



**T.C.
HATAY MUSTAFA KEMAL ÜNİVERSİTESİ
FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ**

**SiC ve Al₂O₃ İLAVESİNİN Mg-Sn-Y ALAŞIMLARININ MİKROYAPI,
MEKANİK ve KOROZYON ÖZELLİKLERİ ÜZERİNDEKİ ETKİSİNİN
İNCELENMESİ**

İman HUZEYFE

FİZİK ANABİLİM DALI

YÜKSEK LİSANS TEZİ

**HATAY
OCAK- 2023**



T.C.

HATAY MUSTAFA KEMAL ÜNİVERSİTESİ

FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

**SiC ve Al₂O₃ İLAVESİNİN Mg-Sn-Y ALAŞIMLARININ MİKROYAPI,
MEKANİK ve KOROZYON ÖZELLİKLERİ ÜZERİNDEKİ ETKİSİNİN
İNCELENMESİ**

İMAN HUZEYFE

ORCID: 0000-0001-5671-3788

FİZİK ANABİLİM DALI

YÜKSEK LİSANS TEZİ

Danışman

Prof. Dr. İdris SORAR

ORCID: 0000-0002-1082-7576

HATAY

OCAK– 2023

T.C.
HATAY MUSTAFA KEMAL ÜNİVERSİTESİ
FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

**SiC ve Al₂O₃ İLAVESİNİN Mg-Sn-Y ALAŞIMLARININ MİKROYAPI,
MEKANİK ve KOROZYON ÖZELLİKLERİ ÜZERİNDEKİ ETKİSİNİN
İNCELENMESİ**

**İman HUZEYFE
FİZİK ANABİLİM DALI
YÜKSEK LİSANS TEZİ**

Prof. Dr. İdris SORAR danışmanlığında hazırlanan bu tez **19/01/2023** tarihinde aşağıdaki jüri üyeleri tarafından **OYBİRLİĞİ** ile kabul edilmiştir.

Prof. Dr. İdris SORAR
Başkan

Dr. Öğr. Üyesi Selma ÖZARSLAN
Üye

Doç. Dr. Hüseyin ŞEVİK
Üye

Kod No: 1441

Doç. Dr. Cengiz KARACA
Enstitü Müdürü

Bu çalışma HMKÜ Bilimsel Araştırma Projeleri Komisyonu tarafından desteklenmiştir.
Proje No: 21.YL.060

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

19/01/2023

TEZ BİLDİRİMİ

Tez içindeki bütün bilgilerin etik davranış ve akademik kurallar çerçevesinde elde edilerek sunulduğunu, tez yazım kurallarına uygun olarak hazırlanan bu çalışmada bana ait olmayan her türlü ifade ve bilginin kaynağına eksiksiz atıf yapıldığını ve tez üzerinde Yükseköğretim Kurulu tarafından hiçbir değişiklik yapılamayacağı için tezin bilgisayar ekranında görüntülendiğinde asıl nüsha ile aynı olması sorumluluğunun tarafıma ait olduğunu beyan ederim.

İman HUZHEYFE

ÖZET

SiC ve Al₂O₃ İLAVESİNİN Mg-Sn-Y ALAŞIMLARININ MİKROYAPI, MEKANİK ve KOROZYON ÖZELLİKLERİ ÜZERİNDEKİ ETKİSİNİN İNCELENMESİ

Magnezyum alaşımlarının sahip olduğu üstün mekanik ve korozyon özelliklerinin yanısıra yüksek biyouyumluluğu sebebiyle sağlık alanında oldukça fazla çalışmalar yapılmaktadır. Magnezyum alaşımlarının bu özelliklerini geliştirmek için en etkili yöntemlerden biri alaşımlama yapmaktır. Ayrıca kompozit ilavesiyle düşük mekanik özelliklerinin iyileştirildiği bilinmektedir. Bu nedenle bu çalışmada Mg-Sn-Y alaşımına farklı ağırlık oranlarında SiC ve Al₂O₃ ilavesi yapılarak gravite döküm yöntemiyle deneysel numuneler elde edilmiştir, üretilen alaşımların mikroyapı, mekanik ve korozyon özellikleri incelenmiştir.

Alaşımların mikroyapı özellikleri Alan Emisyonlu Taramalı Elektron Mikroskobu (FE-SEM), Enerji Dağılım Spektrometresi (EDS) analizi ve X-ışını difraksiyon (XRD) analizi kullanılarak incelenmiştir. Her bir alaşımın mekanik özelliklerini incelemek için mikro ve nano testleri yapılmıştır. Bu çalışmada, gravite döküm yöntemi ile üretilen alaşımların biyokorozyon davranışlarını incelemek için HBSS (Hanks Balanced Salt Solution- Hanks dengeli tuz solüsyonu) içinde potansiyodinamik polarizasyon testi yapılmıştır. Aynı solüsyon içinde belirli zaman aralığında kütle kaybı oranı ve korozyon hızı tespit edilmiştir.

Bu çalışmada matriks alaşımı olarak Mg-6Sn-3Y alaşımı seçilmiş ve ağırlıkça %0,5 ve 1,0 oranlarında ayrı ayrı olarak SiC ve Al₂O₃ ilavesi yapılarak nanokompozit malzemeler elde edilmiştir. Elde edilen numuneler üzerinde yapılan incelemeler sonucunda Mg-6Sn-3Y-1,0 Al₂O₃ alaşımının diğer alaşımlara göre HBSS içinde kütle kaybı oranının ve korozyon hızının en az olduğu ve Mg-6Sn-3Y-0,5 SiC alaşımının kütle kaybının en fazla olduğu görülmüştür. Mikroyapı analizlerinde alaşımlarda MgSnY, Mg₂Sn ve Sn₃Y₅ fazları tespit edilmiştir. Mekanik özellikleri açısından incelendiğinde Mg-6Sn-3Y alaşımına %1,0 Al₂O₃ ilavesinin en yüksek korozyon direnci, Mg-6Sn-3Y alaşımına %0,5 SiC ilavesinin ise yüksek sertliğe sahip olduğu görülmüştür. Korozyon ve mekanik özelliklere göre Mg-6Sn-3Y-1,0 Al₂O₃ numunesinin optimum mekanik ve korozyon özellikleri gösterdiği gözlenmiştir.

2023, 68 sayfa

Anahtar Kelimeler: Magnezyum alaşımları, biyomalzemeler, nanokompozit, korozyon, mekanik özellikler.

ABSTRACT

INVESTIGATION of THE EFFECT of SiC and Al₂O₃ ADDITION on THE MICROSTRUCTURAL, MECHANICAL and CORROSION PROPERTIES of Mg-Sn-Y ALLOYS

In addition to the superior mechanical and corrosion properties of magnesium alloys, many studies are carried out in the field of health due to its high biocompatibility. One of the most effective methods to improve these properties of magnesium alloys is alloying. In addition, it is known that low mechanical properties are improved with the addition of composite. Therefore, in this study, it was obtained by gravity casting method by adding SiC and Al₂O₃ in different weight ratios to the Mg-Sn-Y alloy. The microstructure, mechanical and corrosion properties of the produced alloys were investigated.

The microstructural properties of the alloys were investigated using Field Emission Scanning Electron Microscopy (FE-SEM), Energy Dispersion Spectrometer (EDS) analysis and X-ray diffraction (XRD) analysis. Micro and nano hardness tests were performed to examine the mechanical properties of each alloy. In this study, potentiodynamic polarization test was performed in HBSS (Hanks Balanced Salt Solution) to examine the biocorrosion behavior of the alloys produced. Mass loss rate and corrosion rate were determined in the same solution at a certain time interval.

In this study, Mg-6Sn-3Y alloy was chosen as the matrix alloy and nanocomposite materials were obtained by adding SiC and Al₂O₃ separately at 0.5% and 1.0% weight ratios. As a result of the examinations made on the samples obtained, it was seen that the mass loss rate and corrosion rate of Mg-6Sn-3Y-1.0 Al₂O₃ alloy was the least in HBSS compared to other alloys, and the mass loss of Mg-6Sn-3Y-0.5 SiC alloy was the highest. In microstructural analysis, MgSnY, Mg₂Sn and Sn₃Y₅ phases were detected in the alloys. When examined in terms of mechanical properties, 1.0% Al₂O₃ addition to Mg-6Sn-3Y alloy has the highest corrosion resistance, while 0.5% SiC addition to Mg-6Sn-3Y alloy has high hardness. According to the corrosion and mechanical properties, it was observed that the Mg-6Sn-3Y-1.0 Al₂O₃ sample showed optimum mechanical and corrosion properties.

2023, 68 pages

Keywords: Magnesium alloys, biomaterials, nanocomposite, corrosion, mechanical properties

TEŞEKKÜR

Yüksek lisans çalışması sürecince desteğini esirgemeyen danışman hocam sayın Prof. Dr. İdris SORAR'a, her adımda bana yol gösteren, yönlendiren ve bilgilerini benimle paylaşan, her zaman yanımda olan değerli hocam Dr. Öğr. Üyesi Selma ÖZARSLAN'a, tezin sürecinde desteğini esirgemeyen sayın Doç. Dr. Hüseyin ŞEVİK'e, okumamın sırasında hep yanımda duran, maddi ve manevi desteğini esirgemeyen, yokluğumu ve meşguliyetimi anlayan, zor günlerimi benimle geçiren, hedefime ulaşabilmem için bana güvenen ve her zaman beni destekleyen eşime, yokluğuma tahammül eden, hedefe ulaşmama ve kendilerinin geleceğini düşünerek bana azimet veren sevgili çocuklarıma, bugünlere gelmemde büyük emekleri olan, bana dua etmeyi hiçbir zaman bırakmayan, bana bilimi sevmeyi öğreten sevgili annem ve babama, zor günlerimde yanımda duran, annemin yokluğunda annemin yerini alan, her türlü destek veren sevgili kayınvalideme, her zaman manevi desteğiyle yanımda olan arkadaşlarıma teşekkür ederim.

İÇİNDEKİLER

ÖZET.....	I
ABSTRACT	II
TEŞEKKÜR.....	III
İÇİNDEKİLER	IV
ÇİZELGELER DİZİNİ	V
ŞEKİLLER DİZİNİ.....	VI
SİMGELER ve KISALTMALAR DİZİNİ	VIII
1. GİRİŞ.....	1
1.1. Biyomalzemeler	1
1.1.1. Metalik Biyomalzemeler.....	3
1.1.2. Seramik Biyomalzemeler.....	3
1.1.3. Polimer Biyomalzemeler	4
1.1.4. Kompozit Biyomalzemeler	5
1.1.4.1. Matris Kompozitler	6
1.1.4.2. Takviye Kompozitler	8
1.2. Biyobozunur malzemeler	8
1.3. Biyobozunur Magnezyum Alaşımları	8
1.3.1. Magnezyumun Sağlık Alanındaki Kullanımı	10
1.4. Nanokompozit Malzemeler.....	13
2. ÖNCEKİ ÇALIŞMALAR.....	16
2.1. Magnezyum alaşımları	16
2.2. Mg-Sn Alaşımları.....	17
2.3. Mg-RE Alaşımları.....	17
2.4. Mg-Sn-Y Alaşımları	18
2.5. Mg alaşımlarına nanoboyutta SiC ve Al ₂ O ₃ ilavesi	20
3. MATERYAL ve YÖNTEM.....	24
3.1. Magnezyum Alaşımları.....	24
3.2. Magnezyum Alaşımlarının Üretilmesi.....	26
3.3. Mikroyapı Analizleri.....	28
3.4. Sertlik Testleri.....	29
3.5. Korozyon Testleri.....	30
4. ARAŞTIRMA BULGULARI ve TARTIŞMA	35
4.1. Mikroyapı Çalışmaları	35
4.1.1. XRD Analizleri	35
4.1.2. SEM ve EDS Analizleri.....	37
4.2. Sertlik Testleri.....	40
4.3. Korozyon Testleri.....	44
5. SONUÇ ve ÖNERİLER.....	54
5.1. Sonuç.....	54
5.2. Öneriler	55
KAYNAKLAR	56
ÖZGEÇMİŞ	66

ÇİZELGELER DİZİNİ

Çizelge 1.1. Magnezyum alaşımlarına ilave edilebilen bazı elementler ve çözünme oranları	9
Çizelge 3.1. Mg, Sn, ve Y elementlerinin günlük alım dozları ve insan vücudunda bulunma miktarları	25
Çizelge 3.2. Üretilen numunelerin miktarları (g).....	28
Çizelge 3.3. HBSS solüsyonun içindeki kimyasal maddeler.....	33
Çizelge 4.1. TY1, TY2, TY3, TY4 ve TY5 numunelerin Vickers mikrosertlik ve nanosertlik değerleri	40

ŞEKİLLER DİZİNİ

Şekil 1.1.	İnsan vücudunda kullanılan biyomalzemeler.....	2
Şekil 1.2.	İnsan vücudunda kullanılabilen biyomalzemeler.....	2
Şekil 1.3.	Biyopolimerlerin sınıflandırılması	5
Şekil 1.4.	Metal matris kompozitler içerdikleri takviye malzemeye göre türleri.....	7
Şekil 1.5.	(a) 13 hastada halluks valgus kırığını tedavi etmek için MAGNEZIX® MgYREZr alaşımlı biyolojik olarak emilebilir kompresyon vidasının kullanımı. (b) 53 hastada distal radius kırığını tedavi etmek için K-MET™ MgCaZn alaşımı biyobozunur kemik vidasının kullanımı.....	11
Şekil 1.6.	a) Kemik fiksasyonu için çeşitli Mg esaslı implantlar, (b) biyolojik olarak emilebilir ortopedik implantlar, (c) gırtlak kullanımı için mikrocerrahi klipler, (d) yara kapama cihaz, (e) MAGNEZIX diş vidası	12
Şekil 1.7.	24 hafta sonra kalça kemiğinde ZX50 ve WZ21 kullanımının görüntüsü ..	13
Şekil 3.1.	Mg-Sn faz diyagramı.....	25
Şekil 3.2.	Sn-Y faz diyagramı	26
Şekil 3.3.	İndüksiyon ergitme fırınında silisyum karbür pota görüntüsü	27
Şekil 3.4.	Dökümde kullanılan metal kalıp	27
Şekil 3.5.	Mg-Sn-Y alaşımına eklenen a) SiC nanofiber, b) nano Al ₂ O ₃	28
Şekil 3.6.	Nanoindentasyon şeması; (a) çalışma prensibini gösteren diyagram, (b) yükleme ve boşaltma sürecini gösteren yük-yer değiştirme eğrisi. S, boşaltmanın temas sertliğidir	30
Şekil 3.7.	Korozyon prensibi	32
Şekil 3.8.	Tafel eğirileri ve Mg korozyon hızının belirlenmesi	34
Şekil 4.1.	TY1 alaşımına ait XRD grafiği	35
Şekil 4.2.	TY1, TY2 ve TY3 numunelerine ait XRD grafiği	36
Şekil 4.3.	TY1, TY4 ve TY5 numunelerine ait XRD grafiği	37
Şekil 4.4.	(a) TY1, (b) TY2, (c) TY3, (d) TY4 ve (e) TY5 numunelerine ait 500x büyütmede SEM görüntüleri	38
Şekil 4.5.	TY1 numunesine ait EDS sonuçları	39
Şekil 4.6.	TY1, TY2, TY3, TY4 ve TY5 numunelerine ait nanosertlik ve mikrosertlik değerleri.....	41
Şekil 4.7.	TY1, TY2, TY3, TY4 ve TY5 numunelerine ait yük-yer değiştirme eğrisi ..	42
Şekil 4.8.	(a) TY1, (b) TY2, (c) TY3, (d) TY4 ve (e) TY5 numunelerine ait Vickers izlerinin optik görüntüleri.....	43
Şekil 4.9.	(a) TY1, (b) TY2, (c) TY3, (d) TY4 ve (e) TY5 numunelerinin HBSS içinde bekletilmeden önceki görüntüsü.....	46
Şekil 4.10.	(a) TY1, (b) TY2, (c) TY3, (d) TY4 ve (e) TY5 numunelerinin 8 saat HBSS içinde bekletildikten sonraki görüntüsü	46
Şekil 4.11.	(a) TY1, (b) TY2, (c) TY3, (d) TY4 ve (e) TY5 numunelerinin 48 saat HBSS içinde bekletildikten sonraki görüntüsü	47
Şekil 4.12.	(a) TY1, (b) TY2, (c) TY3, (d) TY4 ve (e) TY5 numunelerinin 96 saat HBSS içinde bekletildikten sonraki görüntüsü	47
Şekil 4.13.	(a) TY1, (b) TY2, (c) TY3, (d) TY4 ve (e) TY5 numunelerinin 168 saat HBSS içinde bekletildikten sonraki görüntüsü	48
Şekil 4.14.	(a) TY1, (b) TY2, (c) TY3, (d) TY4 ve (e) TY5 numunelerinin 21 gün HBSS içinde bekletildikten sonraki görüntüsü	48

Şekil 4.15. (a) TY1, (b) TY2, (c) TY3, (d) TY4 ve (e) TY5 numunelerinin 672 saat HBSS içinde bekletildikten sonraki görüntüsü	49
Şekil 4.16. TY1, TY2, TY3, TY4 ve TY5 numunelerine ait pH grafiği.....	49
Şekil 4.17. TY1, TY2, TY3, TY4 ve TY5 numunelerine ait kütle kaybı grafiği.....	50
Şekil 4.18. TY1, TY2, TY3, TY4 ve TY5 numunelerine ait zamanla bozunma hızı grafiği	51
Şekil 4.19. TY1, TY2, TY3, TY4 ve TY5 numunelerine ait ortalama bozunma hızı grafiği	52
Şekil 4.20. TY1, TY2, TY3, TY4 ve TY5 numunelerine ait Log Akım Yoğunluğu grafiği	53



SİMGELER ve KISALTMALAR DİZİNİ

SİMGELER

Δm	: Kütle kaybı
A	: Yüzey alanı
A_c	: Kontak alanı
d	: İz üzerindeki köşegenlerin uzunluklarının ortalaması
D	: Yoğunluk
EW	: Eşdeğer ağırlık,
K	: Korozyon hızı birimlerini tanımlayan bir sabit
P	: Malzemede kullanılan yük
P_{maks}	: Uygulanan maksimum yük
S	: Boşalma eğrisinin eğimi
t	: Daldırma süresi
P	: Alaşımın yoğunluğu

KISALTMALAR

AE	: Magnezyum-Alüminyum-Nadir Toprak-Mangan Serisi
AM	: Magnezyum-Alüminyum-Mangan Serisi
AS	: Magnezyum-Alüminyum-Silisyum-Mangan Serisi
ASM	: Amerikan Malzeme Derneği
ASTM	: Amerikan Test ve Malzeme Derneği
AZ	: Magnezyum-Alüminyum-Çinko-Mangan Serisi
CMNC	: Seramik Matris Nanokompozitler
CNT	: Karbon Nano Tüp
CR	: Korozyon Hızı
CTE	: Isıl Genleşme Katsayısı
DMD	: Doğrudan Metal Biriktirme
EBSS	: Earle Dengeli Tuz Solüsyonu
EDS	: Enerji Dağılım Spektrometresi
E_{kor}	: Korozyon Potansiyeli
FE-SEM	: Alan Emisyonlu Taramalı Elektron Mikroskobu
HBSS	: Hanks Dengeli Tuz Solüsyonu
HV	: Vickers Sertlik Birimi
I_{kor}	: Korozyon Akım Yoğunluğu
MMNC	: Metal Matris Nanokompozit
NH	: Nanosertlik Değeri
OCF	: Açık Devre Potansiyeli
PLGA	: Poli-Laktik-Ko-Glikolik Asit
PLLA	: Poli-L-Laktik Asit
PMNC	: Polimer Matris Nanokompozit
Ppm	: Milyonda Bir
RE	: Nadir Elementi
REE	: Nadir Toprak Elementi
SBF	: Yapay Vücut Sıvısı
SBF	: Yapay Vücut Sıvısı
SEM	: Taramalı Elektron Mikroskobu
TM	: Toz Metalurjisi

UTS : Son Çekme Mukavemeti
XRD : X-Işını Difraksiyonu

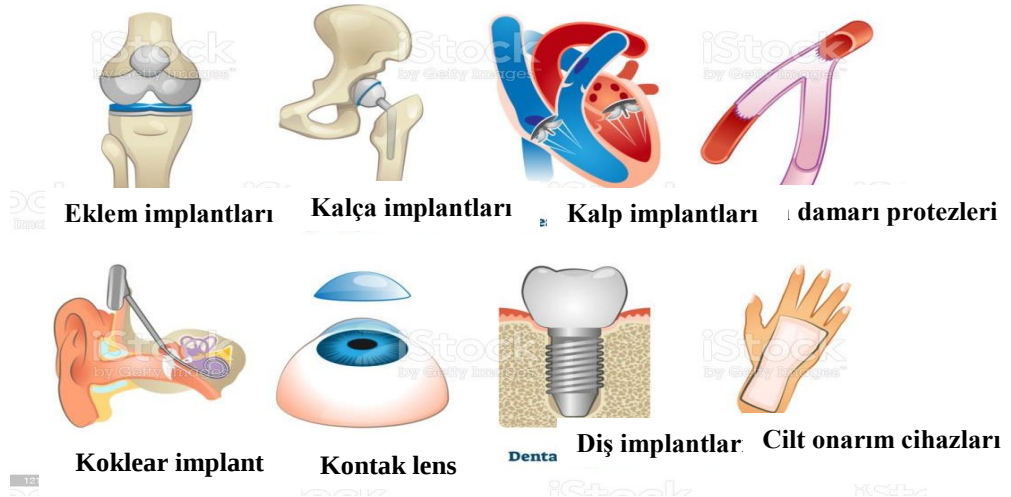


1. GİRİŞ

1.1. Biyomalzemeler

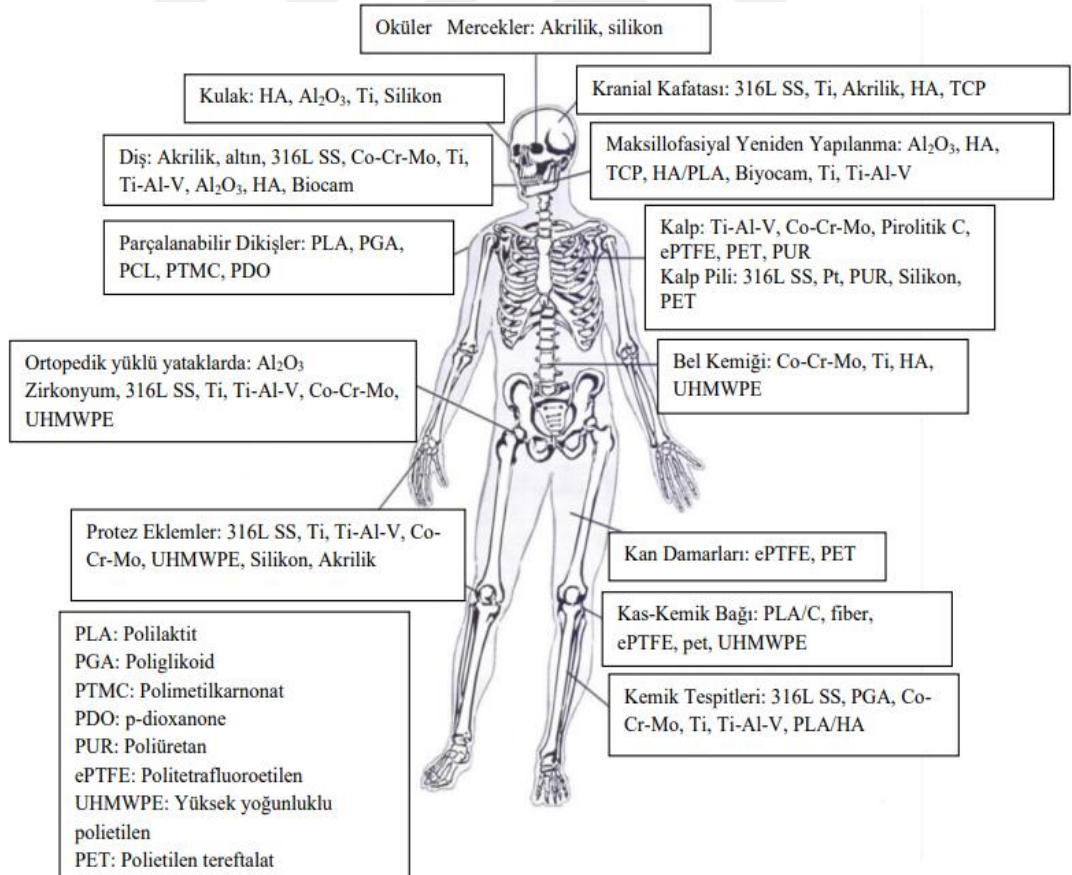
Biyomalzemeler, insan vücudundaki organ ya da dokuların işlevlerini güvenilir, ekonomik ve fizyolojik olarak kabul edilebilir bir şekilde değiştirmek veya desteklemek amacıyla kullanılan herhangi bir materyal olarak tanımlanmaktadır (Park ve Lakes, 2007). Birçok hastalığın tedavisinde, güçlendirme, onarma veya vücudun bir doku işlevini değiştirme veya teşhis amacıyla kullanılabilir. Dolayısıyla biyomalzemeler insan yaşamı boyunca temel sağlık ihtiyaçlarının başında gelmektedir. Bundan dolayı bu konuda yapılan çalışmalar günden güne hızla artmaktadır. Biyomalzemeler, 1900'li yılların başlarında ilk olarak kırık kemiklerin hızlı bir şekilde iyileştirilmesi için kullanılmıştır. Daha sonra cerrahide 1950'li yıllarda yapay damar çalışmaları, 1960'lı yıllarda yapay kalça eklemlerinin ve yapay kalp kapakçıklarının üretilmesinde kullanılmıştır (Sarsılmaz ve Sarsılmaz, 2003).

