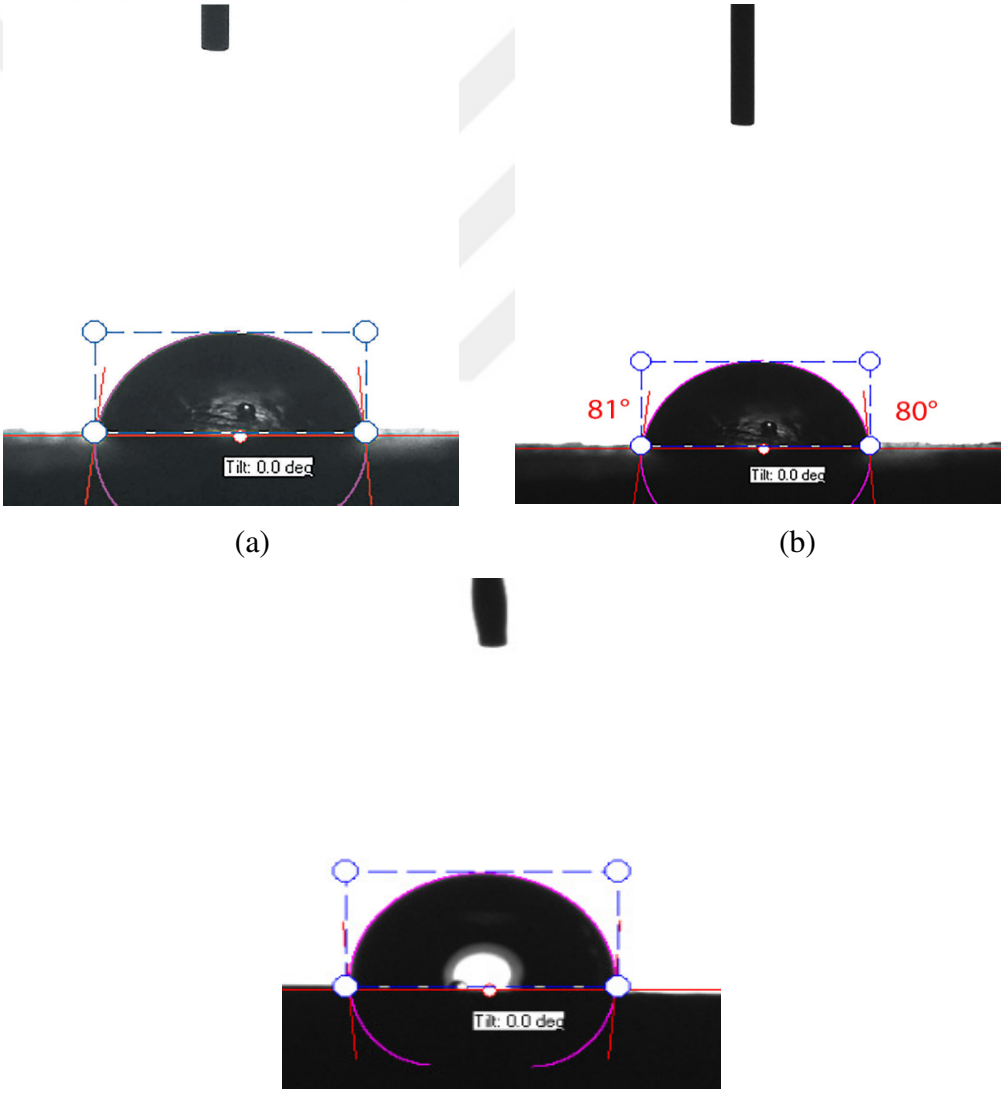


Şekil 4.16: Alaşımların XRD sonuçları, a) Mg, b) Zn ve c) Fe

Islatılabilirlik (Temas Açısı)

Biyomedikal implant malzemelerinin vücut sıvıları tarafından ıslatılabilir olması gerekmektedir. Hidrofil (ıslatabilir) yüzeyler için temas açısı 90° değerinden küçük, hidrofob (ıslatmayan) yüzeylerin ise 90° değerinden büyüktür.

Aşağıdaki şekilde alaşımların yüzeyindeki su damlasının temas açısı (ıslatılabilirlik) fotoğrafları görülmektedir. Islatılabilirlik değerleri biyomedikal implant uygulamaları için uygundur. Islatılabilirlik, implant yüzeyine adsorbe olan proteinleri ve konformasyonlarını etkilemekte ve osseointegrasyon gelişmektedir.