Biyomalzemeler; metaller, seramikler, polimerler ve kompozitler olmak üzere 4 gruba ayrılırlar (Pasinli, 2004). Son yıllarda vücudun değişik parçalarının onarımı ve yenilenmesi için birçok metal, seramik ve polimerler kullanılmaktadır (Gür ve Taşkın, 2004). Bu malzemeler özellikle ortopedik uygulamalarda eklem protezi ve kemik yenileme malzemesi olarak; yüz ve çene cerrahisinde, diş implantlarında, yapay kalp parçalarında, kalp kapakçığında, kateter, fiksator malzemesi olarak; bel kemiği enstrümantasyonlarında, kalça plaklarında, anatomik plaklarda, açılı plaklarda ve vücuda yerleştirilebilir cihazlarda vb. yerlerde oldukça yaygın olarak kullanılmaktadır (Gümüşderelioğlu, 2002).



Şekil 1.1 İnsan vücudunda kullanılan biyomalzemeler

Teknolojinin ilerlemesiyle biyomalzemeler üzerine yapılan çalışmalar hız kazanmıştır. Aşağıdaki şekilde insan vücudunda kullanılabilen biyomalzemeler gösterilmiştir (Güven, 2014; Akça ve ark., 2020).



Şekil 1.2. İnsan vücudunda kullanılabilen biyomalzemeler (Güven, 2014; Akça ve ark., 2020)

1.1.1. Metalik Biyomalzemeler

Metalik biyomalzemeler, sahip oldukları uygun mekanik özellikleri, termal iletkenlikleri ve elektriksel özelliklerinden dolayı biyomalzeme olarak kullanılırlar. Bazı metalik biyomalzemeler korozyon dayanımı ve mekanik özellikleri iyi olması nedeniyle ortopedik uygulamalarda sıkça kullanılmaktadır. Kırık olan bölgelerde metalik tabaka ve vidalar kullanılarak o bölgenin daha hızlı iyileşmesine yardımcı olurlar. Metalik biyomalzemeler damar kaplama, ortodontin kılavuz teli, sonda kılavuz teli ve kulak salyangozu implantlarının yapımında, yüz-çene cerrahisinde teşhis ve tedavi amaçlı üretilen cihazlarda kullanılmaktadır (Gür ve Taşkın, 2004; Pasinli, 2004). Titanyum, titanyum-alüminyum, nikel-titanyum alaşımları, vanadyum alaşımları, paslanmaz çelik ve kobalt-krom alaşımları metalik biyomalzeme olarak kullanılan metallerdir.

1.1.2. Seramik Biyomalzemeler

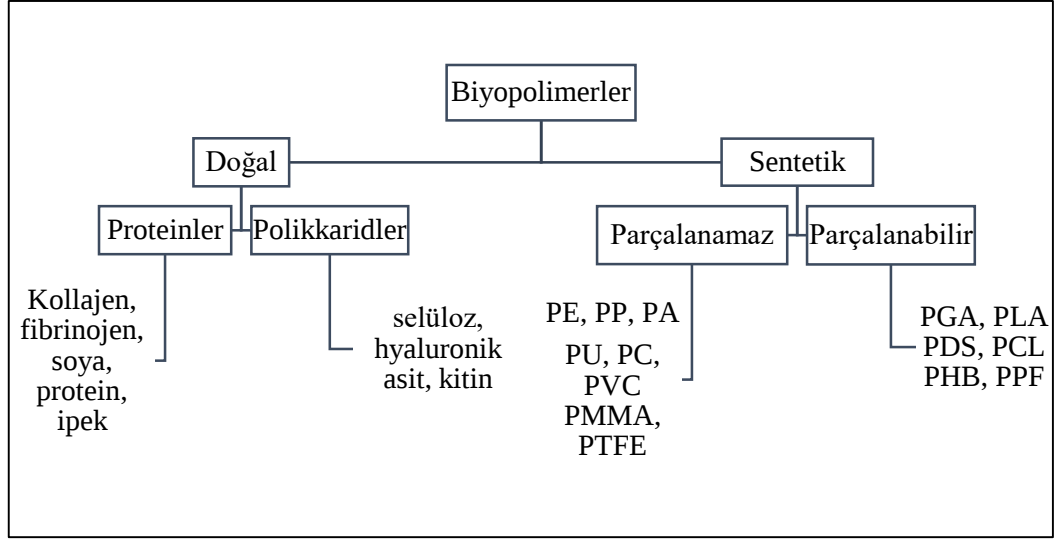
Seramik biyomalzemeler genellikle sert doku onarımı, rejenerasyon ve güçlendirme, özellikle yük taşıyıcı uygulamalarda veya metal implantlar üzerine kaplama olarak kullanılmaktadır. Kalsiyum fosfat (CaP) ve alümina (Al_2O_3) en çok kullanılan seramik biyomalzemelerdir. Sağlık sektöründe farklı uygulamalarda ve teşhis cihazlarında kullanılmıştır. Sert doku implantı olarak iskeletteki sert bağ dokusunun onarımında veya değiştirmesinde ve dişçilikte dolgu malzemesi olarak da kullanılmaktadır (Hench, 1991; Özkan ve ark., 2016). Üç tip biyoseramik mevcuttur.

- **Biyoinert biyoseramikler:** Yüksek dayanımlı seramiklerdir. Alümina'nın aşınma oranı oldukça düşüktür, böylece sıklıkla aşınma ve sürtünmeye maruz kalan kalça protezlerinde kullanılır. Zirkonya ise yüksek kırılma tokluğa sahip olması nedeniyle diş implantlarında ve metal implantlara alternatif olarak tercih edilmektedir (Du ve ark., 2021). Yüksek yoğunluğa, saflığa ($> \%99,5$) ve iri tane yapısına sahip polikristalin alfa- Al_2O_3 'ün, 1600-1700°C sıcaklıkta sinterlenmesi sonucu elde edilen alümina, korozyon direnci, yüksek dayanımı ve iyi biyouyumluluk özelliğinden dolayı, kalça protezlerinde ve diş implantlarında yaygın olarak kullanılmaktadır (Özkan ve ark., 2016).
- **Biyoaktif biyoseramikler:** Canlı bir organizmadaki dokular ile direkt bağlar oluşturabilen biyoaktif seramikler cam seramikler gibidir ve kemik dokusu onarımı uygulamalarında yaygın olarak kullanılmaktadır (Du ve ark., 2021).

- **Biyobozunur biyoseramikler:** 20. yüzyılın ortalarında, inert seramikler, insan iskeletinin hasarlı kısımlarının yerine kullanılmaya başlanmıştır. O zamanlar biyomedikal görevler için özel olarak geliştirilmemiş alümina ve zirkonya gibi sadece birkaç seramik türü kullanılıyordu. 21. yüzyılın başlarında, biyoseramik alanında çalışmalar artmıştır. Günümüzde, klinik alanda uygulanan biyoseramikler özellikle insan kemiğini onarmak ve yenilemek için tasarlanmıştır. Alümina, zirkonya, kalsiyum fosfatlar ve cam-seramikler, biyoseramiklerin örneklerindendir (Vallet-Regi, 2014). En büyük dezavantajları, kullanırken yavaş ilerleyen çatlaklar oluşması, yük tekrarı sonucu yorulma, düşük mekanik dayanım, kırılabilirlik ve işlenmelerinin zor olmasıdır (Pasinli, 2004; Güven, 2014).

1.1.3. Polimer Biyomalzemeler

Biyopolimerler, monomerlerin birbirlerine eklenmesiyle oluşan uzun zincirli büyük molekül ağırlıklı bileşiklerdir. Biyomalzemelerin hazırlanmasında kullanılan polimerler, doğal veya sentetik polimerler olmak üzere iki kategoriye ayrılır. Polietilen (PE), poliüretan (PU), politetrafluoroetilen (PTFE), poliasetal (PA), PC polikarbonat, polimetilmetakrilat (PMMA), polietilentereftalat (PET), silikon kauçuk (SR), polisülfon (PS), poliaktik asit (PLA) ve poliglikolik asit (PGA) biyopolimerlere örnek olarak verilebilir (Güven, 2014). Polilaktik asit (PLA), polivinil alkol (PVA), polikaprolakton (PCL) ve polilaktik-ko-glikolik asit (PLGA) gibi çeşitli sentetik polimerler, elastomerler ve plastikler olup iki çeşittir. Elastomer polimerler, üzerinde baskı kuvveti kaldırıldığında başlangıç haline dönebilirler. Polimerler biyomedikal uygulamalardaki güçleri nedeniyle yaygın olarak kullanılmaktadır (Yılmaz ve ark., 2019; Kalirajan ve ark., 2021).



Şekil 1.3.Biyopolimerlerin sınıflandırılması (Yaashikaa ve ark., 2022)

Polimerler, yapay lensler, büyük çaplı vasküler greftler, kalça implantları, işitme protezleri, sert doku protezleri, diyaliz cihazı ve parçaları, ameliyat ipi, şırınga ve kan torbalarında vb. kalıcı protez cihazlarında kullanılabilir (Griffith, 2000; Yılmaz ve ark., 2019). Cihazların elektronik devresini insan vücudundaki nem ve iyonlardan korumak için ambalaj olarak kullanılan polimerinin gaz geçirgenliği ve su geçirgenliğini içeren ana kriterlerle implante edilmiş cihazları paketlemek için yaygın olarak kullanılmaktadır. Tıbbi uygulamalar için prototip polianhidrit, ilaç dağıtımı için klinik olarak kullanılmıştır. Moleküler hücre biyolojisi ve gelişim biyolojisi bilimlerindeki büyük ilerlemelerin sonucunda bağ dokularının değiştirilmesinde cerrahi ve yeni uygulamalar da ortaya çıkmıştır. Geleneksel hap formunda alınamayan bir dizi yeni protein ve nükleik asit bazlı ilaç, kontrollü ilaç salımı ve gen tedavisi için yeni implante edilebilir polimerler için itici güç sağlar. (Griffith, 2000).

1.1.4. Kompozit Biyomalzemeler

Kompozitler, iki ya da daha fazla sayıda farklı kimyasal yapıdaki malzemelerin özelliklerini koruyarak oluşturduğu çok fazlı malzemeler olarak sınıflandırılır (Zhou ve ark., 2019). Ayrıca kompozit malzemenin bileşimi ve oranı değiştirilerek, implantın vücuttaki fonksiyonuna göre mekanik ve fizyolojik şartlara uygun hale gelmesi sağlanabilir. Kompozit malzemeler, yapısal uyumluluğun sağlanması açısından homojen birçok malzemeye göre daha avantajlıdır (Chung, 2003; Çırak ve Yakıncı, 2020).

Kompozit malzemelerin diğerk bir avantajı da üretim süreçlerinin çoğunun büyük ve daha karmaşık yapılara uygulanabilmesi ve maliyetin düşük olmasıdır. Kompozit malzemeler, yüksek dayanıma ve düşük elastisite modülüne sahip olmaları nedeniyle genellikle ortopedik uygulamalar için tercih edilmektedir. Kompozit malzemelerin sağlayabileceğı diğerk üstünlükler; korozyona direnç, metal yorulmasının ve metal iyonları salınımının görülmemesi ve kırılmalıklık özelliğinin azalmasıdır (Güven, 2014). Kompozit malzemelerin ek bir avantajı, takviye fazının hacim fraksiyonlarını ve lokal ve global düzenini kontrol ederek, bir implantın özelliklerinin ve tasarımının, konak dokuların mekanik ve fizyolojik koşullarına uyacak şekilde değıştirilebilmesi ve uyarlanabilmesidir. Bu nedenle, kompozit malzemelerin homojen monolitik malzemelerden daha büyük bir yapısal biyouyumluluk potansiyeli sunduğı öne sürülmektedir (Ramakrishna ve ark., 2001). Kompozit malzemelerin ana yapısı iki bileşenden oluşmaktadır. Bunlar matris malzeme (Polimer, metal ve metal alaşımlı, seramik esaslı malzemeler) ve takviye malzeme olarak ayrılır (fiber, karbon, bor ve diğerk metallerin elyaf, parçacık, plakacık, kıl kristal gibi parçacıkları kullanılmaktadır). Bu iki malzemenin (metal matris ve takviye) bir araya getirilmesi ile üretilen yeni malzemenin mukavemeti, aşınma dayanımı, korozyon ve sertlik özelliklerinin geleneksel malzemelere göre iyileştiiğeri görülmektedir. Bu nedenle bu malzemeler otomotiv sanayisinde, gaz türbinlerinde, havacılık sanayisinde ve nükleer güç ekipmanlarında etkili bir şekilde kullanılmaktadır (Çiçek ve ark., 2015).

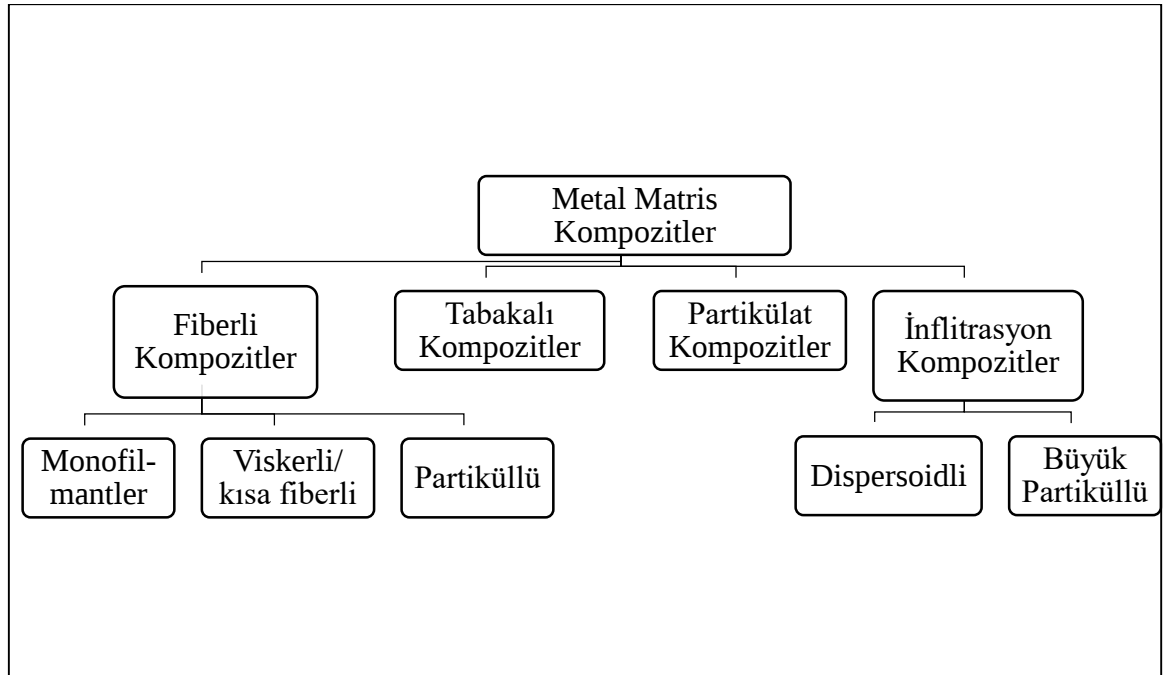
1.1.4.1. Matris Kompozitler

Partikül takviyeli metal matris kompozitler, matris boyunca homojen bir şekilde dağılmış olan güçlendirici partiküllerden oluşur. Bu malzemelerin en önemli özelliğı, donatı malzemesi cinsi ve hacim oranı ayarlanarak fiziksel ve mekanik özelliklerinin uygun hale getirilebilmesidir. Diğerk önemli özellikler, ısı genleşme katsayısı (CTE) ve boyutsal kararlılığın, donatı türü, boyutu, morfolojisi ve miktarı kontrol edilerek ayarlanabilmesidir (Anonim, 2022).

- **Polimer Matris Kompozitler (PMC):** Matris olarak organik polimerin ve takviye olarak fiberin kullanıldığı malzemedir. Fiberin mukavemeti ve modülü normalde matris malzemesinden çok daha yüksektir. Bu nedenle, lifleri ana yük taşıyan bileşen yapar. Bununla birlikte, elyafları birbirine sıkıca bağlamak için iyi yapışma özelliklerine

sahip bir matris malzemesi olmalıdır. Aynı zamanda, matris malzemesi, uygulanan yükü düzgün bir şekilde dağıtmaya ve yükleri fibere aktarmayı sağlamaktadır. Kompozit malzemelerin bazı özellikleri temel olarak matris malzemesinin özelliklerine bağlıdır. Kompozit malzemelerde fiber, matris ve aralarındaki ara yüzeyin performansı, kompozit malzemelerin performansını doğrudan etkiler (Wang ve ark., 2011).

- **Metal Matris Kompozitler (MMC):** Metal matris kompozitler, sünek bir metal matris ile takviye malzemelerden oluşan kompozitlerdir. Çalışma sıcaklıkları 200-800°C arasında değişmektedir. Bu nedenle yüksek sıcaklıklı ortamlarda kullanıma uygundur. Polimer matris kompozitlere göre mekanik özellikleri daha yüksektir ve yüksek sıcaklığa uyumu PMC'lere göre daha iyidir. En önemli dezavantajları takviye malzemeyle kimyasal ve mekanik uyumluluğunun zayıflığı ve reçine matrislere kıyasla işleme koşullarının daha sert olmasıdır. Alüminyum, magnezyum, titanyum ve bakır gibi metaller en çok kullanılan alaşımlardır. Hacimce %10-60 arasında takviye partiküller (SiC ve Al₂O₃), sürekli (karbon, silikon karbid, boron, alumina ve refraktör metallerdir) ve süreksiz fiberler (alumina ve karbon) ve viskerler (silikon karbid) olarak kullanılabilir. MMC içerdikleri takviye malzemeye göre, Sürekli fiber takviyeli (CFRM), monofilament takviyeli (MFRM), kısa fiber takviyeli (SFRM), visker takviyeli (WRM), partikül takviyeli (PRM) metal matris kompozitler olarak isimlendirilir (Anonim, 2022).



Şekil 1.4. Metal matris kompozitler içerdikleri takviye malzemeye göre türleri (Anonim, 2022)

- **Seramik Matris Kompozitler (CMC):** Seramik matris kompozitler geleneksel ve gelişmiş olmak üzere iki sınıfa ayrılmaktadır. Geleneksel seramikler, genellikle monolitik formdadır. Tuğlalar, çömllekler ve fayanslar seramik matris kompozitlere örneklerdir. Gelişmiş seramiklerin önemli özellikleri arasında, ısıya, kimyasallara ve aşınmaya karşı yüksek dirençli olmaları gelir. Bununla birlikte, bu özellikler bunların basit ve ekonomik bir şekilde imal edilmesini zorlaştırmaktadır. Ayrıca çekme ve darbe yüklemesi altında çok iyi değillerdir (Chawla, 2013).

1.1.4.2. Takviye Kompozitler

Takviye elemanların en temel görevi kompozit yapıya katılan matris yapıyı desteklemesi, malzemenin hacmini arttırması ve yüklere karşı güçlendirmesidir. Takviye elemanları genellikle elyaflar, kırılmış lifler, viskerler, seramik ve metal partiküller, tabakalar şeklinde kullanılabilir. Aynı kompozit yapı içerisinde iki ya da daha fazla takviye elemanın bulunması durumunda bu tip kompozitlere “hibrid/karma kompozitler” denmektedir (Yastımoğlu ve Özkan, 2017).

1.2. Biyobozunur Malzemeler

Biyomalzemelerin bir kısmı vücut içerisinde belirli bir süre kaldığında biyolojik olarak parçalanabilir ve biyobozunur malzeme olarak tanımlanır. Biyobozunur polimerler, metalik (magnezyum ve alaşımları) ve seramikler olarak en çok yaygın tür olarak kullanılırlar (Güner ve Meran, 2020). Biyobozunur malzemeleri diğer biyomalzemelerden farklı tutan özellik, vücut içerisinde bir süre kaldıktan sonra yani işlevlerini tamamladıktan sonra bozularak idrarla vücuttan atılmalarıdır. Böylelikle tedavinin sonunda implantın vücuttan çıkarılması için ikinci bir ameliyata gerek kalmaz, bu şekilde ekonomik ve sağlık açısından daha güvenlidir (Staiger ve ark., 2006; Chen ve ark., 2014; Fare ve ark., 2010; Özarslan ve ark., 2019).

1.3. Biyobozunur Magnezyum Alaşımları

Biyobozunur polimerler ortopedik ve sağlık alanında çok yaygın kullanılmasına rağmen zayıf mekanik özelliklerinden dolayı bu malzemelere göre nispeten daha

dayanıklı, yük taşıma özelliğine sahip, iyi mukavemet ve süneklik özelliği gösteren biyobozunur Mg esaslı metal biyobozunur malzemeler tercih edilmektedir (Li ve ark., 2008; Zhang ve ark., 2010; Zhang ve ark., 2012; Özarslan ve ark., 2019). Bununla birlikte, doğada magnezyumun bolluğu ve avantajlı kimyasal-fiziksel özellikleri, bu metalin çok çeşitli biyolojik fonksiyonlara dahil edilmesini desteklemiştir. Magnezyum canlı organizmalarda en bol bulunan dördüncü katyondur (insan vücudunda en fazla sırasıyla: kalsiyum, potasyum, sodyum ve magnezyum bulunur). İnsanlarda günlük Mg alımı 0,5 g/gün kadar yüksek olarak tahmin edilmektedir (Wolf ve Cittadini, 2003). Magnezyum vücut için gerekli elementtir ve yüksek biyoyoumluluğa sahip olmasından dolayı, diğer biyobozunur malzemelere göre daha avantajlı özelliklere sahiptir. (Staiger ve ark., 2006; Mert ve ark., 2013).

İlk olarak magnezyum, 1808 yılında Humphrey Davy tarafından ayrıştığı için, magnezyumun kâşifi olarak kabul edilmiştir. 1878’de Doktor Edward C. Huse hastaların kanamalarını durdurmakta ve damarları birbirine bağlamakta magnezyum telleri kullanmıştır (Witte, 2010; Moravej ve ark., 2011; Kirkland ve ark., 2012; Özarslan, 2018). Sonrasında Mg daha yaygın olarak kullanılmaya başlanmıştır. Kimyasal olarak aktif metallerden olması, atmosferde, sulu ortamlarda, farklı çözeltilerde kötü korozyon direncine sahip olmasından dolayı pek çok uygulamada kullanımı kısıtlanmıştır. Dolayısıyla magnezyum ve alaşımlarının korozyon mekanizması üzerine çok sayıda araştırma yapılmaktadır (Gerengi ve ark., 2017). Magnezyuma farklı maddeler katarak mekanik özelliklerinde iyileşmeler yaptığı görülmüştür. Çizelge 1.1’de magnezyuma ilave edilebilen elementler ve çözünme oranları verilmiştir.

Çizelge 1.1. Magnezyum alaşımlarına ilave edilebilen bazı elementler ve çözünme oranları (Ghali, 2010; Ghali, 2011; Xu ve ark., 2022)

Element	%Atomik	%Ağırlık
Lityum	17,00	5,50
Alüminyum	11,80	12,70
Kalsiyum	0,82	1,34
Silikon	0,00	0,00
Kalay	3,35	14,48
İtriyum	3,75	12,47
Demir	0,00	0,00
Bakır	0,02	0,04
Çinko	2,40	6,20
Zirkonyum	1,00	3,80

Magnezyum alaşımları hafif olması, iyi ısıl iletkenliğe, titreşim sönümleme kapasitesine sahip olması, düşük akustik empedans karakteristik özelliklerinden dolayı farklı alanlarda kullanılmıştır (Demirci ve ark., 2015). 20. yüzyılın ortalarında magnezyumun ticari olarak kullanımı artmıştır. Özellikle 1950-1960'larda otomotiv sektöründeki uygulamalarda Mg alaşımlarının talebi çok artmıştır ve otomotiv endüstrisinde en çok kullanılan üçüncü metalik malzeme olmaya devam etmektedir. Ticari olarak magnezyum-alüminyum-çinko (AZ) serisi, magnezyum-alüminyum-mangan (AM) serisi, magnezyum-alüminyum-silisyum (AS) serisi ve yeni geliştirilen magnezyum-alüminyum-nadir toprak (AE) serisi en çok kullanılan alaşım serilerindendir (ASM Handbook Volume 2, 1996; Vanlı, 2007; Tan ve Ramakrishna, 2021). Magnezyumun sahip olduğu en önemli özellik diğer işlenebilir metaller arasında en hafifi olmasıdır. Bu özellikten dolayı, otomotiv, havacılık, uzay ve sağlık alanında oldukça fazla tercih edilmekte ve sürekli geliştirilmektedir (Mordike ve Ebert, 2001). Savunma sanayi sektörlerinde, silah gövdelerinde, uzun mesafeli balistik füzelerde kullanılmaktadır. Ayrıca havacılık sektöründe, uçağın ağırlığını azaltmak için çeşitli çalışmalar yapılmaktadır. Magnezyum hafif olması nedeniyle bu çalışmalarda tercih edilmektedir. Sağlık alanında ise Mg alaşımlarının tercih edilmesinin nedenlerinden biri biyomalzeme olarak magnezyumun canlı dokular ile uyumlu olmasıdır. Biyomedikal cihazlarda ise implant uygulamalarında, pin ve vida görevi görecektir şekilde kullanım örnekleri bulunmaktadır (Mochizuki ve Kaneda, 2015).

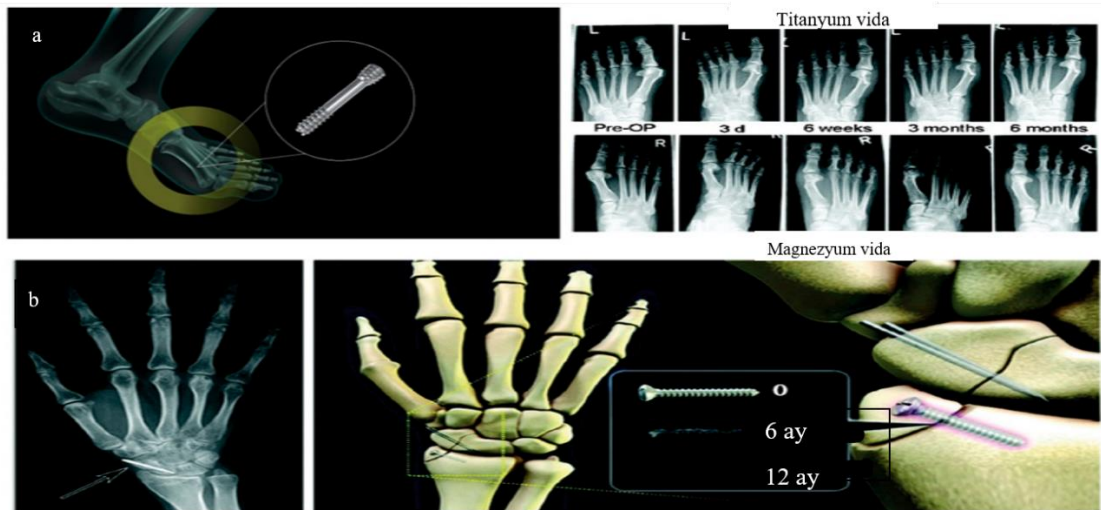
1.3.1. Magnezyumun Sağlık Alanındaki Kullanımı

Magnezyum alaşımlarının tıp alanında ilk kullanımı 1948'de Troitskii ve Tsitrin tarafından psödoartroz vakalarını tedavi etmek için magnezyum kadmiyum kullanılarak rapor edilmiştir. Troitskii ve Tsitrin'in deneysel uygulamasını takiben, magnezyum esaslı ortopedik implantlarla ilgili hiçbir klinik çalışma bildirilmemiştir (Riaz ve ark., 2019). Diğer erken deneysel uygulamalar saf magnezyumdan tüpler, plakalar, teller, levhalar ve vidalar üretmeyi içerir ve bunlar hem insanlar hem de hayvanlar üzerinde test edilmiştir (Witte, 2010; Tan ve Ramakrishna, 2021).

Günümüzde magnezyum ve magnezyum alaşımları kas-iskelet sistemi ve ortopedik uygulamalar için yaygın olarak kullanılmaktadır (Tan ve Ramakrishna, 2021). Özellikle magnezyum esaslı ortopedik implantlar, kan damarlarının ve kemik dokusunun

yenilenmesini olumlu yönde etkiler. Magnezyum esaslı olmayan alaşımlar bu başarıya ulaşamamıştır ve bu nedenle, özellikle zorlu kemik koşullarıyla uğraşırken magnezyum esaslı ortopedik implantların diğerlerine göre daha avantajlı olmasını sağlayabilir (Wang ve ark., 2020). Son yıllarda dikkat çeken implantlar arasında MAGNEZIX® (Syntellix AG, Hanover, Almanya) MgYREZr alaşımlı biyobozunur sıkıştırma vidası ve K-MET™ (U&i Corporation, Seul, Kore) MgCaZn alaşımı biyolojik olarak emilebilir kemik vidası ve her ikisi de birkaç vaka uygulamasında pozitif klinik sonuçlar göstermiştir. Örneğin, humerus kapitulumda osteokondral kırık fiksasyonu için MAGNEZIX® MgYREZr alaşım vidasının kullanımının, magnezyum alaşımının bozunmasının iyileşme sürecini engellemediği için klinik ve radyolojik olarak sorunsuz olduğu bildirilmektedir (Biber ve ark., 2016; Tan ve Ramakrishna, 2021).

Başka bir vaka denemesi, 13 hastada halluks valgus cerrahisi için MAGNEZIX® ve benzer bir spesifikasyonlu titanyum alaşımı kullanılmış, ilk metatarsofalangeal eklemin karşılaştırılabilir ağrı değerlendirilmesi ve hareket aralığı skorları bildirmiştir (Wang ve ark., 2020). Bu olumlu sonuçların ardından, MAGNEZIX® tıp topluluğu tarafından klinik kullanım için kabul edilmiştir ve kullanılabilirliği 50'den fazla ülkede hızla artmıştır. Günümüzde eklem içi ve eklem dışı kırıklar, kaynamama, kemik füzyonu, bunyonektomi ve osteotomi tedavilerinde açıkça önerilmektedir (Tan ve Ramakrishna, 2021).



Şekil 1.5. (a) 13 hastada halluks valgus kırığını tedavi etmek için MAGNEZIX® MgYREZr alaşımlı biyolojik olarak emilebilir kompresyon vidasının kullanımı (Wang ve ark., 2020). (b) 53 hastada distal radius kırığını tedavi etmek için K-MET™ MgCaZn alaşımı biyobozunur kemik vidasının kullanımı (Lee ve ark., 2016)

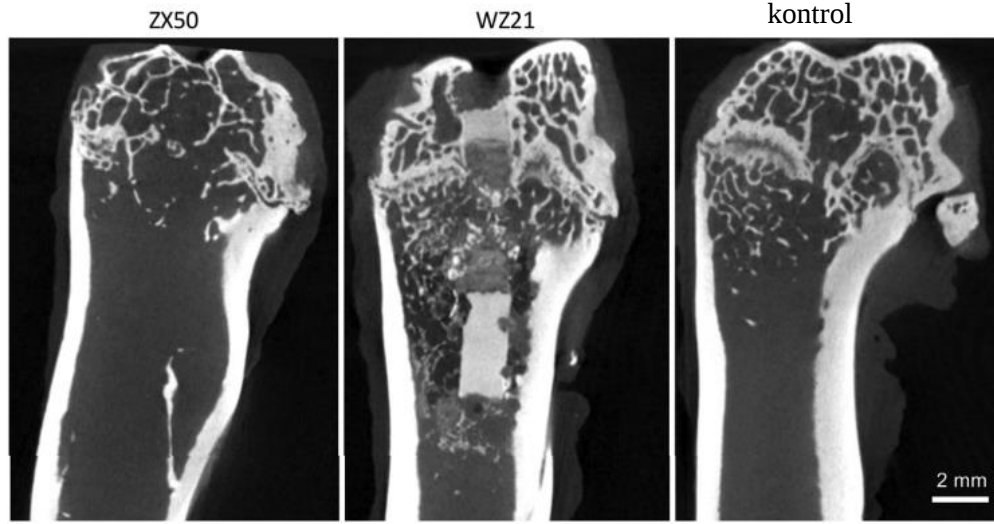
Magnezyum ve alaşımları, kardiyovasküler uygulamalarda biyo-inert metalik implantların kullanımına uygunlukları açısından araştırılmaktadır. Bu alaşımlar yapay kapaklar, stentler, kalp pili kılıfları ve stent-greftler gibi protez implantasyonu ve stent yerleştirmeleri olarak kullanılmıştır (Balakrishnan ve ark., 2018; Tan ve Ramakrishna, 2021). Çeşitli Mg esaslı biyolojik olarak parçalanabilen kemik implantları (Ding, 2016). vidalar (MgCa 0,8 alaşımı), plakalar (ZEK100 alaşımı) ve çiviler (LAE442 alaşımı) (Waizy ve ark., 2013) gibi ortopedik uygulamalar için implantlar, gırtlak cerrahisi için mikro klipsler (saf Mg) (Chng ve ark., 2012) yara kapatıcı aletler (Hänzi ve ark., 2011) ve diş implantlarıdır (Windhagen ve ark., 2013). Bu uygulamalar magnezyumu tıp alanında en önemli unsurlardan biri haline getirmektedir (Ali ve ark., 2019).



Şekil 1.6. a) Kemik fiksasyonu için çeşitli Mg esaslı implantlar, (b) biyolojik olarak emilebilir ortopedik implantlar, (c) gırtlak kullanımı için mikrocerrahi klipler, (d) yara kapama cihaz, (e) MAGNEZIX diş vidası (Ali ve ark., 2019)

Başka bir çalışmada, 26 erkeğe Sprague-Dawley kalça kemiğinde, hızla bozunan (ZX50; n=13) ya da yavaşça bozunan (WZ21; n=13) Mg alaşımı implante edilmiştir. Sonuçlar Mg esaslı biyobozunur implant WZ21'in, düşük miktarlarda gaz salınımı ile orta, homojen bozunma özellikleri gösterdiğini ortaya çıkarmıştır. Orta derecede

aşındırıcı Mg alaşımlarının (örneğin WZ21) bozunma özellikleri nedeniyle klinik uygulamalar için, Mg ve Y, kortikal kemiğe geçici olarak dahil edilmiştir (Kraus ve ark.,2018). Şekil 1.7'de 24 hafta sonra kalça kemiğinde ZX50 ve WZ21 kullanımı ve kontrol grubuna ait kemik görüntüsü görülmektedir (Kraus ve ark.,2018).



Şekil 1.7. 24 hafta sonra kalça kemiğinde ZX50 ve WZ21 kullanımının görüntüsü (Kraus ve ark.,2018)

1.4. Nanokompozit Malzemeler

Nanokompozit, bileşenlerinden en az birinin boyutu nanoskopik, yani 10^{-9} m civarında olduğu kompozit bir malzemedir. Nanokompozitlerin kullanım alanları çok gelişmektedir. Yeni, yaygın ticari kullanımlar, spor amaçlı araçlar için otomotiv panellerini; mobilya, ev aletleri ve bülten tahtası alt katmanları için polipropilen nanokompozitleri ortaya çıkmaktadır. Uygulanan ileri teknolojiler arasında kemik çimentosu, filtre membranları, aerogeller ve güneş pilleri yer almaktadır (Twardowski, 2007). Nanokompozit malzemeler mekanik, kimyasal, elektriksel, optik ve katalitik özelliklerinden dolayı metalik malzemeleri güçlendirmek için kullanılmıştır ve son yıllarda önemli araştırmalara yol açmıştır (Tjong, 2007). Nanokompozitler, bir mikrona kadar uzanan yüzey boyutları ile bir polimer matrisindeki sıkıca bağlı yapı, gazlara ve sıvılara karşı geçirimsizdir ve saf polimere göre üstün özellikler sunar (Okpala, 2013). Malzemelere nanokompozitlerin ilavesiyle, mukavemet, modül ve boyutsal kararlılık dahil olmak üzere mekanik özellikler, elektiriksel iletkenlik, azaltılmış gaz, su ve

hidrokarbon geçirgenliği, alev geciktirici, termal kararlılık ve kimyasal direnç gibi özellikler önemli ölçüde iyileştirebilmektedir (Okpala, 2013). Nanokompozitler, polimer matris nanokompozit (PMNC), metal matris nanokompozit (MMNC) ve seramik matris nanokompozitler (CMNC) olmak üzere üç sınıf altında toplanabilir (Chung, 2003; Khan ve ark., 2016).

Polimer Matris Nanokompozitler (PMNC): Polimer nanokompozitler, matris malzemesi olarak polimer içeren ve takviye malzemesi olarak nano katkıların kullanıldığı malzemelerdir. Katkı maddeleri tek boyutlu (nanotüpler ve lifler), iki boyutlu (kil gibi katmanlı malzemeler) veya üç boyutlu (küresel parçacıklar) olabilir. Polimer nanokompozitler, yüksek elastik modülü ve dayanıklılık gibi olağanüstü mekanik özelliklerinden dolayı hem akademide hem de endüstride büyük ilgi görmektedir (Khan ve ark., 2016).

Metal Matris Nanokompozitler (MMNC): Takviye malzemelerin boyutunun nanometre boyutunda (genellikle <100 nm) olduğu metal matris kompozitlerdir. Aynı zamanda hem matris, hem de takviye malzemesi nanometre boyutlarda olabilir. Metal matris içindeki takviye edici parçacıkların parçacık tipi, boyutu, morfolojisi, hacim oranı ve dağılımı, kompozit malzemenin genel özelliklerini arttırmada veya sınırlamada önemli ve kritik bir rol oynamaktadır. Matrisin mikron altı veya nanometre boyutunda çok daha küçük parçacıklarla güçlendirilmesi, geliştirilmiş mekanik özellikler sağlayan yüksek performanslı kompozitlerin üretilmesinde kilit faktörlerden biridir. (Tjong, 2007; Liu ve ark., 2013; Surayanayana ve Al-Aqeeli, 2013). Nano düzeyde parçacıkların dislokasyonlarla etkileşimi önemli hale gelir ve mekanik özelliklerde bir iyileşme sağlar (Khan ve ark., 2016). Bazı yaygın metal matris nanokompozitler arasında Fe-Cr/ Al_2O_3 , Ni/ Al_2O_3 , Fe/MgO, Al/CNT ve Mg/CNT bulunur (Camargo ve ark., 2009; Khan ve ark., 2016)

Seramik Matris Nanokompozitler (CMNC): Fazlardan en az birinin nanoölçek aralığında (<50 – 100 nm) boyutlara sahip olduğu, birden fazla katı faza sahip seramik kompozitler olarak tanımlanır. Bu tür kompozitlerde, her iki faz da kombine manyetik, kimyasal, optik, daha iyi tokluk, artan süneklik, artan sertlik gibi mekanik özelliklere sahiptir. (Sen, 2020). Bazı yaygın seramik matris nanokompozitleri Al_2O_3/SiO_2 , SiO_2/Ni , Al_2O_3/TiO_2 ve Al_2O_3/SiC 'yi içerir (Parameswaranpillai ve ark., 2016; Khan ve ark., 2016). Karbon nanotüplerin (CNT) keşfinden sonra, nanokompozit imalatlarında yaygın

olarak kullanılmaya başlanmıştır. CNT esaslı seramik matris nanokompozitin bazı yaygın örnekleri arasında Al_2O_3/CNT , $MgAl_2O_4/CNT$ ve MgO/CNT yer alır (Khan ve ark., 2016). Büyük seramik partiküller, mekanik yükleme sırasında çatlamaya eğilimlidir, bu da kompozitlerin erken arızalanmasına ve düşük sünekliğine yol açar. Partikül boyutunun Al esaslı kompozitlerin arıza modu, mukavemeti ve sünekliği üzerinde güçlü bir etkisi vardır (Tjong, 2007).

Nano seramik partikülleri magnezyum matrisine düzgün bir şekilde girmektedir. Çünkü büyük spesifik yüzey alanına sahip nano seramik partiküller birikme eğilimindedir ve bu seramik partiküller ile magnezyum matrisi arasındaki ıslanma tipik olarak zayıftır. Bundan dolayı geleneksel sıvı proses veya toz metalurji prosesi için nano seramik partiküllerin magnezyum matrisine homojen bir şekilde girmesi zordur, ancak ince magnezyum tozları atmosfer ortamında oksitlenmeye, yanmaya ve patlamaya uygundur. Bu nedenle yüksek enerjili bilyeli öğütme inert gaz korumasında veya vakum altında yürütülebilir (Shang ve ark., 2019). Özellikle takviyenin yüksek hacimli fraksiyonları için daha etkili bir yöntem, tek tek nanoparçacıkları katı hal işleme yöntemleri, örneğin metal parçacıkların ve seramik nanoparçacıkların bir karışımının mekanik alaşımlanması yoluyla dağıtmaktır (Liu ve ark., 2013).

2. ÖNCEKİ ÇALIŞMALAR

2.1. Magnezyum alaşımları

Magnezyum alaşımlarına nanokompozit ilavesinin yapıldığı birçok çalışma mevcuttur (Lim ve ark., 2005; Paramsothy ve ark., 2012; Nguyen ve ark., 2012; Lu ve ark., 2013; Abbasi ve ark., 2015; Kumar ve ark., 2020). Çalışmaların ana amacı magnezyumun düşük mekanik özelliklerinin iyileştirilmesine yöneliktir (Wong ve Gupta, 2006; Labib ve ark., 2016; Ganguly ve ark., 2021).

Ferkel ve Mordike (2001) yaptıkları çalışmada, magnezyum toz metalurjik proses tekniği kullanarak SiC nanopartikülleri ile magnezyum alaşımlarının güçlendiğini bildirmişlerdir. Seramik partiküller, mikro ölçekli Mg tozuna karıştırılmış ve kompozitin sıcak ekstrüzyonu ile üretilen kompozitin üzerine yapılan incelemede, diğer kompozit ve saf Mg ile karşılaştırıldığında en büyük akış stresini ve en düşük sürünme oranları sergilediğini ortaya koymuştur. 330°C'ye kadar yapılan ısıtıl işlemlerden sonra kompozitlerin mikroskopisi üzerine yapılan çalışmalar, morfolojilerinin esasen korunduğunu göstermiştir.