(a) (b)

(c)

Şekil 4.17: Temas açıları a) Mg, b) Zn c) Fe.

5. TARTIŞMA VE SONUÇ

Bu çalışmada, ortopedik implant (kırık kemik vidası, çapraz bağ interferans vidası) amaçlı geçici (biyobozunur) Mg alaşımları, Fe alaşımları ve Zn alaşımları numuneler üretilmiştir. Numuneler geleneksel toz metalurjisi (presleme-sinterleme) yöntemi ile üretilmiştir.

Biyobozunur malzemeler kemiğe yakın mekanik özelliklere, sert veya yumuşak doku iyileşme hızına yakın biyobozunma hızına ve uygun biyouyumluluğa sahip olmalıdır. Mg çok hafif bir metal olup, yoğunluğu kemiğe oldukça yakındır. Genellikle Mg alaşımlarının toklukları seramiklerden çok daha yüksek olup, elastisite modülleri ise kemiğe oldukça yakındır. Magnezyum (Mg) çok düşük standart elektrot potansiyeline sahip olup, bu nedenle oldukça düşük korozyon direncine sahiptir. Böylece, fizyolojik ortamlardaki yüksek korozyon hızlarından dolayı biyobozunur metal olarak kullanılabilir. Mg alaşımlarının vücut içindeki biyo-çözünme hızının kontrolünün Mg ye ilave edilecek belirli alaşım elementlerinin türü ve miktarıyla kontrol altına alınması amaçlanmıştır. Çinko (Zn) ilavesi magnezyumun tane boyutunu inceltir ve mekanik özelliklerini yükseltir. Kalsiyum (Ca) ilavesi Mg alaşımlarının yaşlanma kabiliyetinin geliştirmektedir. Mg alaşımı numuneler 550-590 °C, Zn numuneler 400-420 °C arasında argon atmosferinde yatay boru tipi tüp fırında sinterlenmiştir.

Bu çalışmada, karakterizasyon kapsamında, numunelerin mekanik özellikleri ve mikroyapıları karakterize edilmiştir. Numunelerin mekanik özellikleri basma testleriyle belirlenmiştir. Numunelerin elektrokimyasal korozyon özellikleri yapay vücut sıvısında incelenmiştir.

Tafel testlerine göre Zn ve Mg ilavesi, Fe alaşımının akım yoğunluğunu (korozyon hızı) arttırmıştır. Mg ilavesinde artış hızı daha büyük olmuştur. Aynı zamanda, Mg ve Zn ilavesi Fe alaşımlarının korozyon potansiyelini azaltmıştır. Tafel testlerinden görüldüğü gibi ayrıca Mg ilavesi, Zn alaşımının akım yoğunluğunu (korozyon hızı) arttırmıştır. Fe ilavesi ise, Zn alaşımının akım yoğunluğunu (korozyon hızı) azaltmıştır. Zn ve Fe ilavesi, Mg alaşımının akım yoğunluğunu (korozyon hızı) azaltmıştır. Fe ilavesinde azalış hızı daha fazla olmuştur. Aynı zamanda, Fe ve Zn ilavesi Mg alaşımlarının korozyon potansiyelini arttırmıştır.

Genel olarak çevrimsel polarizasyon, malzemelerin bölgesel korozyon (oyuklaşma) davranışı hakkında bilgi vermektedir. Çevrimsel polarizasyon eğrisinde geriye doğru polarizasyonda görülen kapalı ilmek oyuklaşma korozyon davranışına eğilimi ifade etmektedir. Kapalı ilmek

(loop) bölgesinin büyüklüğü oyuklaşma (pitting) korozyonuna eğilimin ölçüsünü göstermektedir. Genel olarak alaşımların nispeten büyük kapalı ilmek bölgeleri olmadığından bölgesel korozyona nispeten dirençli oldukları söylenebilir.

Biyomedikal implant malzemelerinin vücut sıvıları tarafından ıslatılabilir olması gerekmektedir. Hidrofil (ıslatabilir) yüzeyler için temas açısı 90° değerinden küçük, hidrofob (ıslatmayan) yüzeylerin ise 90° değerinden büyüktür. Numunelerin ıslatılabilirlik değerleri biyomedikal implant uygulamaları için uygundur.