Wong ve Gupta (2006) yaptıkları çalışmada, sıcak ekstrüzyonla birleştirilmiş mikrodalga destekli hızlı sinterleme tekniği ile nano boyutlu SiC partikülleri içeren Mg-xSiC (x = %0,35, 0,5, 1,0) alaşımlarının mekanik karakterizasyonu sonucunda, mikro sertliğinde %10, akma dayanımında %26, nihai çekme dayanımında %18 ve süneklikte %31 oranında iyileşme gözlemlenmiştir.

Labib ve ark. (2016) yaptıkları çalışmada, ortalama 7,8 mm çapa sahip hacimce %5, 10 ve 15 SiC partikülleri ile güçlendirilmiş saf magnezyum ve kompozitleri toz metalurjisi işlemiyle üretmişlerdir. Artan SiC içeriği ile kompozitlerin aşınma hızının arttığı gösterilmiştir.

Kumar ve ark. (2020) yaptıkları çalışmada, magnezyum alaşımlı kompozitler, çeşitli seramik partiküller, metaller ve karbon nanotüpler ile güçlendirilmiştir. SiC, Al₂O₃, TiC, MgO ve grafit gibi seramik parçacıklar çoğunlukla tercih edilen takviyelerdir ve farklı üretim yöntemleriyle elde edilebilmektedir.

2.2. Mg-Sn Alaşımları

Liu ve ark. (2007), saf magnezyuma ağırlıkça kalay (Sn %1-10) ekleyerek, magnezyumun mekanik özelliklerinin iyileştiği ve tane boyutlarının küçüldüğü sonucuna varmışlardır.

Kim (2008) yaptığı çalışmada farklı oranlarda kalayın; Mg-Al-Zn alaşımına ilavesiyle, magnezyum ve alaşımlarında tane inceltici etkiye sahip olduğunu göstermiştir.

Sasaki ve ark. (2009) yaptıkları bir çalışmada ise, Mg-Sn-Zn alaşımına kalay ve çinko ilave edilmesinin magnezyum ve alaşımlarında tane inceltici etki yaptığı ve mekanik özelliklerini iyileştirdiği görülmüştür.

Keskin (2011) yaptığı çalışmada, Mg alaşımlarına ağırlıkça %5'e kadar kalay ilavesiyle çekme mukavemeti ve sürünme direnci artmışken, Al ve/veya Zn elementli alaşımlarda korozyon direncinin düştüğünü bildirmiştir.

Wang ve ark. (2012) yaptıkları çalışmada, Mg-Sn esaslı alaşımların, yüksek sıcaklıkta iyi mekanik özellikler sergilediğini göstermişlerdir.

Gerengi ve ark. (2017) yaptıkları bir çalışmada, magnezyuma ağırlıkça %5'e kadar Al, Mn ($\leq$ %0,2), Na, Ti, Si ($\leq$ %0,15), Sn elementlerinin ilave edilmesiyle magnezyum alaşımlarının korozyon direncinde olumlu etkiler yaptığını göstermişlerdir. Be, Ce, Pr, Y ve Zr elementlerinin ise maksimum %5 ilave edilmesiyle korozyon direncinin arttığı gösterilmiştir.

Gökçe (2020) yaptığı çalışmada, toz metalurjisi (TM) yöntemi ile Mg alaşımına Sn ilavesi ile tane boyutunda ve sertlik değerlerinde bir artış tespit etmiştir. Kalay ilavesi ile daha düşük sıcaklıklarda yapılan sinterlemenin yüksek yoğunluk değerlerine ulaşılabilirdiği tespit edilmiştir.

Özarslan (2022), Al-15Ti ve Al-15Sr master alaşımlarının Mg-5Sn alaşımına ilavesi ile elde edilen alaşımların mekanik özelliklerini incelemiş, minör Ti ve Sr'nin magnezyum tane boyutunu küçültmede önemli bir etkiye sahip olduğunu ve Ti'nin tane inceltmede daha etkili olduğunu göstermiştir.

2.3. Mg-RE Alaşımları

Mg alaşımlarına RE element ilavesi ile mekanik özelliklerin iyileştiği bilinmektedir (Stanford ve Barnett, 2008; Riaz ve ark., 2019). WE43 magnezyum alaşımından yapılmış

bir stentin paslanmaz çelik ile kıyasla, restenoz olayının azaldığı gösterilmiştir. Mg esaslı stentlerin alerjik veya toksik reaksiyon belirtileri göstermedikleri bildirilmiştir (Di Mario ve ark., 2004; Peeters ve ark., 2005; Özarslan ve ark., 2019). Mg alaşımlarına artan miktarlarda yapılan Y ilavesi çekme mukavemetini ve çekme akma mukavemetini önemli ölçüde artırmaktadır. %3'ün altındaki Y konsantrasyonunun uzamayı iyileştirdiği ve kemik iyileşme sürecini hızlandırdığı görülmüştür (Erbel ve ark., 2007; Plaass ve ark., 2016; Chen ve ark., 2018).

Ding ve ark. (2014), Mg–Al ve Mg–Zn alaşımlarına bazı nadir toprak elementlerinin (Rare Earth Element-REE) eklenmesinin, korozyon direncini önemli ölçüde iyileştirebileceğini bildirmiştir. Mg–Al alaşımlarına yüksek konsantrasyonda Ce eklenmesi $Al_{11}Ce_3$ fazını oluşturur. Bu faz, galvanik hücre için bir katot görevi görür ve Mg matrisinin korozyonunu geciktirir. Riaz ve ark. (2019) ise, benzer şekilde, Mg–Al'e erbiyum eklenmesinin, çevreleyen iki Mg–Al–Er fazının ($Mg_{95}Al_3Er_2$ ve $Mg_{95}Al_2Er_3$) oluşumuna yol açtığını, Mg matrisi ve dolayısıyla korozyon direncini artırdığını söylemişlerdir.

Özsolak ve Karamış (2019) yaptıkları çalışma ile, AZ41 tozu farklı oranlarda çok katmanlı karbon nanotüp (CNT) ve seryum ile takviyelendirilerek kompozit numuneler toz metalürjisi yöntemiyle üretilmiştir. %0,87 Ce takviyeli numunenin en iyi sürünme ve mukavemet performansı gösteren alaşım olduğu görülmüştür.

2.4. Mg-Sn-Y Alaşımları

Zhao ve ark. (2010) yaptıkları çalışmada, Mg-Sn alaşımına %1,5 Y ilavesi ile tek MgSnY fazı ve Mg-Sn-%3,5Y alaşımında Sn_3Y_5 fazı tespit edilirken, Mg-Sn-3,0Y alaşımında her iki faz bulunmuştur. MgSnY ve Sn_3Y_5 fazının parçacık şekli, sıcak ekstrüzyondan önce ve sonra çok az değişiklik gösterir. Y ilavesinin, ekstrüde edilmiş Mg-Sn esaslı alaşımların tane inceltme üzerinde çok az etkisi olduğu gösterilmiştir.

Koç (2013) yaptığı çalışmada, magnezyum ve alaşımlarına nadir toprak elementler ilavesi ile çökeltme-sertleşme meydana gelmesi nedeniyle daha iyi mekanik özellikler elde edildiğini bildirmiştir. Yapılan çalışmalara göre magnezyuma nadir element ilavesinin dökülebilirliği, yüksek ısı dayanımını ve sürünme direncini artırdığını göstermiştir. Nadir element ilavesi magnezyum alaşımlarında mikro gözenek oluşumunu azaltır, yükselen

sıcaklıklardaki kararlı çökeltilerin, ana matriste ve tane sınırlarında dağılması sonucunda iyi sürünme direnci sergilenmiştir (Baker, 1992; Kazan, 2019).

Dongxian ve ark. (2014), Mg-Sn-Zn-Y alaşımlarının, MgSnY, MgZn₂ ve Mg₂Sn gibi çeşitli kararlı fazlarını barındırması nedeniyle iyi mekanik özellikler sergilediğini bulmuştur. Sn ilavesi, tane sınırları boyunca Mg₂Sn oluşumundan kaynaklanan Mg esaslı alaşımların sürünme direncini iyileştirmiştir. İtiryum ve diğer RE katkı maddeleri, yüksek sıcaklık özelliklerini geliştirdikleri ve döküm özelliklerini iyileştirdikleri için ilgi çekicidir. Mg-Y alaşımları daha yüksek sürünme direnci, daha iyi korozyon direnci ve önemli bir yaş sertleştirme tepkisi göstermiştir.

Chang ve ark. (2018), Mg-9Li-3Al alaşımlarının mekanik özelliklerini iyileştirmek için, Sn ve Y ilave etmişlerdir. Bu durumdaki hem mukavemet hem de uzamadaki iyileşme, Mg-Li-Sn ve Al, Y intermetalik bileşiklerinin birleşik etkisine atfedilmiştir.

Özarslan (2018) yaptığı çalışmada, Mg-4Sn alaşımına Y ilavesinin alaşımın tane boyutunu önemli ölçüde küçülttüğünü göstermiştir. Aynı çalışmada Y ilavesi ile alaşımın tane boyutunun homojen olarak dağıldığı ve kaba forma sahip intermetalik fazların miktarının arttığı gösterilmiştir. Mg-4Sn alaşımına ağırlıkça Y ilavesinin artmasıyla akma mukavemeti değerleri artmış, %4 oranında Y ilavesi ile akma mukavemeti optimum değere ulaşmıştır.

Guo ve ark. (2019) yaptıkları çalışma ile, ekstrüde edilmiş Mg-9Li-3Al esaslı alaşımın mekanik özelliklerine Sn ve Y ilavesinin etkisi SEM, XRD ve çekme testi kullanılarak araştırılmıştır. Mg-9Li-3Al alaşımlarında fazın hacim fraksiyonu ve bazal doku yoğunluğu, Y ilavesi ile azalırken, Mg-9Li-3Al alaşımlarına buruşma Y ilavesinin maksimum doku yoğunluğu, daha güçlü dokulara yol açmıştır ve alaşımlar üzerinde güçlendirici bir etki sağlamıştır. Mukavemetteki artış, Sn ilavesiyle tane inceltme ve çökeltme güçlendirmesinin gerçekleşmesi nedeniyle sağlanmıştır.

Qian ve ark. (2020) yaptıkları çalışma ile, Mg-0,5Sn-0,3Y alaşımlarını bir metal kalıpla dökerek elde etmişlerdir. Sonuçlar, Mg-Sn alaşımlarına Y'nin eklenmesinden sonra Sn₃Y₅ intermetaliklerin oluştuğunu göstermiştir. Bu, boyutu 16 µm'den 4 µm'ye düşen ekstrüde edilmiş Mg-0,5Sn-0,3Y levhalarda ince tanelerin varlığına katkıda bulunmuş ve buna mekanik özelliklerde önemli bir iyileşme eşlik etmiştir. Spesifik olarak, Y ilavesiyle, nihai gerilme mukavemeti ve ekstrüzyon yönü boyunca uzama sırasıyla %21 ve %191 artmıştır. Daha fazla kayma sistemi aktive edildiğinden ve daha

fazla mobil dislokasyon oluşturulabildiğinden, Mg-0,5Sn-0,3Y levhalarının büyük çekme uzaması ve yüksek çekme mukavemeti ile sonuçlanmıştır.

Peng ve ark. (2021) yaptıkları çalışmada ise, Sn ve Y'nin döküm Mg-5Li-3Al-2Zn (LAZ532) alaşımına eklenmesi, taneleri inceltmiş ve Mg₂Sn ve Al₂Y fazlarının oluşumuyla sonuçlanmıştır. Böylece ikinci faz güçlendirme ve tane inceltme güçlendirmesi ile alaşımın mekanik özellikleri iyileşmiştir. LAZ532-0,8Sn-1,2Y alaşımı 166,2 MPa akma dayanımı, 228,6 MPa nihai çekme dayanımı ve %14,8 uzama ile mükemmel mekanik özellikler göstermiştir.

2.5. Mg alaşımlarına nanoboyutta SiC ve Al₂O₃ ilavesi

Magnezyumun mukavemetini, sünekliğini ve modülünü geliştirmek için mikron boyutlu seramik partiküller kullanılır (Huard ve ark., 1999; Hassan ve Gupta, 2002; Paramsothy ve ark., 2012). Seramik matris nanokompozitler malzemeye katıldığında daha iyi tokluk, artan süneklik, güç ve sertlik sergilenir. Al₂O₃/SiO₂, SiO₂/Ni, Al₂O₃/TiO₂, Al₂O₃/SiC, Al₂O₃/CNT seramik matris nanokompozitlere örnek olarak verilebilir (Parameswaranpillai ve ark., 2016; Khan ve ark., 2016).

Ferkel ve ark. (2001), hacimce %3 SiC nanokompozitleri (30 nm) ile güçlendirilmiş magnezyumun mikro yapısını ve güçlendirme davranışını araştırmıştır. SiC'yi Mg matrisi içinde daha homojen bir şekilde dağıtmak için, Mg tozu (40 mm), 8 saat boyunca SiC nano tozu ile karıştırılmıştır. Ardından 8 saat boyunca bilyeli öğütme ve sıcak ekstrüzyon yapılmıştır. 330°C'ye kadar ısıtılmalardan sonra kompozitlerin mikroskopisi, morfolojilerinin esasen korunduğunu göstermiştir. SiC nanoparçacıklarının düşük hacimli bir fraksiyonunun %3 bilyeli öğütme ile magnezyuma dahil edilmesinin, sürünme dirençli hafif mikrokristal Mg esaslı kompozitlerin geliştirilmesine izin verdiği gösterilmiştir.

Lim ve ark. (2005) yaptıkları çalışmada, magnezyum esaslı metal matrisli kompozitlere (MMC'ler) hacimce %1,11 nano-Al₂O₃ partiküllerinin eklenmesi, kompozitlerin aşınma direncini magnezyum matrisinden 1,8 kata kadar yükselttiği bulunmuştur.

Tiwari ve ark. (2007) yaptıkları çalışmada, iki SiC takviyeli Mg esaslı metal matris kompozitin, Mg-6SiC ve Mg-16SiC'nin (hacim yüzdesi olarak) korozyon davranışını araştırmışlardır. Serbestçe havalandırılan 1 M NaCl çözeltisinde incelenmiş ve saf

Mg'ninkiyle karşılaştırılmıştır. SiC partiküllerinin varlığı, magnezyumun korozyon direncini bozmuştur. Korozyon direnci artan SiC hacim fraksiyonu ile azalmıştır. Mg'nin 1 M NaCl çözeltisine 5 dakika daldırıldıktan sonra yüzeyde çeşitli noktalarda lokal saldırıların varlığı gösterilmiştir. Bu sonuçlardan, artan SiC içeriğiyle oksit film direncinin, endüktif direncin daha düşük değerlerinin ve korozyonun arttığı sonucuna varılmıştır. Yüksek frekans bölgesinde empedanstaki azalma, artan SiC miktarının dahil edilmesiyle korozyon direncinin azaldığı gösterilmiştir.

Pardo ve ark. (2009) yaptıkları çalışmada, bir toz metalurjisi işlemiyle üretilen silisyum karbür parçacık SiC takviyeli AZ92 magnezyum alaşımının gözeneklilik derecesi nispeten düşüktür ve SiC ilavesi korozyon oranını artırmıştır. İlk aşamalarda, takviyesiz AZ92 magnezyum alaşımı, magnezyum MMC'lere kıyasla, 21 gün boyunca tuz sisi atmosferine maruz kaldıktan sonra test edilen malzemelerin yüzey morfolojisini, AZ92/SiC kompozit malzemelerde daha kalın, düzensiz $Mg(OH)_2$ olan bir korozyon tabakasıyla kaplanmıştır. Korozyon tabakasının yüksek kalınlığı ve SiC'nin varlığı, korozyon tabakaların müteakip çatlama ve pul pul dökülmesine sebep olmuştur. Çatlama ve parçalama; su, klorür iyonları ve oksijenin metalik alt tabakaya hazır erişimini ve orta yoğunlukta bir otokatalitik korozyon sürecinin devamını sağlar.

Paramsothy ve ark. (2012) yaptıkları çalışmada, monolitik AZ81 ve AZ81/ Al_2O_3 nanokompoziti, DMD (Doğrudan Metal Biriktirme/ Direct Metal Deposition) tekniği ve ardından sıcak ekstrüzyon kullanarak üretmişlerdir. AZ81/ Al_2O_3 nanokompozitinde monolitik AZ81 ile karşılaştırıldığında çekme ve basınç kırılma gerinim artışı gözlenmiştir.

Nguyen ve ark. (2012), magnezyum alaşımını AZ31 nano- Al_2O_3 ve mikrometre Cu partikülleri ilave ederek üretmişlerdir. Üretilen alaşımların sünekliğini ve gücünü önemli ölçüde arttırdığını göstermişlerdir. Cu ve nano- Al_2O_3 partiküllerinin aynı anda eklenmesi, intermetaliklerin/partiküllerin dağılımı ve morfolojisi ve AZ31'in mekanik tepkisi açısından mikroyapısal özelliklerde genel bir iyileşmeye yol açmıştır.

Lu ve ark. (2013) magnezyum alaşımlarının aşınma direncini arttırmak için nano-alümina (n- Al_2O_3) partikülleri ve karbon nano-tüp (CNT) ilaveli Mg alaşımları üzerine çalışma yapmıştır. Sonuçlar, n- Al_2O_3 ve CNT'lerin AZ31 magnezyum alaşım matrisli kompozitlerin sürtünme ve aşınma performansı üzerinde hibrit etki göstermiştir. n- Al_2O_3 bağımsız olarak güçlendirilmiş kompozitin aşınması, CNT bağımsız olarak

güçlendirilmiş kompozitinkinden daha düşüktür; ancak sürtünme katsayısı daha yüksektir. Yük 1,95 MPa'dan yüksek olduğunda, (0,1% Al_2O_3 + 0,2% CNTs)/AZ31 kompozitinin aşınması oldukça düşüktür. Kompozitin sürtünme katsayısı diğer kompozitlerden oldukça daha düşüktür. (0,2% Al_2O_3 + 0,1% CNTs) /AZ31 kompoziti, AZ31'inkinden 1,4 kat daha yüksek olan en yüksek mikrosertliğe sahiptir.

Abbasi ve ark. (2015) yaptıkları çalışmada, AZ31 magnezyum alaşımının FSW (Friction Stir Welding) sürtünme karıştırma yöntemi ile gerçekleştirilen SiC partikül ilavesinin tane boyutunu azalttığını, mukavemeti ve şekillendirilebilirlik indeksini arttırdığını bulmuşlardır.

Kumar ve ark. (2020) yaptıkları çalışmada, magnezyum alaşımına AZ9'e ilavesinin %2 SiC (ortalama boyut 20 μm) partikül ilavesi ile sertlik değerinin %28, %11 SiC partikül ilavesi ile ise sertlik değerinin %80'e kadar artırdığını göstermişlerdir. Bunun nedeninin, yumuşak magnezyum alaşımına sert parçacıklar eklenirken yük taşıma kapasitesindeki artış olduğu bildirilmiştir. SiC (%2'ye kadar) çekme mukavemetinin azaldığı ve daha sonra SiC partikül yüzdesindeki artışla (%5 ile %11) mukavemetin arttığı bulunmuştur. Takviye içeriğinin artması tane inceltmesi ve süneklikte bir artışa neden olmuştur. Basınç dayanımındaki artış, SiC partikül yüzdesini arttırırken meydana gelen tane inceltme işlemine bağlanabilir. Nihai çekme ve akma dayanımının ise biraz arttığı da görülmüştür.

Rahmani ve ark. (2020) yaptıkları çalışmada, takviye edici nano parçacıkların yüzdesi arttıkça, korozyon akımı yoğunluğunun ve korozyon potansiyelinin arttığını dolayısıyla korozyon direncinin azaldığını göstermişlerdir. Bağlı yoğunluk sonuçlarına göre, Al_2O_3 nanoparçacıklarının yüzdesindeki artış süreksizliği ve gözenekliliği artırdığı gibi, matris malzemesi ve nanoparçacıkların arayüzlerinde kusurların oluşumunu da artırmaktadır. Bunun sonucu, korozyon direncinde azalma meydana gelebilir.

Ganguly ve ark. (2021) yaptıkları çalışmada ise, AZ91 alaşımına 0,6 Sb ve 0,6 Sb+2,0 SiC ilavesiyle tane boyutunun küçüldüğünü, $\beta\text{-Mg}_{17}\text{Al}_{12}$ fazının azalıp, daha iyi sıkıştırma ve sürünme tepkileri ile sonuçlandığını göstermişlerdir.

Rahmani ve ark. (2023) Mg- Al_2O_3 alaşımında, Al_2O_3 içeriğinin artmasıyla birlikte korozyon akımı yoğunluğunu azaltma yönünde bir eğilim, kompozit yüzeyinde koruyucu bir tabakanın oluştuğunu göstermişlerdir. Ek olarak, tanelerin küçülmesinin malzemenin korozyon direncini iyileştirdiği ve daha düşük bir korozyon oranına neden olduğu

düşünülmüştür. Al_2O_3 'ün yüksek kimyasal direnci, daha yüksek korozyon direncinden sorumludur. Mg- Al_2O_3 kompozitlerinin korozyon hızı, daha yüksek bağıl yoğunlukları, takviye edici parçacıkların kimyasal direnci ve daha küçük tanecikler nedeniyle Mg-MgO kompozitlerinden ortalama %38 daha düşüktür.



3. MATERYAL ve YÖNTEM

3.1. Magnezyum Alaşımları

Magnezyum doğada bol bulunan bir elementtir. Özellikle magnezyum, yerkabuğunda en bol bulunan üçüncü elementtir. Mg ve alaşımları çevre dostu mühendislik metalleri olarak bilinir (Akinwamide ve ark., 2019). Esas olarak manyezit (magnezyum karbonat $MgCO_3$) ve dolomit ($CaMg(CO_3)_2$) gibi madenlerde bulunur. Magnezyum, periyodik tabloda 2.grup (alkali toprak) elementidir ve bağıl atom kütlesi 24,305 g/mol, 20 °C’de yoğunluğu 1,738 g/cm³, erime noktası 648,8 °C, kaynama noktası ise 1090 °C’dir (Jahnen-Dechent ve Ketteler, 2012).

Magnezyum; alüminyum (Al), çinko (Zn), seryum (Ce), itriyum (Y), gümüş (Ag), zirkonyum (Zr), kalay (Sn) ve lityum (Li) gibi elementlerle alaşımlandırılabilir. Magnezyum alaşımları, tüm metal yapı malzemeleri arasında en düşük yoğunluğa, yüksek özgül mukavemete, iyi dökülebilirliğe, yüksek basınçlı döküm için uygunluğa, yüksek hızda döndürülebilir ve kontrollü atmosfer altında iyi kaynaklanabilirliğe sahiptir. Ayrıca yüksek saflıkta magnezyum kullanılarak çok daha iyi korozyon direncine, iyi mekanik özelliğe, yaşlanmaya dayanıklı, daha iyi elektriksel ve termal iletkenlik ve geri dönüştürülebilir özelliklere sahip magnezyum alaşımları elde edilebilmektedir (Mordike ve Ebert, 2001). Magnezyum alaşımları diğer metal alaşımlarıyla kıyasla, daha düşük elastisite modülüne ve yüksek çekme-basma dayanımına sahiptir (Vanlı ve Akdoğan, 2013).

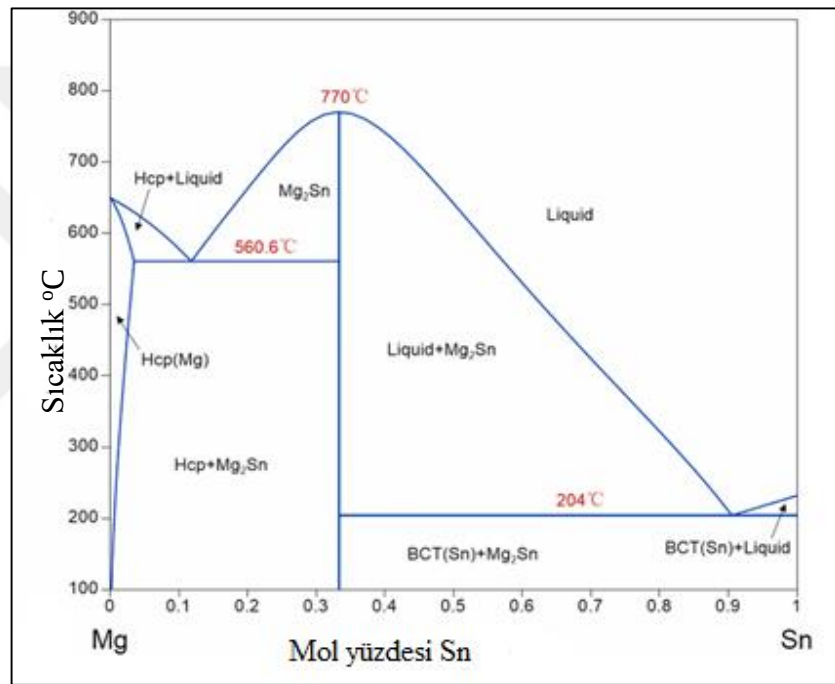
Mg alaşımlarının birçok üstün özelliği olmasına rağmen, geleneksel mühendislik alaşımlarına kıyasla düşük dayanım, düşük sertlik ve yeterli aşınma direncine sahip olmama gibi bazı eksiklikleri vardır ve bu durum birçok endüstriyel alanda uygulama alanını kısıtlar. Bu nedenle Mg alaşımlarının mukavemetini ve sertliğini iyileştirmeye yönelik araştırmalar büyük önem taşımaktadır (Ding, 2007; Zhang ve Quan, 2010; Liu ve ark., 2021).

Kalay, magnezyuma göre daha düşük erime noktasına sahip ve magnezyumdan daha az akıcıdır. Şekil 3.1’de gösterildiği gibi kalay, erimiş magnezyumda yüksek çözünürlüğüne (561 °C’de ağırlıkça %14,85) sahiptir. Kalay, magnezyuma ilave edildiğinde sünekliği yükseltir. Sıcaklıkta alaşımın çatlama ihtimalini azaltabildiğinden işlenebilirliği artırmaktadır. Magnezyuma kalay ilavesiyle kararlı Mg_2Sn intermetalik

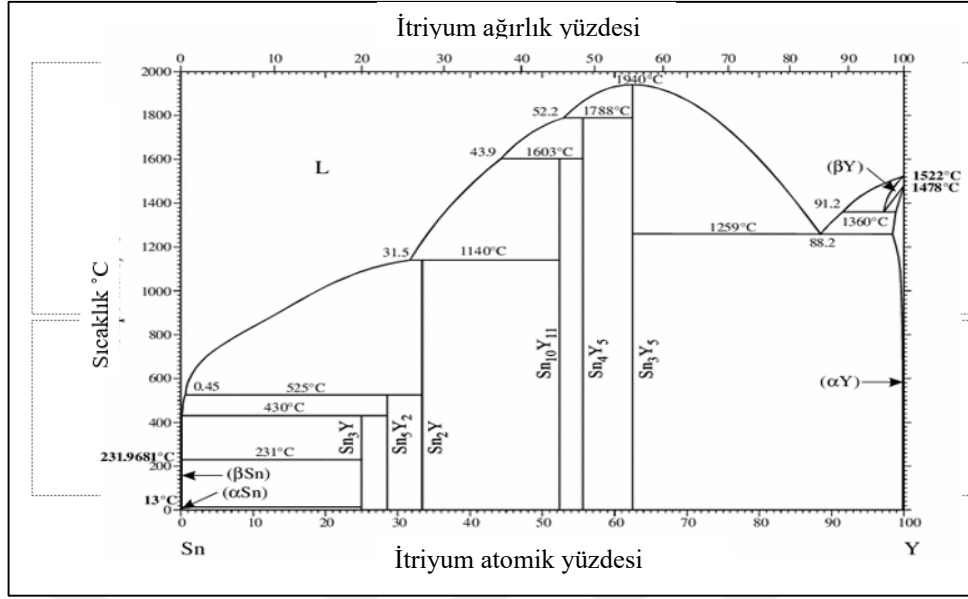
fazı oluşur (Aizawa ve Song, 2006; Yıldız, 2019). Şekil 3.2’de ise Sn-Y faz diyagramı verilmiştir.

Çizelge 3.1.Mg, Sn, ve Y elementlerinin günlük alım dozları ve insan vücudunda bulunma miktarları (Özarslan, 2018)

Element	Günlük alım dozu (mg/gün)	İnsan vücudundaki miktarı (mg)
Mg	250-380	19
Sn	0,2-3,6	20
Y	0,28	0,6



Şekil 3.1. Mg-Sn faz diyagramı (Zhang ve ark., 2021)



Şekil 3.2. Sn-Y faz diyagramı (Okamoto, 2013)

3.2. Magnezyum Alaşımlarının Üretilmesi

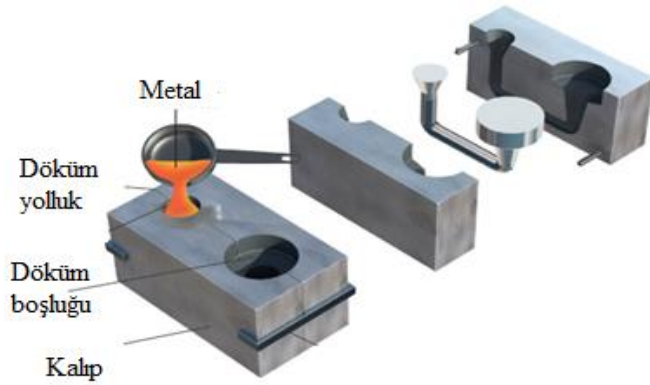
Genellikle metal alaşımları üretebilmek için döküm yöntemlerinden biri kullanılmaktadır, Döküm yöntemleri; Kum kalıba döküm, Alçı kalıp dökümü, Kabuk kalıplama, Hassas döküm, Evaporatif kalıp dökümü, Kayıp köpük dökümü, Tam kalıp döküm, Kokil kalıp döküm, Gravite döküm, Basınçlı döküm, Savurma döküm ve Kesintisiz döküm yöntemi olarak sınıflandırılmaktadır. Bu çalışmada Mg alaşımları üretmek için Gravite döküm yöntemi kullanılmıştır. Gravite döküm yöntemi, birçok uygulama için yapısal bileşenlerin ticari üretimi için yaygın olarak kullanılan döküm yöntemlerinden biridir (Murugan ve ark., 2009).

Bu çalışmada matriks alaşımı üretimi için saf Mg, kalay ve itriyum kullanılmıştır. Nano kompozit üretimi içinde kullanılan SiC fiber ve Al₂O₃ nano partikülleri Sigma-Alrich firmasından temin edilmiştir. Ergitme işlemi 1,5 kW gücünde indüksiyon ergitme fırınında Şekil 3.3' de gösterilen Silisyum karbür pota içerisinde gerçekleştirilmiştir. Magnezyum alaşımları hızlı bir şekilde oksitlenmesi nedeniyle verimli bir Mg üretimi elde edebilmek için eritilme esnasında mutlaka koruyucu gaz kullanılmalıdır. Ergitme ve kalıpta katılma esnasında %2 SF₆-%98 CO₂ karışım gazı kullanılmıştır.



Şekil 3.3. İndüksiyon ergitme fırınında silisyum karbür pota görüntüsü

Master alaşımı ve nano kompozitlerin üretimi 750°C sıcaklıkta gerçekleştirilmiştir. Hem alaşım hem de nano kompozitlerin kalıba dökümü gerçekleştirilmeden önce 5 dakika boyunca mekanik karıştırıcı ile homojenliği sağlanmış ve kalıpta katılaştırılması gerçekleştirilmiştir. Dökümde kullanılan metal kalıp Şekil 3.4’ de gösterilmektedir. Tüm bu işlemler sırasında SiC potanın yüzeyine SF₆ ve CO₂ gazı verilerek hava ile temas etmesi önlenmeye çalışılmış ve döküm yolu dökümden hemen önce koruyucu atmosfer ile beslenmiştir.



Şekil 3.4. Dökümde kullanılan metal kalıp



Şekil 3.5. Mg-Sn-Y alaşımına eklenen a) SiC nanofiber, b) nano Al₂O₃

Üretim esnasında ana alaşım 550 g olarak hazırlanmıştır. Üretilen numunelerin miktarları gram cinsinden Çizelge 3.2’de gösterilmiştir.

Çizelge 3.2.Üretilen numunelerin miktarları (g)

Alaşım sembolü	Alaşım	Sn	Y	Al ₂ O ₃	SiC
TY1	Mg-6Sn-3Y	33	17	-	-
TY2	Mg-6Sn-3Y-0,5 Al ₂ O ₃	33	17	0,5	-
TY3	Mg-6Sn-3Y-1,0 Al ₂ O ₃	33	17	1,0	-
TY4	Mg-6Sn-3Y-0,5 SiC	33	17	-	0,5
TY5	Mg-6Sn-3Y-1,0 SiC	33	17	-	1,0

3.3. Mikroyapı Analizleri

Bu çalışmada numunelerin mikroyapı analizlerini belirlemek için XRD, numune yüzeylerinin yüzey incelemeleri ise, EDS donanımlı Thermo Fisher Scientific Apreo 5 marka/model taramalı elektron mikroskopunda (SEM) yapılmıştır.

Magnezyum alaşımlarının mikroyapı analizlerini yapabilmek için parlatma işlemi gerekmektedir. Öncelikle numunelerin yüzeyleri 800, 1200, 2500 ve 4000 gritlik zımpara kağıtları kullanarak zımparalama işlemi gerçekleştirilmiştir. Zımpara işleminden sonra 1µm alümina pasta kullanılarak parlatma işlemi gerçekleştirilmiştir. Parlatma işleminden sonra numunelerin yüzeyi saf su ile yıkanarak kurutulmuştur.

Numune hazırladıktan sonra mikroyapı görüntüleri için taramalı elektron mikroskopu kullanılmıştır. 10kV’lık enerji kullanılarak farklı büyütmelerde mikroyapı

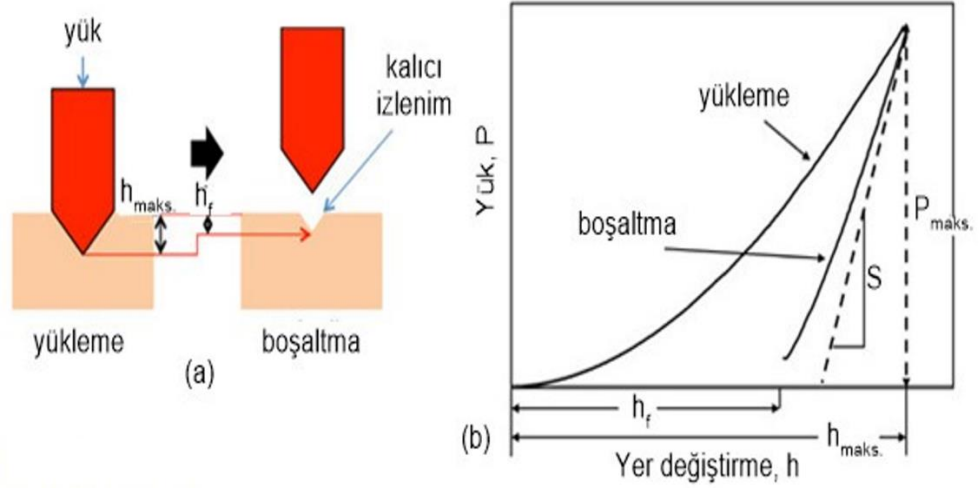
görüntüleri alınmıştır. Ayrıca nokta EDS analizleri kullanılarak X-ışınlarından elde edilen fazların varlığı gösterilmiştir.

3.4. Sertlik Testleri

Sertlik (H), bir malzemenin yüzey girintisi ile deformasyona karşı direncinin bir ölçüsüdür. Plastik deformasyon, bir malzemenin atomik yapısındaki dislokasyonların hareketinden kaynaklanır. Bir malzemenin akma dayanımı, kusurlar, alaşımlar veya tane sınırları yoluyla dislokasyon hareketini engelleyerek değiştirilebilir. Bir malzemenin mekanik özellikleri; takviye elemanı, dislokasyon, termal uyumsuzluk etkisi, küçük tane güçlendirmesi ile artırılabilir (Gençağa, 2007).

Mekanik özelliklerin belirlenmesinde mikrosertlik (Vickers) numunenin sertliğini ölçmekte en yaygın testlerdendir. Mikrosertlik testleri, 5 saniye süreyle 300 g yük altında, her bir alaşım yüzeyinin 5 farklı noktasından alınarak gerçekleştirilmektedir. 5 noktadan alınan ölçümlerin ortalaması sertlik değeri olarak kabul edilmiştir. Numunelerde nanoindentasyon testleri de gerçekleştirilmiştir. Nanoindentasyon, küçük ölçeklerde mekanik özelliklerin ölçümü için kullanılan yaygın bir yöntemdir (Schuh, 2006). Bir nanoindentasyon deneyindeki temel bileşenler, test malzemesi, mekanik yük ve indenter yer değiştirmesini uygulamak ve ölçmek için kullanılan sensörler, aktüatörler ve indenter ucudur (Oliver ve Pharr, 1992; Meneve ve ark., 1996; Thurn ve Cook, 2002).

Nanoindentasyon testlerinde yük-yerdeğiştirme tepkisi yüksek çözünürlüklü cihazlar ile ölçülmektedir. Malzeme testleri dış etkenlerden gelebilecek etkileri minimuma indirmek için tamamen izole edilmiş bir ortamda gerçekleştirilir, çünkü en ufak sıcaklık ve atmosferik dalgalanmalar bile test sonuçlarını olumsuz hale getirebilir. Nanoindentasyon testleri Oliver-Pharr analizine uygun olarak, uygulanan yükü geri çekmek suretiyle, uygulanan yük ve yer değiştirmesi sürekli izlenmesi, toplanan veriden bir yük-yer değiştirme eğrisi oluşturulması ile eğriden numune sertliği ve elastik modül hesaplanmaktadır (Oliver ve Pharr, 1992).



Şekil 3.6. Nanoindentasyon şeması; (a) çalışma prensibini gösteren diyagram, (b) yükleme ve boşaltma sürecini gösteren yük-yer değiştirme eğrisi. S, boşaltmanın temas sertliğidir (He ve ark., 2015).

Deneyisel numunelerin nanosertlik değerini (HN) belirlemek için nanoindentasyon testleri gerçekleştirilmiştir. Testler için Hysitron Triboindenter TI950 cihazı kullanılmıştır. Sertlik ucu olarak elmas Berkovich kullanılmıştır.

Nanosertlik değerini hesaplamak için:

$$H_N = \frac{P_{maks}}{A_c} \quad (3.1)$$

formülü kullanılmıştır.

Sertliği belirlemek için uç tarafından numune yüzeyinde oluşan izin köşegenleri ölçülür. HV değerini hesaplamak için denklem 3.3 kullanılır (NS-EN ISO 6507-1).

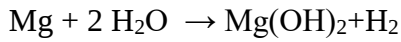
$$HV = 0.1891 \frac{P}{d^2}$$

(3.2) Burada: P, malzemede kullanılan yük, d: numune üzerine uygulanan yükün bıraktığı iz üzerindeki köşegenlerin uzunluklarının ortalamasıdır.

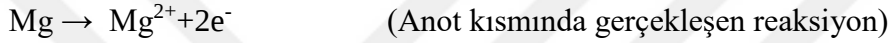
3.5. Korozyon Testleri

Magnezyum ve alaşımları kimyasal olarak en aktif yapıda olan metallerdir. Bu nedenle farklı ortamlarda korozyona karşı hassasiyeti oldukça yüksektir. Bu alaşımların korozyon davranışı, içeriğinde bulunan bileşen fazlarının korozyon reaksiyonları tarafından yönetilir. Bir alaşım, belirli bir ortamla çok reaktif olan bileşenler içeriyorsa, alaşım genellikle o ortamda düşük korozyon direncine sahip olacaktır (Song ve Atern, 1999). Kötü korozyon direnci, pek çok uygulamada kullanımı kısıtlamıştır. Dolayısıyla

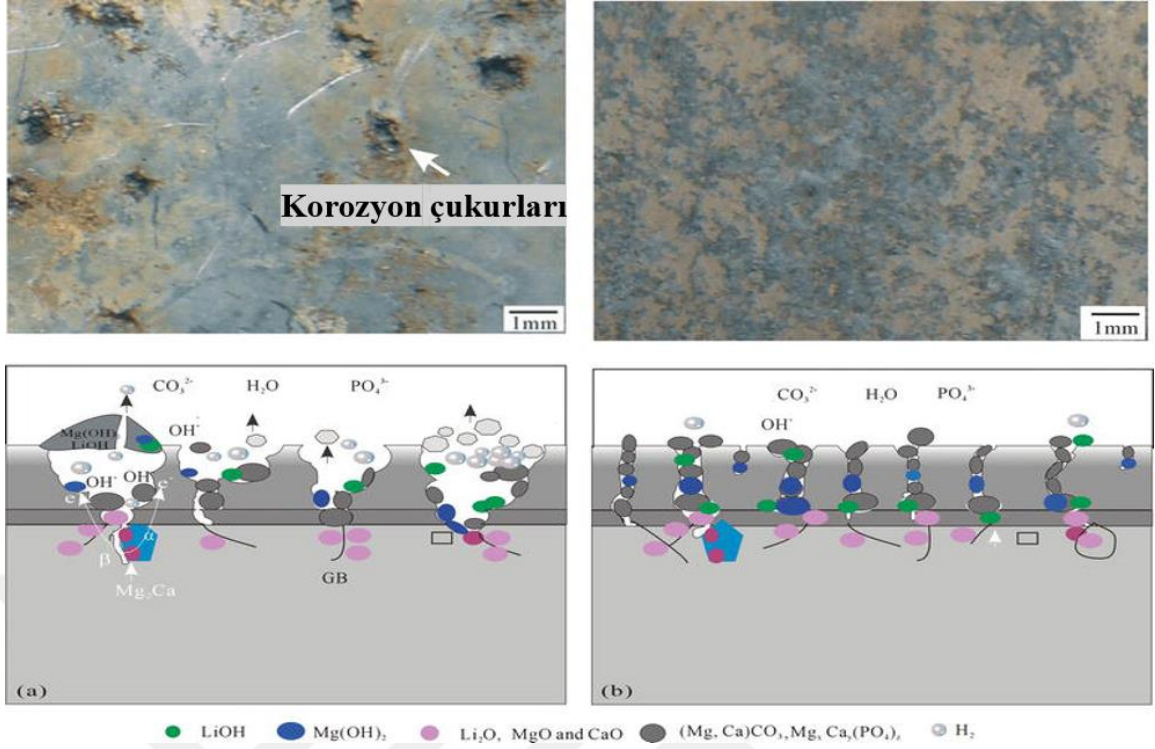
magnezyum ve alaşımlarının korozyon mekanizması üzerine, korozyon direncini arttırmada çok sayıda araştırma yapılmaktadır (Gerengi ve ark., 2017). Sulu ortamlarda magnezyumun çözünmesi genellikle magnezyum hidroksit ve hidrojen gazı üretmek için su ile elektrokimyasal bir reaksiyonla ilerler. Magnezyum korozyonu oksijen konsantrasyonuna nispeten duyarsızdır (Makar ve Kruger, 1993). Oksijenin varlığı ise, atmosferik korozyonda önemli bir faktördür. Korozyona maruz kalan susuz ortamlar genellikle katodik ve anodik alanlar arasındaki mikro-galvanik bağlantıyı içerir. Genel korozyon reaksiyonu aşağıdaki reaksiyon tepkimeleri ile açıklanabilir (Makar ve Kruger, 1993).



Bu genel reaksiyon aşağıdaki kısmi reaksiyonların toplamı olarak ifade edilebilir:



Bu reaksiyon yavaş gerçekleşebilir ve potansiyel çok düşük olduğunda Mg^+ sulu çözeltide birkaç dakika korozyona uğraması yeterli olabilir. Düşük aşırı gerilim katotları, hidrojen oluşumunu kolaylaştırarak önemli bir korozyon hızına neden olur (Makar ve Kruger, 1993; Song ve Atrens, 2003; Liu ve Schlesinger, 2009). Zeng ve ark., Mg–Li–Ca alaşımı üzerinde yaptığı çalışmada Şekil 3.4’te alaşımın korozyon prensibini göstermiştir (Zeng ve ark., 2014; Zeng ve ark., 2018).



Şekil 3.7. Korozyon prensibi (Zeng ve ark., 2014)

Metallerin korozyon ölçümleri için geleneksel ve elektrokimyasal teknikler bulunmaktadır. Geleneksel yöntemde kütle kaybı yöntemi ile korozyon hızının tespit edilmesi numunelerin bozunma davranışını gözlemleyebilmek adına oldukça önemlidir. Bozunma hızı kaplamasız metalin zaman ve alan başına malzeme kütle kaybının bir ölçüsü olarak tanımlanır ve (mm/yıl) olarak ifade edilir (Song ve Atrens, 2003). Geleneksel yöntem herhangi bir metalik numune için uygulanabilir (Özarslan, 2018).