Yapay vücut sıvısı (SBF) çözeltisi içerisinde statik bekletme sonunda beklenildiği gibi numunelerin yüzeyince ince beyaz hidroksiapatit (HA) esaslı bir tabaka gözlenmiştir. Bu tabakanın gözlenmesi ilgili alaşımın beklenildiği gibi biyoaktif ve biyouyumlu olduğunu göstermektedir.

Beklenildiği gibi, artan daldırma süresi ile Fe alaşımlarının, Mg alaşımlarının ve Zn alaşımlarının ağırlık değişimi ve metal iyon salınım değerleri artmıştır. Salınan Fe, Zn ve Mg iyon miktarları, insan vücudu için toksik eşik değerinden düşüktür.

Sonuç olarak, Mg esaslı, Zn esaslı ve Fe esaslı alaşımlarının geçici biyobozunur ortopedik vida yapım malzemesine olarak olduğu söylenebilir.

Öneriler ;

- Mg esaslı alaşım yapımında, alaşım elementi olarak nadir toprak elementleri (RE) gibi daha farklı elementler de denenmelidir.
- Elektrokimyasal korozyon testleri farklı pH değerlerine sahip yapay vücut sıvısı çözeltilerinde denenmelidir ve deney sayısı arttırılmalıdır.
- Hücre kültürü ortamında hücre ekimi gerçekleştirilebilir. Bu kapsamda Tıp Fakültesinden bir ekiple disiplinler arası bir çalışma yapılması önerilebilir.
- Etik kurulundan gerekli izinler alınıp, canlı hayvanlarla “in vivo” testler yapılmalıdır. Bu kapsamda Veteriner Fakültesinden bir ekiple disiplinler arası bir çalışma yapılabilir.

KAYNAKLAR

[1] Ayhan, H. 2002, Biyomalzemeler, Bilim ve Teknik Dergisi, TÜBİTAK.

[2] Mutlu, İ., 2011, Toz Metalurjisi Yöntemiyle Elde Edilen Gözenekli Martensitik Paslanmaz Çeliğin Mikroyapısı ve Mekanik Özellikleri. İ. Ü., Fen Bilimleri Enstitüsü, Doktora Tezi.

[3] Davis J.R. (editör). 2003. Handbook of Materials for Medical Devices. ASM International, New York, USA.

[4] Ratner, B. 2004, Biomaterials Science, An Introduction to Materials in Medicine, Elsevier.

[5] Karakaş, A., 2011, Sentetik vücut sıvısında hidroksiapatit hazırlanması, Yüksek Lisans Tezi, Yıldız Teknik Üniversitesi, Fen Bilimleri Enstitüsü, Kimya.

[6] Li J., Qin L., Yang K., Ma Z., Wang Y., Cheng L., Zhao D., 2020, Journal of Materials Science and Technology, 36, 190-208.

[7]. Bayraktar, T.O., 2015, Çimentolu Proksimal Femoral Çivi Uygulamalarımızın Sonuçları, Tıpta Uzmanlık Tezi, Okmeydanı Sağlık Uygulama ve Araştırma Merkezi Ortopedi ve Travmatoloji Kliniği.

[8]. Aydın, A.T., 1999, Ön Çapraz Bağ Yaralanmasının Tedavisinde Endikasyonlar, Acta Orthop Traumatol Turc, (33), 385.

[9]. Ünal, Ö.K., 2012, Patellar veya Hamstring Tendon Otogrefiti Kullanılan ve Femura Tünel İçi Çivileme Sistemi ile Tespit Edilen Ön Çapraz Bağ Onarımlarının Tedavi Sonuçlarının Karşılaştırılması, Uzmanlık Tezi, Uludağ Üniversitesi Tıp Fakültesi Ortopedi ve Travmatoloji Anabilim Dalı.

[10]. Mert, F., Gürün, H., Karaağaç, İ., Uluer, O., 2013, Kemik Tedavilerinde Kullanılan Biyobozunur İmplant Malzemeler, 1. Uluslararası Plastik & Kauçuk Teknolojileri Sempozyum ve Ürün Sergisi, Gazi Üniversitesi, Teknoloji Fakültesi, İmalat Mühendisliği Bölümü, Ankara.

[11] Akdoğan Eker, A., 2008, Magnezyum ve Alaşımları, Yıldız Teknik Üniversitesi, Mühendislik Fakültesi.