Biyomalzemelerin korozyon analizi için yapay vücut sıvılarının kullanılması etkili bir yöntemdir. SBF (yapay vücut sıvısı) ilk olarak Ringer, Earle (EBSS, Earle's Balanced Salt Solution) ve Hanks (HBSS, Hanks Balanced Salt Solution) dengeli tuz solüsyonu tarafından insan vücut sıvısı taklit edilmesiyle tuz dengeli çözelti olarak hazırlanmıştır (Bulut, 2019). Bu çalışmada HBSS solüsyonun kullanılmıştır. Çizelge 3.3'teki maddeler kullanılarak HBSS hazırlanmıştır ve pH 7,4 olarak ölçülmüştür.

Çizelge 3.3.HBSS solüsyonun içindeki kimyasal maddeler

Sıralama	Madde	g/L
1	NaCl	8,00
2	KCl	0,40
3	NaH ₂ PO ₄ ·2H ₂ O	0,25
4	NaHCO ₃	0,35
5	Na ₂ HPO ₄ ·2H ₂ O	0,06
6	CaCl ₂ ·2H ₂ O	0,19
7	MgCl ₂ ·6H ₂ O	0,40
8	MgSO ₄ ·7H ₂ O	0,06
9	Glukoz	1,00

Numuneler belli boyutlarda hazırlanmıştır. Başlangıç yüzey alanları ve kütleleri testlerden önce ölçülmüştür. Çözelti solüsyonları 100 ml olarak kullanılmış ve her numune bir ip yardımıyla tutucuya bağlanmıştır. Her numune 1, 2, 4, 8, 12, 24, 48, 96, 168, 360 ve 672 saatlik sürelerde solüsyondan çıkarılmıştır. Yüzeyler %20 kromik asitle temizlenmiş, kütle kaybı ve pH değişimi ölçülmüştür. Metal yüzeyinin her tarafında sabit hızla çözünmenin olduğu durumlarda bozunma hızı, ağırlık kaybı olarak tanımlanabilir. Birim zamanda (t) birim alanda (A) gerçekleşen kütle kaybı (Δm), korozyon hızı (CR) olarak tanımlanmaktadır (Erten ve ark., 2017). Kütle kaybı yöntemi ile her bir numunenin bozunma hızını hesaplamak için aşağıdaki eşitlik kullanılmıştır.

$$DR = \frac{\Delta m \cdot k}{(A \cdot t) \cdot \rho} \quad (3.3)$$

Burada;

DR: korozyon hızı (mm/yıl),

Δm : kütle kaybı (g),

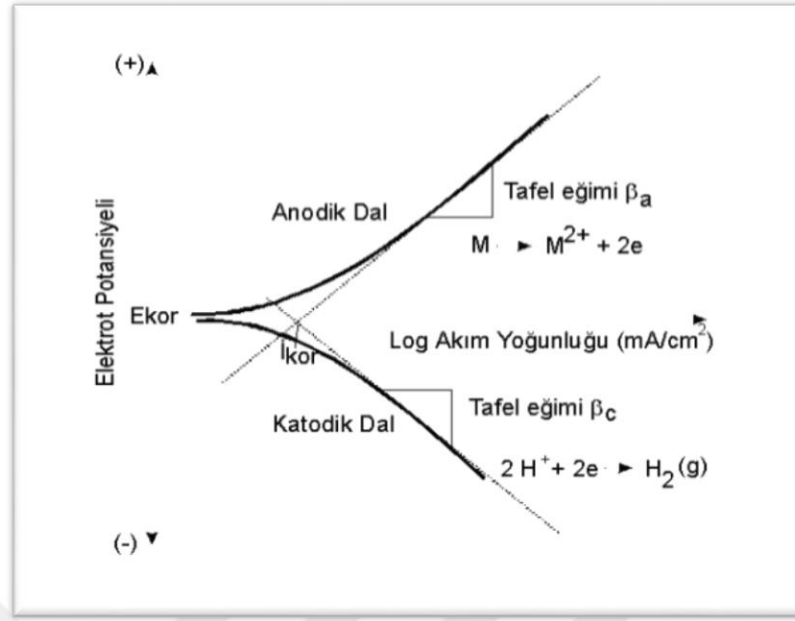
t: daldırma süresi (h: saat),

A: yüzey alanı (cm²)

k: Korozyon hızı birimlerini tanımlayan bir sabit (8,79×10⁴)

ρ : alaşımın yoğunluğu (g/cm³) olarak verilmiştir (Nace, 2012).

Korozyon akımı direkt ölçülemez. İlk olarak numunelerin açık devre potansiyeli (OCP) değeri 3600 saniye süresince ölçülmüştür, ardından açık devre potansiyeline göre 350 mV negatifinden 350 mV pozitifine doğru 1 mV/s hızla taranarak CHI602E programı ile Tafel eğrileri elde edilmiştir. Daha sonra Tafel ekstrapolasyon yöntemiyle fitlenerek korozyon verileri elde edilmiştir.



Şekil 3.8. Tafel eğirileri ve Mg korozyon hızının belirlenmesi (Atrens ve ark., 2017)

Numunelerin elektrokimyasal korozyon deneyleri CH Instruments “Electrochemical Analyzer” markalı 602E modeli “potansiyostat/ galvanostat” cihazı kullanılarak yapılmıştır. Deneylerde üç elektrotlu sistem kullanılmıştır, karşıt elektrot (platin tel), referans elektrot olarak Ag/AgCl ve çalışma elektrotuna numune bağlanıp kullanılmıştır.

Numunelerin yüzeyleri 0,5 cm² yüzey alanı olarak sabitlenmiştir ve korozyon ölçümlerinden önce 800 grid kâğıtlar ile parlatılmıştır. Magnezyum alaşımlarının korozyon potansiyelleri, korozyon akımları ve polarizasyon direnci Tafel ekstrapolasyon yöntemiyle belirlenmiştir. Bu değerler kullanılarak ASTM G 102 standartına göre alaşımların korozyon hızları denklem 3.5 kullanılarak hesaplanmıştır (Baboian, 2005).

$$Korozyon\ hızı = \frac{K \times i_{kor} \times EW}{D} \quad (3.4)$$

Burada; K: 3,27.10⁻³, i_{kor}: korozyon akım yoğunluğu (μA/cm²), EW: eşdeğer ağırlık, D: yoğunluk (g/cm³) olarak kullanılmıştır (Özarslan, 2018).

4. ARAŞTIRMA BULGULARI ve TARTIŞMA

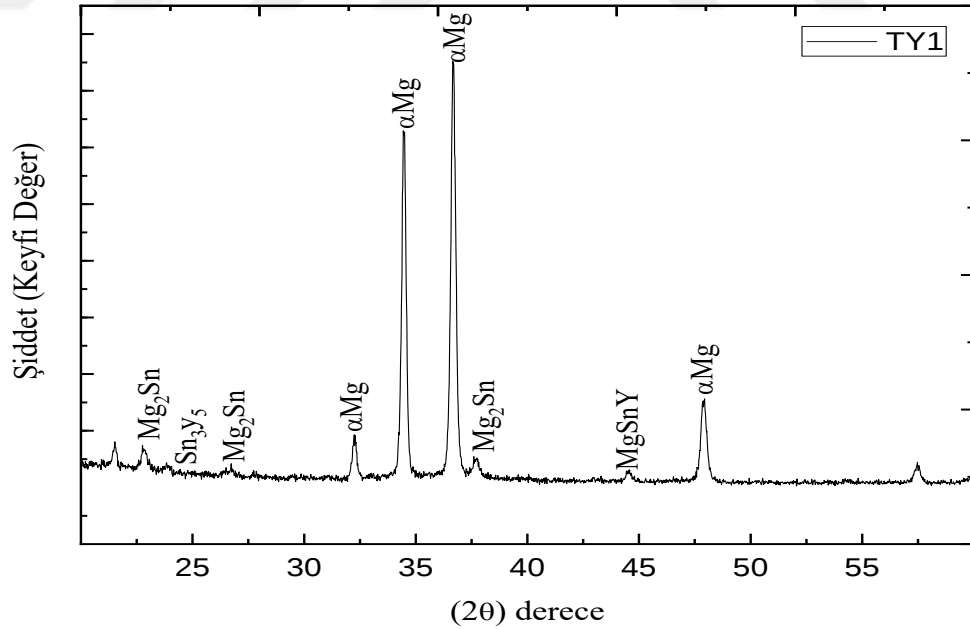
Bu bölümde üretilen magnezyum alaşımlarının mikroyapı analizleri, sertlik ve korozyon testleri sonuçları incelenmiştir.

4.1. Mikroyapı Çalışmaları

4.1.1. XRD Analizleri

Çizelge 3.2’de ağırlıkça oranları verilen TY1, TY2, TY3, TY4 ve TY5 numunelerine ait mikroyapı analizleri için X-ışını kırınımı analizi (XRD) ile, Rigaku marka Smartlab model X-ışını difraktometresi kullanılarak deneysel alaşımlarda mevcut olan fazlar belirlenmiştir. Cu-K α radyasyonu, 40kV ve 30 mA akımda, 20 ile 60 derece arasında 1 derece/dk ile ölçümler alınmış ve ICDD veri tabanına göre fazlar tanımlanmıştır.

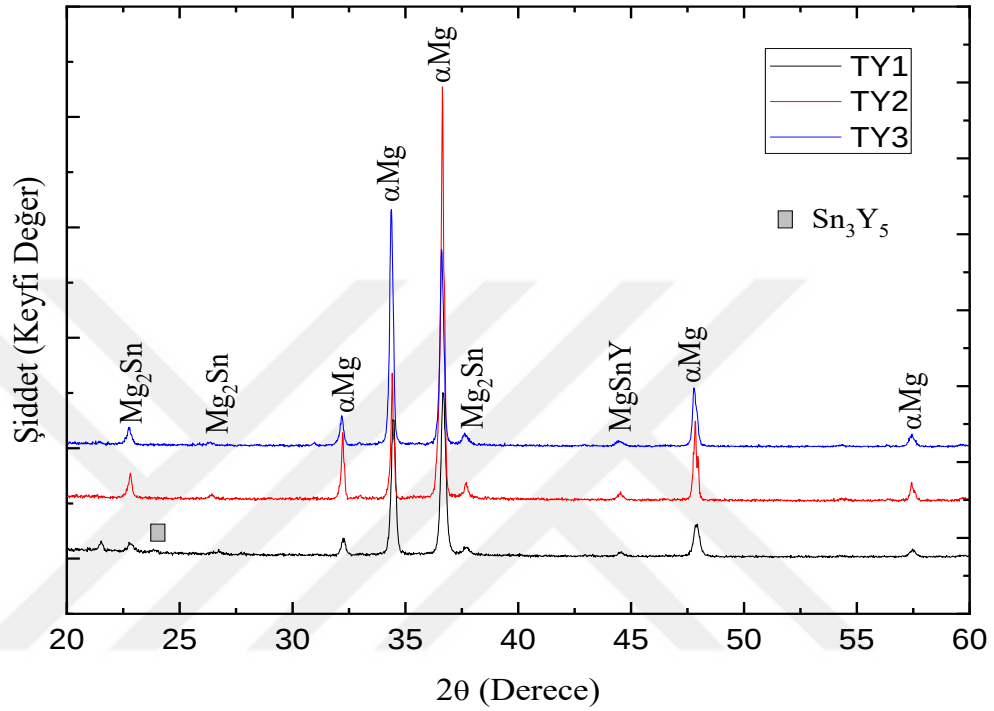
Şekil 4.1’de TY1 numunesine ait XRD grafiğinde görüldüğü gibi numunede esas olarak α -Mg fazı, Mg_2Sn , Sn_3Y_5 ve $MgSnY$ fazları olduğu tespit edilmiştir.



Şekil 4.1. TY1 alaşımına ait XRD grafiği

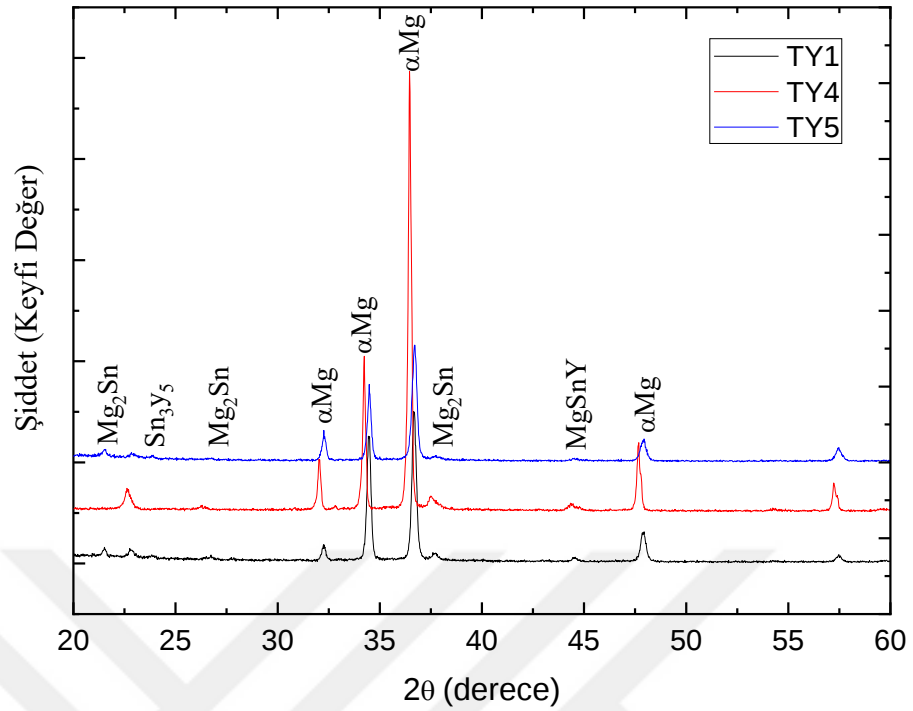
Literatür kısmında belirtildiği üzere kalay elementinin oda sıcaklığında magnezyum içerisinde çözünürlüğü çok düşüktür ve katılaşma esnasında dane sınırlarında 770 °C ergime sıcaklığına sahip Mg_2Sn intermetalik faz oluşumu söz

konusudur. Şekil 4.2’de görüldüğü gibi ana alaşıma Mg-3Sn-6Y kütlece %0,5 ve %1,0 nano Al_2O_3 eklendiğinde, yeni faz oluştuğu tespit edilmemiştir. TY2 numunesine ait α -Mg ve Mg_2Sn piklerinin şiddetinin TY1 ve TY3’e göre arttığı görülmüştür. Sn_3Y_5 ve alümina fazı görülmemiştir.



Şekil 4.2. TY1, TY2 ve TY3 numunelerine ait XRD grafiği

Şekil 4.3’te görüldüğü üzere, Mg-3Sn-6Y ana alaşımına kütlece % 0,5 ve %1,0 nano SiC partikülleri ilave edildiğinde yeni faz oluştuğu tespit edilmemiştir. TY4 numunesine ait α -Mg ve Mg_2Sn piklerinin şiddetinin diğer alaşımlara kıyasıyla belirgin bir şekilde arttığı görülmüştür. İlave edilen SiC’ün nanoboyutta olması nedeniyle XRD’de SiC pikleri görülmemiştir. TY5 numunesinin diğer numunelere kıyasla α -Mg ve Mg_2Sn piklerinin şiddetinin azaldığı ve Sn_3Y_5 fazı az miktarda tekrar oluştuğu görülmüştür.

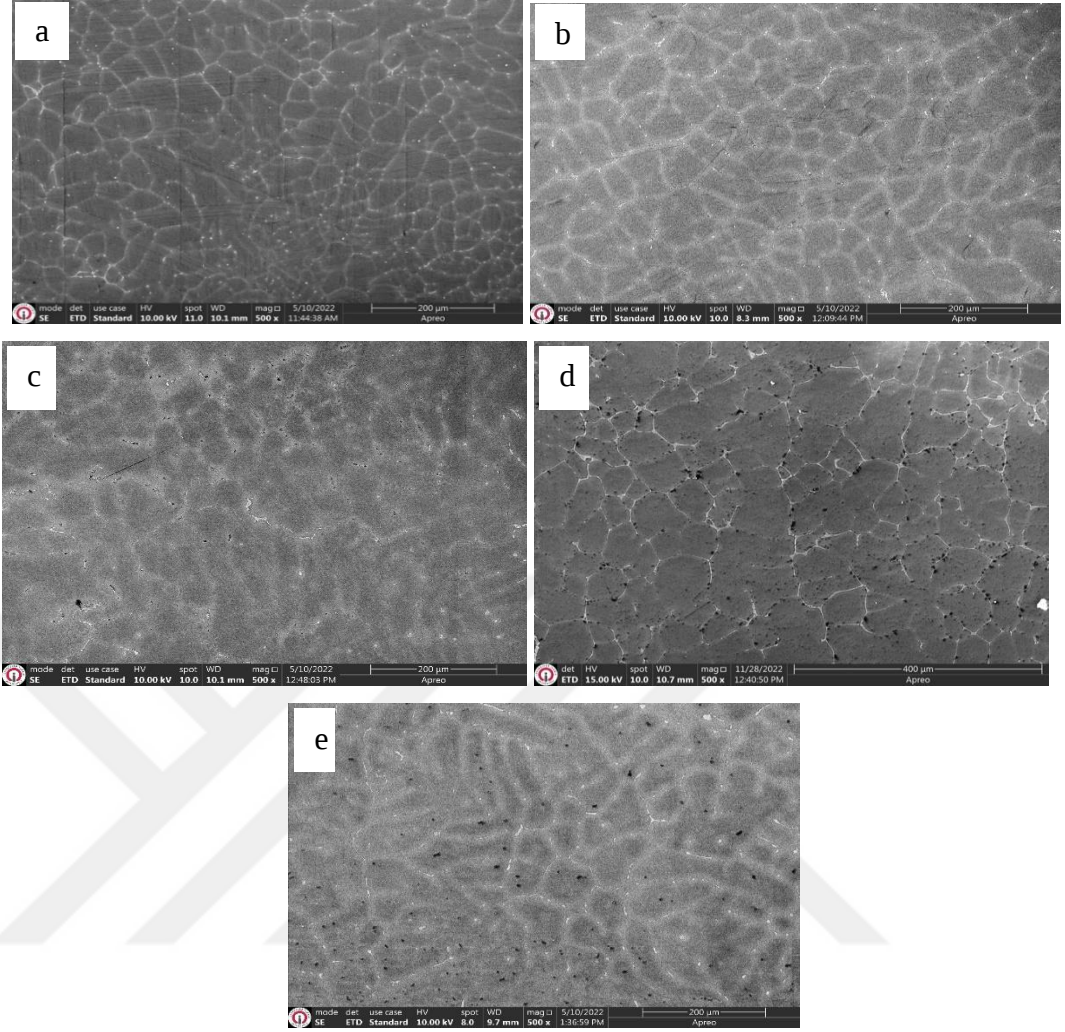


Şekil 4.3. TY1, TY4 ve TY5 numunelerine ait XRD grafiği

4.1.2. SEM ve EDS Analizleri

Mg-Sn-Y esaslı alaşımların SEM ve EDS analizleri için öncelikle, üretilen numuneler orta kısımlardan tel erezyon ile 10 mm çapında ve 2 mm kalınlığında silindir şeklinde çıkarılmıştır. Magnezyum esaslı numunelerin yüzeyleri 800, 1200, 2500 ve 4000 gritlik zımparalama işleminin ardından 1µm alümina pasta kullanılarak parlatma işlemi gerçekleştirilmiştir. Parlatma işleminin hemen ardından numunelerin yüzeyi saf su ile yıkanarak kurutulmuştur. Alaşımların yüzeyleri parlatma işleminin mikroyapıyı görünür hale getirmesinden dolayı herhangi bir dağlama işlemi yapılmamıştır.

Şekil 4.4’de TY1, TY2, TY3, TY4 ve TY5 numunelerine ait SEM görüntüleri verilmiştir. Görüntüler incelendiğinde farklı düzlemlerin oluşturduğu fazlar koyu gri bölgeler olarak görülmektedir. Sn fazları dentritik şekilde homojen bir dağılım göstermiştir. Yapılan analizlerden nanopartikül ilavesinin tane boyutunu etkilediği görülmüştür.

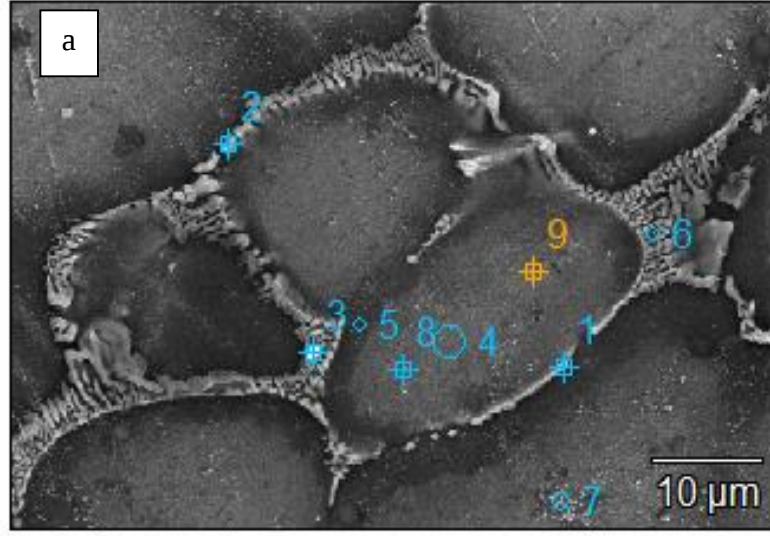


Şekil 4.4. (a) TY1, (b) TY2, (c) TY3, (d) TY4 ve (e) TY5 numunelerine ait 500x büyütmede SEM görüntüleri

Nanomalzemeler çok küçük parçacıklardan oluştuğu için, süper minyatürleşmenin başarılmasını sağlar ve nanoyapılar birbirine çok yakındır (Pradhan, 2013; Keskin, 2019). Nanopartikülerin malzeme içinde uygun dağılmasıyla, kafes mikro gerilmesinin artmasıyla, daha yüksek plastik deformasyon nedeniyle malzemenin tane boyutu etkilenir (Akhbarpour ve Pouresmaeil, 2018). Malzemenin yapısında SiC nano-parçacıkların olması daha fazla çekirdeklenme bölgesi sağlar, bu durum daha küçük tane boyutu oluşması anlamına gelir (Shi ve ark., 2006).

Şekil 4.5'te TY1 numunesine ait EDS sonuçları verilmiştir. EDS analizi TY1 numunesinin ana matris fazı ve intermetalikler üzerinden yapılmıştır. TY1 alaşımının α -Mg ana matrisinden ve birçok intermetalik fazlardan oluştuğu açıkça görülmektedir. Koyu bölgeler α -Mg fazını gösterirken açık gri bölgeler ise oluşan ötektik fazları

göstermektedir. Ağırlıkça oranlar göz önüne alındığında pt. 4, pt. 5, pt 7 ve pt. 8 noktalarından alınan verilerin Mg fazına ait olduğu ve içerisinde bir miktar kalay çözündüğünü ve itriyum elementinin çözünmediğini göstermektedir. Pt. 1 ve 2'nin ise atomik oranları göz önüne alındığında bu noktaların tane sınırlarında oluşan Mg_2Sn intermetalik fazına, Pt. 3'ün ise Sn_3Y_5 fazına ait olduğu görülmektedir.



	<i>Mg</i>	<i>Y</i>	<i>Sn</i>	
pt1	73,63	0,00	26,37	Mg_2Sn
pt2	62,08	0,00	37,92	Mg_2Sn
pt3	69,33	13,01	17,66	Sn_3Y_5
pt4	95,78	0,00	4,18	α -Mg
pt5	88,02	0,00	11,93	α -Mg
pt6	54,05	21,11	24,84	$MgSnY$
pt7	97,48	0,00	2,52	α -Mg
pt8	95,02	0,00	4,98	α -Mg

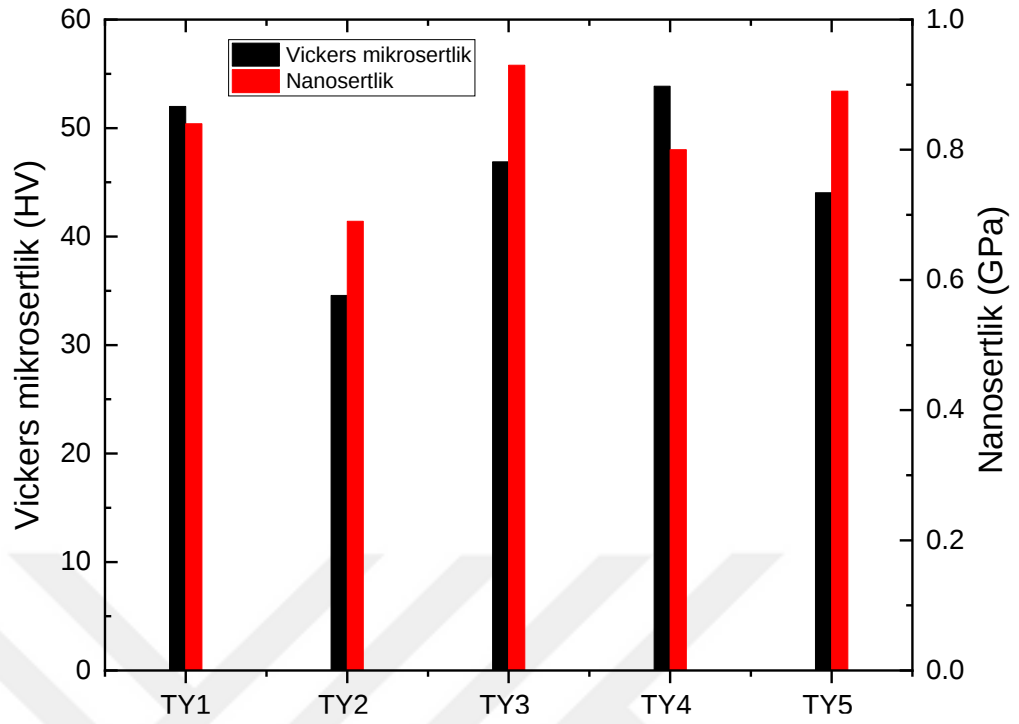
Şekil 4.5. TY1 numunesine ait EDS sonuçları

4.2. Sertlik Testleri

Mg-6Sn-3Y alaşımına %0,5-1,0 SiC ve Al₂O₃ ilavesiyle oluşan alaşımların Vickers mikrosertlik ve nanosertlik testleri yapılmıştır. Çizelge 4.1’de tüm numunelere ait Vickers mikrosertlik ve nanosertlik değerleri verilmiştir. Çizelge 4.1 incelendiğinde mikro ile nanosertlik değerleri arasında farklılık bulunduğu görülmüştür. Bunun sebebi, numunelerin ortalama mikrosertlik değeri verilirken, nanosertlik numunenin küçük bir bölgesinden sertlik değeri verdiği için Vickers değerlere göre daha fazla çıkmasının mümkün olduğu bilinmektedir (Qian ve ark., 2005; Özarslan, 2018). Şekil 4.6’da numunelerin nanosertlik ve Vickers mikrosertlik grafiği verilmiştir.

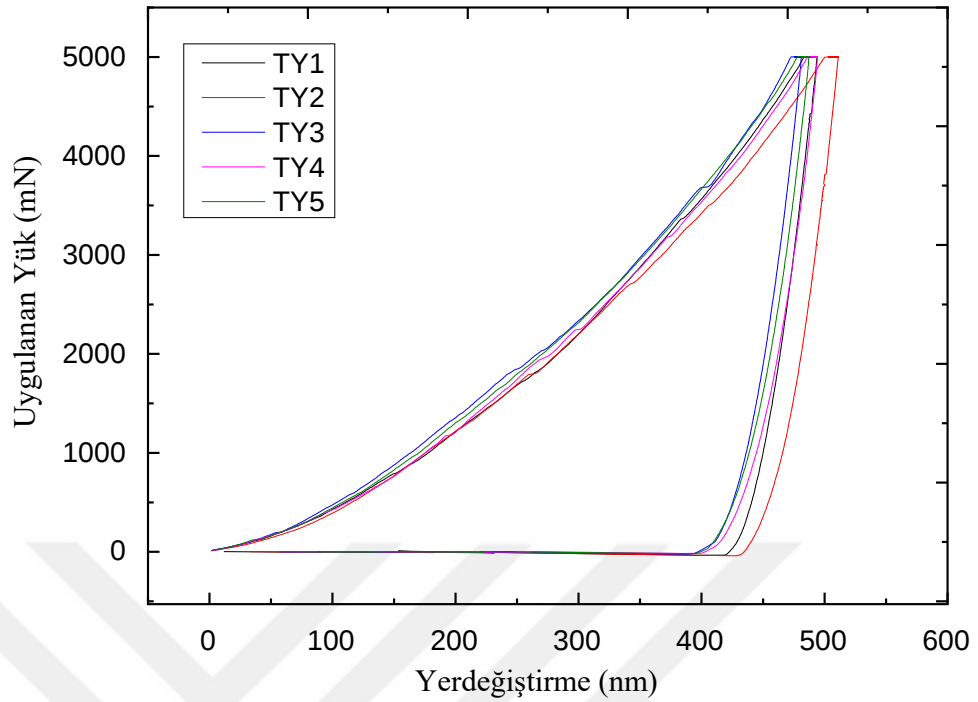
Çizelge 4.1.TY1, TY2, TY3, TY4 ve TY5 numunelerin Vickers mikrosertlik ve nanosertlik değerleri

Alaşımların adı	Vickers mikrosertlik (HV)	Nanosertlik (GPa)
TY1	52	0,84
TY2	34,58	0,69
TY3	46,88	0,93
TY4	53,86	0,80
TY5	44,04	0,89



Şekil 4.6. TY1, TY2, TY3, TY4 ve TY5 numunelerine ait nanosertlik ve mikrosertlik değerleri

Şekil 4.7’da tüm alaşım serilerinin uygulanan maksimum yük ve yer değiştirme eğrileri verilmektedir. Yük-yer değiştirme eğrileri malzemenin deformasyona veya sertliğe karşı farklılıklarını ve numunelerin aynı yük altında farklı yer değiştirme değerlerine sahip olduğunu göstermektedir. Artan nano- Al_2O_3 ve nano-SiC ilavesi alaşımın nanosertlik değerlerinin de artmasına neden olmuştur. Bunun nedeni kompozitin mikroyapısı ile dispersiyon güçlendirme teorisiyle açıklanabilir (Tsao ve ark., 2010). Nano boyutlu SiC/AZ91D Mg alaşımlı kompozitlerin iyi bir şekilde dağılması genel olarak mikrosertlik artışına yol açmıştır (Lan ve ark., 2004; Casati ve Vedani, 2014). Nanokompozit ilavesini tane küçülmesi, dolayısıyla dislokasyon hareketinin engellenmesi ile malzemenin sertliği artmasına neden olduğu bilinmektedir (Mehranpour ve ark., 2021). Nano- Al_2O_3 homojen olmayan dağılımı nedeniyle bazı kristalografik kusurlara sebep olabilir (Haque ve ark., 2022).



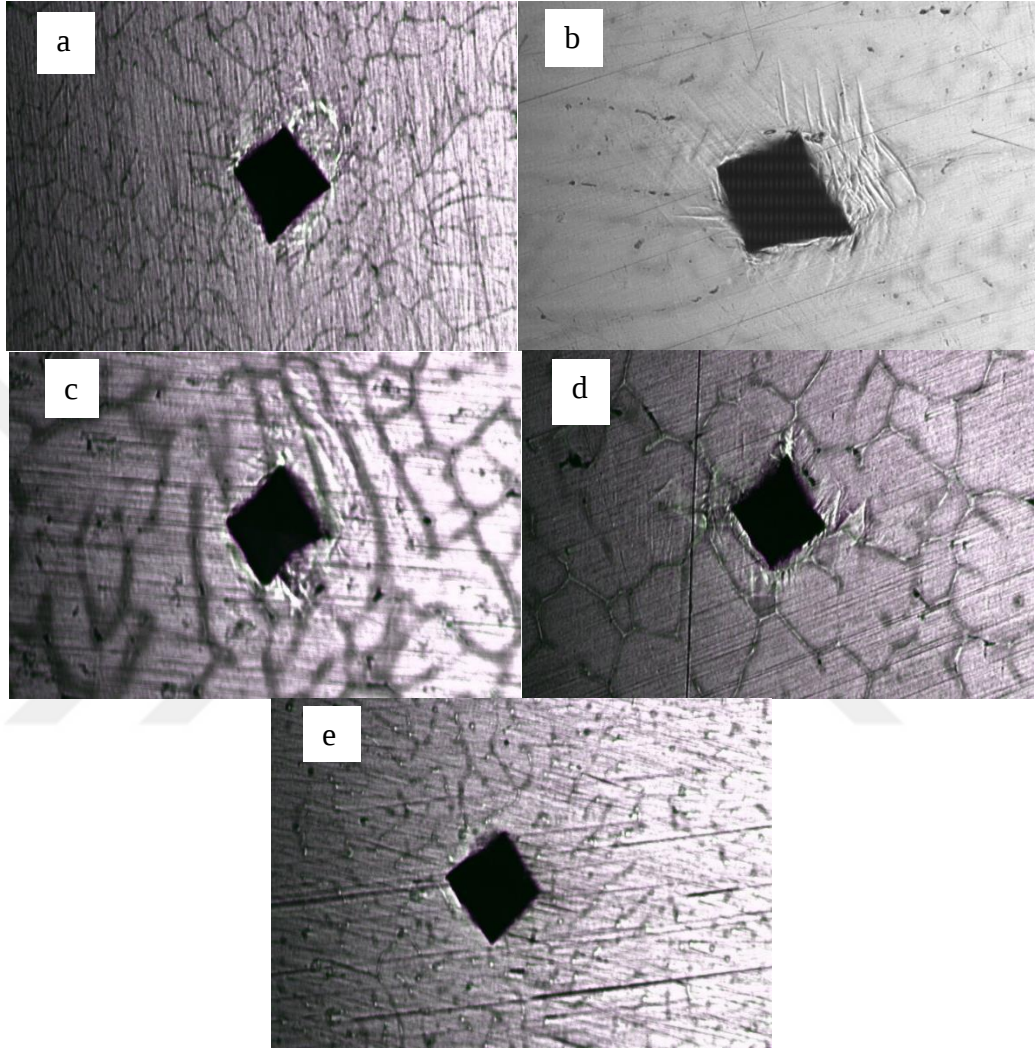
Şekil 4.7. TY1, TY2, TY3, TY4 ve TY5 numunelerine ait yük-yer değiştirme eğrisi

Şekil 4.8’da TY1, TY2, TY3, TY4 ve TY5 numunelerine ait Vickers mikrosertlik testinin mikroskoptaki görüntüsü verilmiştir. Numunelerde Vickers sertlik testi sonrası çatlak oluşmadığı görülmektedir. İzlerin boyutlarının küçük olması sertliğin artması ile ilişkilidir. SEM sonuçlarına bakarak TY2 ve TY3 (%0,5 ve 1,0 Al_2O_3) numunelerinde tane boyutları küçülmüştür. Çizelge 4.1’de nanosertlik değerlerine bakıldığında sırayla 0,69 (GPa), 0,93 (GPa) çıkması alaşımın sertlik değerinin artmasıyla ilişkilidir. %0,5 ve %1,0 Al_2O_3 ilavesi ile alaşımların mikrosertlik ve nanosertlik değerlerindeki artışın nedenleri;

- Nano Al_2O_3 ilavesinin alaşımın tane boyutunda küçülmeye sebep olması, α -Mg içerisinde çözünmesi,
- α -Mg ve Mg_2Sn fazlarının oluşması,
- Nano düzeyde parçacıkların dislokasyon hareketinin mekanik özelliklerde iyileşmeye sebep olması,
- Nano parçacıkların dağılımı ve morfolojisinden genel bir iyileşmeye yol açmasına bağlanabilmektedir.

TY2 numunesinin Vickers mikrosertlik ve nanosertlik değerleri düşük olmasının sebebi, nano- Al_2O_3 alaşımın içinde düzgün bir şekilde dağılmaması, dolayısıyla iyi

mekanik özellik sergilememesine sebep olabilmektedir. Ayrıca, magnezyum alaşımlarının gravite döküm sırasında oluşan hava parçacıkları nedeniyle nano- Al_2O_3 ilavesinde sertlik değerleri azalmaktadır (Thakur ve ark., 2022).



Şekil 4.8. (a) TY1, (b) TY2, (c) TY3, (d) TY4 ve (e) TY5 numunelerine ait Vickers izlerinin optik görüntüleri

SEM sonuçlarına bakarak TY4 ve TY5 (% 0,5 ve 1,0 SiC) numunelerinde tane boyutlarının küçüldüğü söylenebilmektedir. Çizelge 4.1’de nanosertlik değerlerine baktığımızda alaşımların sertlik değerlerinin 0,80 GPa ve 0,89 GPa olması alaşımın sertlik değerinin arttığını göstermektedir. TY3 numunesinin nanosertlik değerinin 0,93 GPa en yüksek olduğu görülmüştür. TY4 numunesinin Vickers mikrosertlik değerinin ise 53,86 HV ile en yüksek olduğu görülmüştür.

4.3. Korozyon Testleri

Magnezyum alaşımları, düşük potansiyeli ve gevşek doğal koruyucu yüzey tabakaları nedeniyle zayıf korozyon direncine sahip olur ve uygulama alanlarını kısıtlar. Korozyon hızı bazı ana faktörlere bağlanabilir. Mg alaşımları doğal olarak reaktiftir, sulu klorür içeren çözeltilere daldırma sırasında korozyon sırasında oluşan yüzey filmleri özellikle koruyucu değildir ve bileşen fazlar arasındaki mikro-galvanik etkileşim, Mg alaşımlarının korozyonunun yüksek saflıkta magnezyumunkinden önemli ölçüde daha yüksek olmasına neden olur (Atrens ve ark., 2015; Wu ve ark., 2021).

Korozyonun; galvanik, çukur ve stres korozyon gibi çeşitleri vardır. Galvanik korozyon, tipik olarak farklı elektrokimyasal potansiyellere sahip iki metalin iyon ileten bir ortamda etkileşime girdiği fiziksel veya elektriksel temas sırasında meydana gelir (Zhang, 2011). Elementlerin magnezyum içindeki nispeten düşük çözünürlüğü nedeniyle, alaşım çözünürlük sınırını aştığında ikincil fazlar gelişebilir. Çökelti fazlarının gelişimi, magnezyumun sınırlı çözünürlüğü nedeniyle Mg esaslı alaşımlardaki korozyon oranlarını doğrudan etkiler (Guseiva, 2015). Bu ikincil fazlar saf Mg'dan daha asildir ve bozunma oranını artıran dahili galvanik çiftlerin oluşumuna katkıda bulunur. İkincil fazların hacim fraksiyonu yeterince büyük olduğunda ve sürekli bir çökelmiş faz ağı oluşturulduğunda, bir bariyer mekanizması yoluyla korozyon sürecini geciktirebilir. Bu nedenle, sürekli ikincil fazlar, bir taneden diğerine korozyon gelişimini engelleyebilir (Ding ve ark., 2016; Chen ve ark., 2018; Jia ve ark., 2019; Xu ve ark., 2022). Ayrıca, ikinci fazlar ile Mg matrisi arasındaki potansiyel fark küçük olduğunda dağılım morfolojisinden etkilenebilir (Ben-Hamu ve ark., 2008; Xu ve ark., 2022).

Çukurlaşma korozyonu ise, asil ikincil fazlar genellikle katodik bölgeler olarak hareket ettiğinden, lokalize korozyon bitişik Mg matrisinde meydana gelir. Bu, parçacıkların alt tabakadan düştüğü yerlerde kanal açma ve oyuklaşma etkilerine yol açarak korozyon oranını hızlandırır. Çukurların büyümesi, tüm yüzeyi kaplayarak yanal yayılma eğilimindedir. İçeride doğru alkalileştirme, yerel magnezyum hidroksit filmini stabilize eder ve buna karşılık dikey çukurlaşma korozyon eğilimini azaltır (Ascencio ve ark., 2014; Li ve ark., 2015; Xu ve ark., 2022).

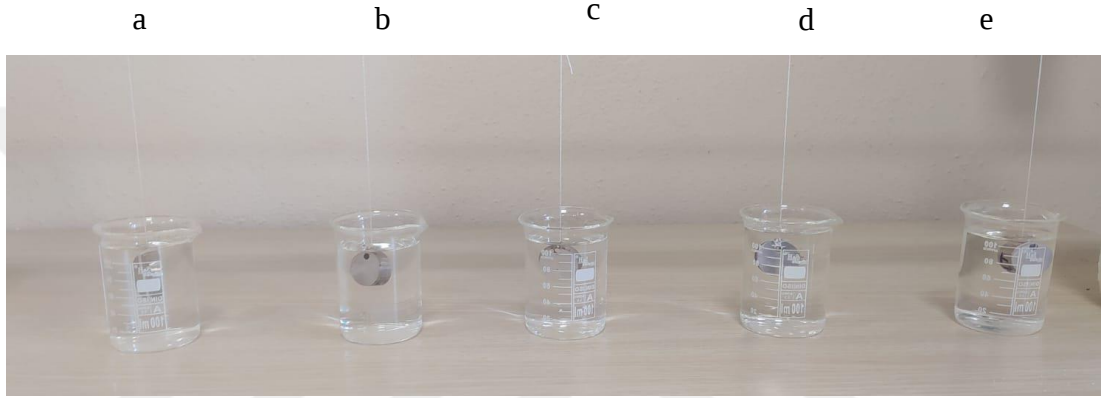
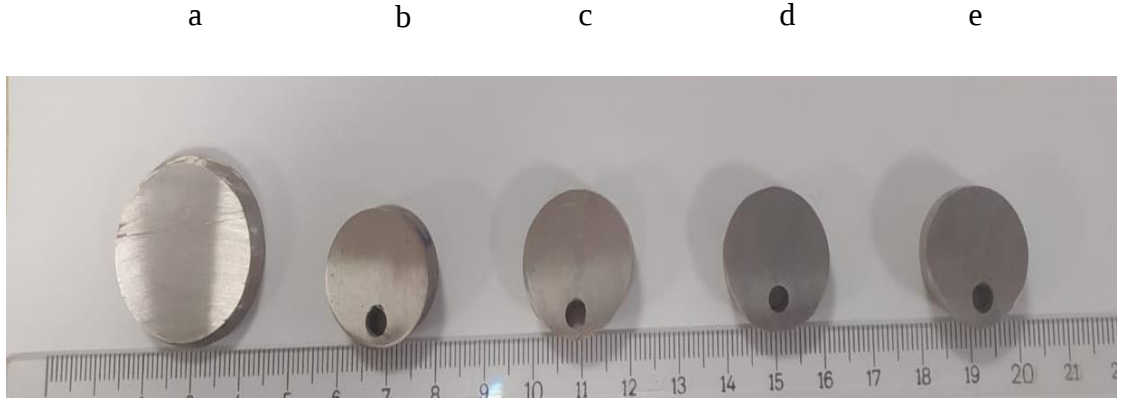
Stres korozyon ise, Magnezyum esaslı implantlarda mekanik yüklemesinden stres korozyon çatlaması (SCC) ve ani kırılma komplikasyonlarına neden olabilir. Genel olarak SCC, anodik çözünme ve hidrojen kırılabilirliği ile ilgilidir. Taneler arası stres korozyon

özelliğine sahip anodik çözünmenin, tane sınırı ikinci fazları ile bitişik matris arasındaki mikro-galvanik aktiviteye bağlanabilmektedir (Xu ve ark., 2022).

Mg alaşımlarındaki galvanik korozyon; kesintili ve homojen olmayan ikincil fazların oluşumu, daha yüksek safsızlık konsantrasyonları ve Mg matrislerinde alaşım elementlerinin maksimum çözünürlüğünün aşılması nedeniyle meydana gelir. Mg içinde düşük çözünürlüğe sahip olan elementler, Mg alaşımlarında katodik bölgelerin oluşması korozyon direncini olumsuz etkileyebilir (Schuh ve ark., 2007; Persaud-Sharma ve McGoron, 2011; Poinern ve ark., 2012; Hao ve ark., 2017; Shahin ve ark., 2019).

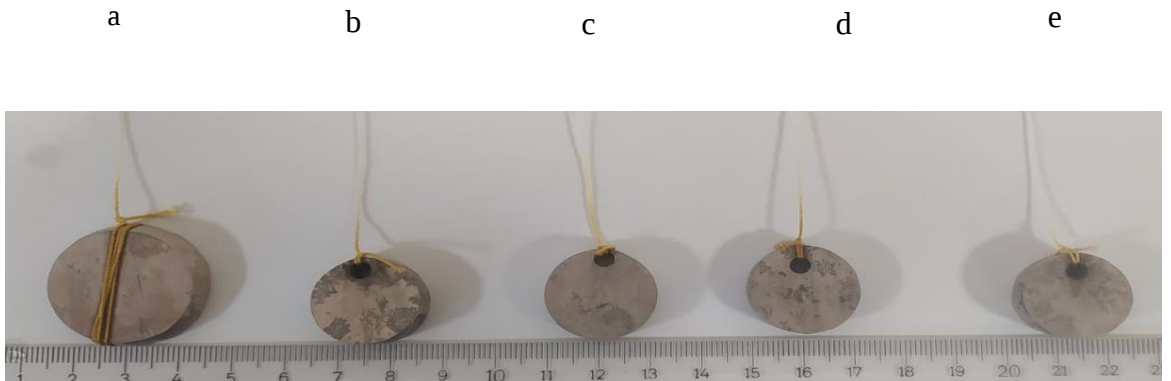
Korozyon formu temel olarak kimyasal bileşim, tane boyutu ve şekilleri, ikincil fazların veya intermetalik bileşik parçacıkların boyutu, şekli ve dağılımı, inklüzyonlar, çözünen-toplanmış tane sınırları (GB'ler), kristalografik yönler ve dislokasyon yoğunluğu gibi metalurjik faktörlerden etkilenir. Ayrıca, döküm sonrası işlem (yani, ekstrüzyon ve haddeleme) ve ısıtma işlemi korozyon mekanizması üzerinde önemli bir etki gösterir. Bunun sonucunda mikro yapıda belirgin değişikliklere neden olabilir. Ayrıca, korozyon modu, korozif çözeltinin klor iyonu içeriği ve pH değeri ile de oldukça ilişkilidir (Zeng ve ark., 2018).