[12] Oktay, G., 2007, Katodik Ark FBB Yöntemi ile Ti6Al4V Altlık Malzemesi Üzerine Kaplanmış Magnezyumun Morfolojisine Bias Geriliminin Etkisi, Yüksek Lisans Tezi, İ.T.Ü., Fen Bilimleri Enstitüsü.

[13] Çinko ve Çinko Alaşımları, 2008, Yıldız Teknik Üniversitesi, Metalurji ve Malzeme Mühendisliği Bölümü, Demir Dışı Metal Üretimi Ders Notları.

[14]. Upadhyaya, G.S., 2002. *Powder Metallurgy Technology*, Cambridge International Science Publishing, England.

[15]. Engin, G., 2013, *Mikro Gözenekli Titanyum Parçaların Toz Enjeksiyon Kalıplama Yöntemiyle Üretilmesi Ve Karakterizasyonu*. Marmara Üniversitesi, Fen Bilimleri Enstitüsü, Yüksek Lisans Tezi.

[16]. ASM Handbook, 1998, *Powder Metal Tehnologies and Applications, Volume 7,* ASM International.

[17]. Jones, D.A., 1996. *Principles and Prevention of Corrosion*, Second Edition, Prentice Hall, USA.

[18]. Revie, R.W., Uhlig H.H., 2008. *Corrosion and Corrosion Control, An Introduction to Corrosion Science and Engineering*, 4th Edition, Wiley Interscience, New Jersey.

[19]. Kotan, G., 2006, *Productiona and Characterization of Porous Titanium and Ti-6Al-4V*, Ortadoğu Teknik Üniversitesi, Fen Bilimleri Enstitüsü, Yüksek Lisans Tezi.

[20]. Öztürk, T., 2012, *Productiona and Characterization of TiO2 nanotubes on Cp Titanium Surface*, İstanbul Teknik Üniversitesi, Fen Bilimleri Enstitüsü, Yüksek Lisans Tezi.

[21]. Topçuoğlu, M., 2006, *Microstructural and Electrochemical Characterization Ti-6Al-4V Eli Alloy*, Ortadoğu Teknik Üniversitesi, Fen Bilimleri Enstitüsü, Yüksek Lisans Tezi.

[22]. Marcus, P., 2012. *Corrosion Mechanisms in Theory and Practice*, 3th Edition, CRC Press, USA.

[23] E. Mostaed, M. Sikora-Jasinska, J.W. Drelich, M. Vedani. 2018, Zinc-based alloys for degradable vascular stent applications. Acta Biomaterialia 71, 1-23.

[24] Y.F. Zheng, X.N. Gu, F. Witte. 2014, Biodegradable metals. Materials Science and Engineering R 77, 1-34.

[25]. Koç, E., 2013, *Biyoçözünür Magnezyum Alaşımlarının Korozyona Bağlı Mekanik Davranışlarının Araştırılması*, Karabük Üniversitesi, Fen Bilimleri Enstitüsü, Metal Eğitimi Anabilim Dalı, Doktora Tezi.

[26] R. Orinakova, A. Orinak, L. Markusova Buckova, M. Giretova, Ľ. Medvecky, E. Labbanczova, M. Kupkova, M. Hrubovcakova, Karol Koval. 2013 Iron based biodegradable Foam structures. Int. J. Electrochem. Sci., 8, 12451-12465.

ÖZGEÇMİŞ

Kişisel Bilgiler	
Adı Soyadı	Nazlıcan İPEK
Doğum Yeri	Konak
Doğum Tarihi	25.09.1994
Uyruğu	☑ T.C. ❒ Diğer:
Telefon	0541 624 1299
E-Posta Adresi	nzlcnipek@gmail.com
Web Adresi	



Eğitim Bilgileri	
Lisans	
Üniversite	İstanbul Üniversitesi
Fakülte	Mühendislik Fakültesi
Bölümü	Metalurji ve Malzeme Mühendisliği
Mezuniyet Yılı	2016

Yüksek Lisans	
Üniversite	İstanbul Üniversitesi-Cerrahpaşa
Enstitü Adı	Lisansüstü Eğitim Enstitüsü
Anabilim Dalı	Metalurji ve Malzeme Mühendisliği Anabilim Dalı
Programı	Metalurji ve Malzeme Mühendisliği Programı

Makale ve Bildiriler