Mg-6Sn-3Y esaslı alaşımlara farklı ağırlık oranlarında Al_2O_3 ve SiC nanopartikülleri ilave edilerek elde edilen alaşımların uzun süreli korozyon davranışlarını değerlendirmek için HBSS içerisinde daldırma testleri yapılmıştır. Daldırma testleri oda sıcaklığında 1, 2, 4, 8, 12, 24, 48, 96, 168, 360 ve 672 saat daldırma sürelerinde 100 ml'lik HBSS içerisinde yapılmıştır. Şekil 4.9'da Mg-Sn-Y alaşımlarının HBSS içerisinde daldırma testlerinin başlangıç görüntüsü verilmektedir.



Şekil 4.9. (a) TY1, (b) TY2, (c) TY3, (d) TY4 ve (e) TY5 numunelerinin HBSS içinde bekletilmeden önceki görüntüsü

Numuneleri daldırdıktan 8 sonra renk değişimi ve pH değerlerinin arttığı görülmüştür. Şekil 4.10'de numunelerin daldırma testinden 8 saat sonraki görüntüsü verilmiştir.



Şekil 4.10. (a) TY1, (b) TY2, (c) TY3, (d) TY4 ve (e) TY5 numunelerinin 8 saat HBSS içinde bekletildikten sonraki görüntüsü

a b c d e



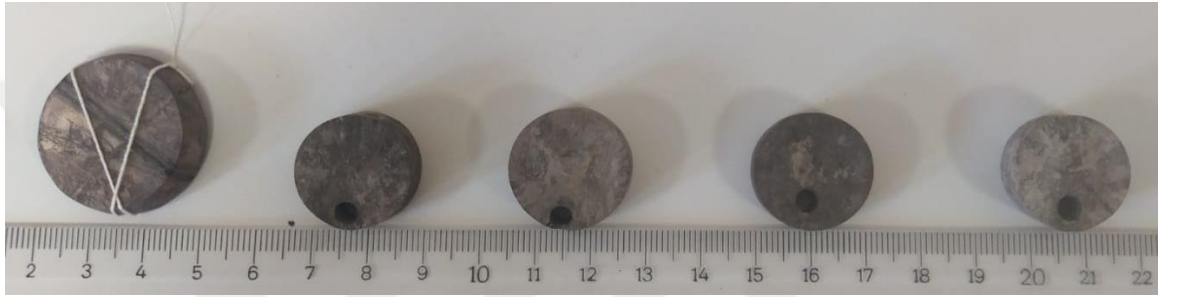
a

b

c

d

e



Şekil 4.11. (a) TY1, (b) TY2, (c) TY3, (d) TY4 ve (e) TY5 numunelerinin 48 saat HBSS içinde bekletildikten sonraki görüntüsü

a

b

c

d

e



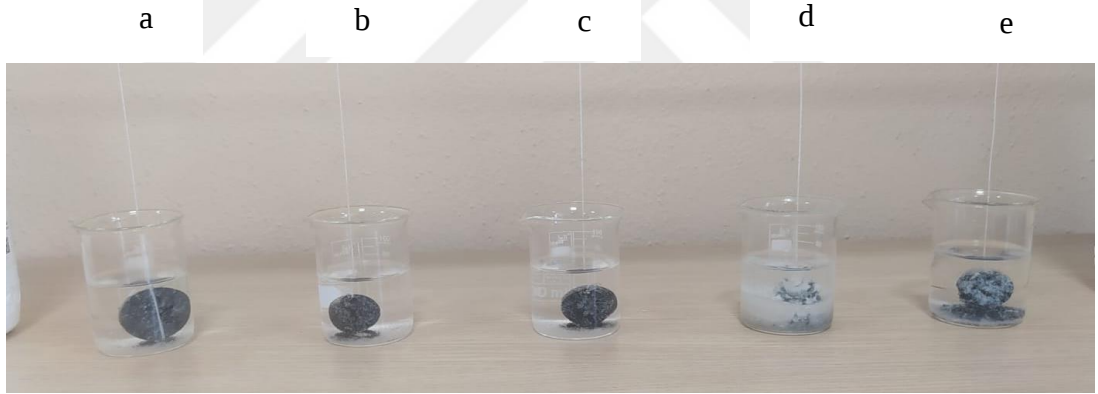
Şekil 4.12. (a) TY1, (b) TY2, (c) TY3, (d) TY4 ve (e) TY5 numunelerinin 96 saat HBSS içinde bekletildikten sonraki görüntüsü

c



Şekil 4.13. (a) TY1, (b) TY2, (c) TY3, (d) TY4 ve (e) TY5 numunelerinin 168 saat HBSS içinde bekletildikten sonraki görüntüsü

Şekil 4.14’te numunelerin daldırdıktan 21 gün sonraki görüntüsü verilmiştir. Şekil incelendiğinde TY4 ve TY5 numunelerinin en fazla kütle kaybına sahip olduğu görülmüştür.

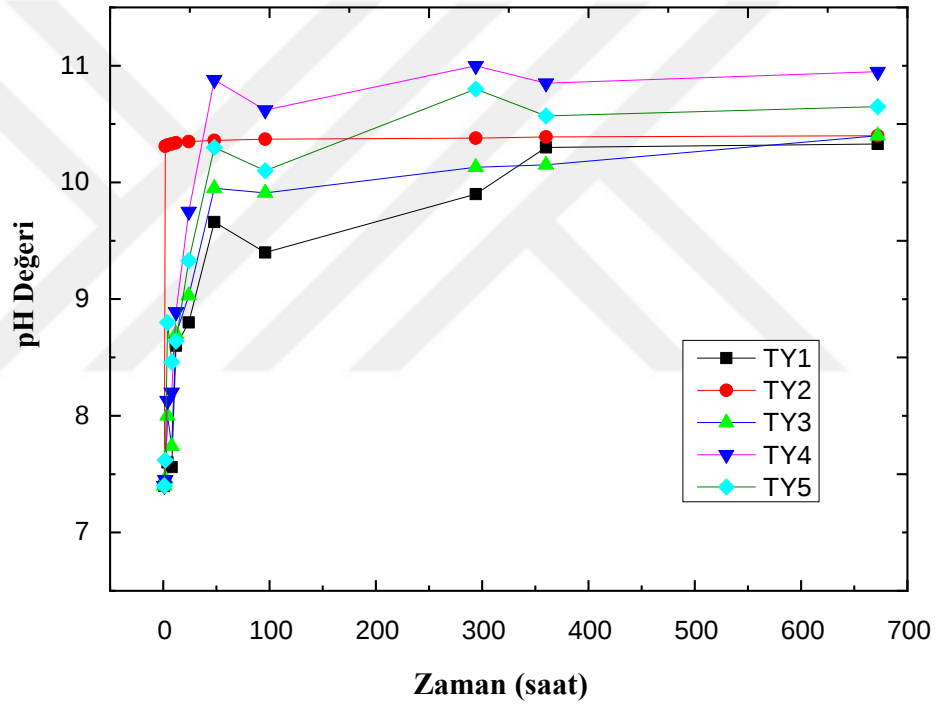


Şekil 4.14. (a) TY1, (b) TY2, (c) TY3, (d) TY4 ve (e) TY5 numunelerinin 21 gün HBSS içinde bekletildikten sonraki görüntüsü

Şekil 4.15’te numunelerin 28 gün sonraki görüntüsü verilmiştir. Görüldüğü gibi TY4 en fazla kütle kaybına sahiptir. TY5 numunesinin diğer numunelerle kıyasla kütle kaybı fazla olduğu görülmüştür.



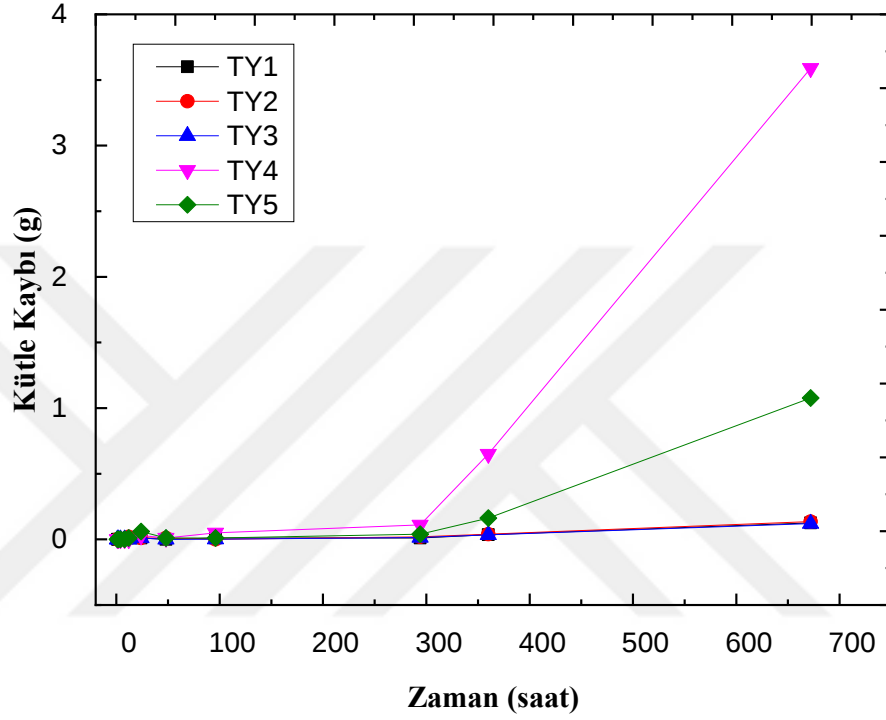
Şekil 4.15. (a) TY1, (b) TY2, (c) TY3, (d) TY4 ve (e) TY5 numunelerinin 672 saat HBSS içinde bekletildikten sonraki görüntüsü



Şekil 4.16. TY1, TY2, TY3, TY4 ve TY5 numunelerine ait pH grafiği

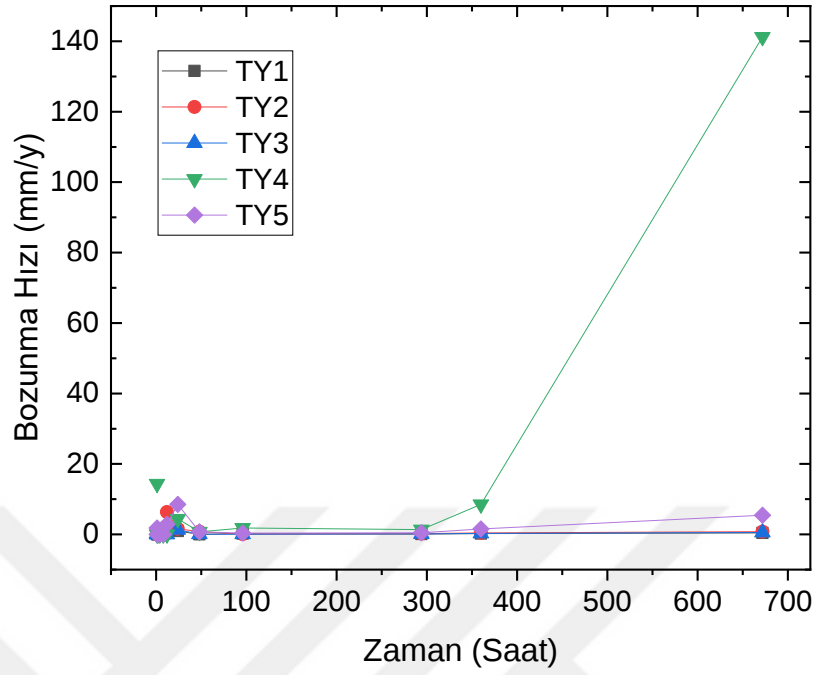
Şekil 4.16’de tüm numunelerin farklı daldırma sürelerine ait pH değerleri verilmiştir. Tüm numunelerin pH’nın zamanla arttığını, ancak TY1, TY3, TY4 ve TY5 numuneleri 48 saat daldırmada pH’nın arttığı, 96 saat sonra tekrar azaldığı görülmüştür. TY4 ve TY5 numunelerinin pH değerlerinin 360 saat sonra azaldığı ardından tekrar arttığı görülmüştür. 48 saat daldırmadan sonra TY4’ün en yüksek pH değerlerine sahip olduğu görülmüştür. TY2’nin pH değerinin ilk saatlerde hızlı bir şekilde arttığı sonra sabit kaldığı görülmüştür. Dolayısıyla pH yükselmesi ya da azalması korozyon hızı ile ilişkilidir.

Şekil 4.17’de görüldüğü gibi TY4 numunesi en yüksek kütle kaybına sahiptir. Bunun nedeni nano-SiC partiküllerinin korozyon direncini artırmada etkili bir malzeme olması olarak söylenebilir. Magnezyum alaşımlarına SiC ilave edilmesiyle galvanik korozyon prensibine dayanarak düşük korozyon dirençli magnezyum hızlı bozunurken nano-SiC partikülleri korozyona uğramaksızın korunur.



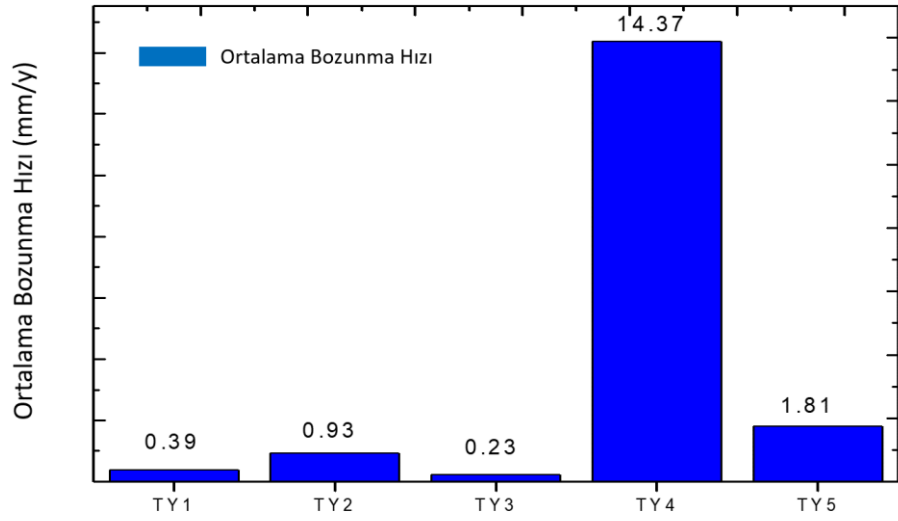
Şekil 4.17. TY1, TY2, TY3, TY4 ve TY5 numunelerine ait kütle kaybı grafiği

Şekil 4.18 incelendiğinde, Mg-6Sn-3Y alaşımına 0,5 SiC eklenmesiyle alaşımın en yüksek bozunma hızına, %1,0 Al₂O₃ eklenmesiyle alaşımın en az bozunma hızına sahip olduğu görülmüştür. Mg alaşımına Al₂O₃ ilavesi, alüminanın yüksek kimyasal direnci, yüksek korozyon direnci, yüksek bağlı yoğunlukları ve küçük tanecikler nedeniyle korozyon hızını düşürmektedir (Rahmani ve ark., 2023). Mg alaşımlarına SiC’nin dahil edilmesiyle malzemelerde daha kalın, düzensiz Mg(OH)₂ olan bir korozyon tabakasıyla kaplanması, endüktif direncin daha düşük olması, korozyonun direncini azaltır ve bozunma hızını artırır (Tiwari ve ark., 2007; Pardo ve ark., 2009). Numunelerin 168 saatten sonra TY4 ve TY5’in bozunma hızının artmaya başladığı ve TY4’ün bozunma hızının hızlı bir şekilde arttığı görülmüştür. Diğer numunelerin bozunma hızının sabit kaldığı görülmüştür.



Şekil 4.18. TY1, TY2, TY3, TY4 ve TY5 numunelerine ait zamanla bozunma hızı grafiği

Şekil 4.19’da numunelerin ortalama bozunma hızı verilmiştir. Şekli incelendiğinde TY1, TY2, TY3, TY4 ve TY5 numunelerinin ortalama bozunma hızları sırasıyla; 0,39, 0,93, 0,23, 14,37 ve 1,80 (mm/y) olarak bulunmuştur. Buna göre, Mg-6Sn-3Y alaşımına ağırlıkça 0,5 SiC eklenmesiyle alaşımın en yüksek bozunma hızına, ağırlıkça 1,0 Al₂O₃ eklenmesiyle alaşımın en az bozunma hızına sahip olduğu görülmüştür.

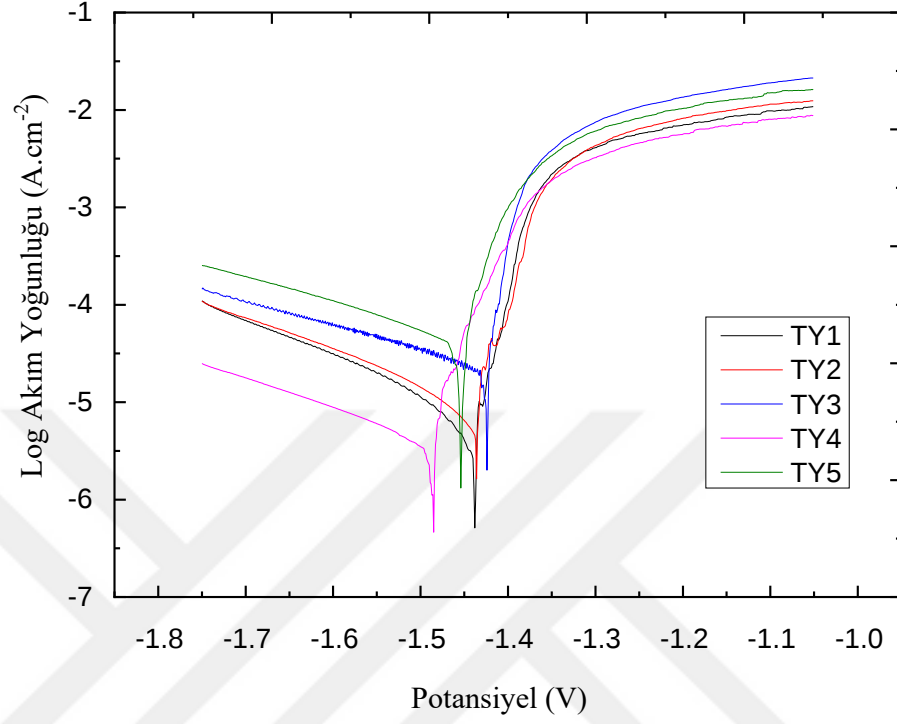


Şekil 4.19. TY1, TY2, TY3, TY4 ve TY5 numunelerine ait ortalama bozunma hızı grafiği

Korozyon ölçümleri için kullanılan ikinci yöntem, elektrokimyasal yöntemdir. Aşağıdaki şekillerde nanopartikül ilaveli Mg-Sn-Y esaslı alaşımlara ait Potansiyodinamik polarizasyon (anodik veya katodik) eğrileri verilmiştir. Hem anodik hem de katodik polarizasyonlar, oda sıcaklığında HBSS içerisinde 1 saat bekletilip, açık devre potansiyeli alındıktan sonra -1,750 ve -1,050 V potansiyel aralığında gerçekleştirilmiştir. Herbir numuneye ait testler 5 kez tekrarlanmıştır. Elde edilen sonuçlara göre en iyi korozyon direncine sahip alaşımlar belirlenmiştir.

Şekil 4.20’de TY2 ve TY3 potansiyel değerlerinin pozitif yöne kaydığı görülmektedir. Artan nano- Al_2O_3 ilavesi korozyon potansiyelinin azalmasına neden olmuştur. Dolayısıyla korozyon hızının azalması ve korozyon direncinin artmasına neden olmuştur. TY4 ve TY5 (0,5 ve 1,0 SiC) numunelerinde ise, potansiyel değerlerinin negatif yönde kaydığı, korozyon potansiyelinin arttığı, korozyon hızının arttığı dolayısıyla korozyon direncinin azaldığı görülmüştür. Nano-SiC üzerinde yapılan çalışmalarda nanokompozit malzemenin gözeneklilik derecesi nispeten düşük olmasından korozyon oranının arttığını ve yüzey morfolojisinde daha kalın, düzensiz $\text{Mg}(\text{OH})_2$ olan bir korozyon tabakasının oluşmasından korozyon direncinin azaldığını göstermiştir (Tiwari ve ark., 2007; Pardo ve ark., 2009). Al’a nano-SiC ilavesiyle, Al/SiC nanokompozitlerde korozyon direncinde artış gözlenmiştir. Bu durum nano SiC partiküllerinin aşındırıcı çözelti ile kimyasal reaksiyona girmemesine bağlanmaktadır. Artan SiC içeriği,

malzemelerin sürtünme katsayısının düşmesinin yanı sıra korozif aşınma direncinin artmasına neden olmuştur. (Shirazi ve ark., 2016).



Şekil 4.20. TY1, TY2, TY3, TY4 ve TY5 numunelerine ait Log Akım Yoğunluğu grafiğı

5. SONUÇ ve ÖNERİLER

5.1. Sonuç

Bu çalışmada gravite döküm yöntemiyle Mg-6Sn-3Y alaşımına farklı oranlarda ağırlıkça %0,5–%1,0 Al₂O₃ ve SiC nanopartikül ilavesiyle deneysel alaşımlar üretilmiştir. Üretilen numunelerin XRD, SEM, EDS, Vickers mikrosertlik, nanoindentasyon testleri, kütle kaybı ve elektrokimyasal korozyon testleri yapılarak mikroyapı, mekanik ve korozyon özellikleri incelenmiştir. Bu çalışmadan elde edilen sonuçlar şu şekilde özetlenebilir:

1. XRD testlerine göre ana alaşım TY1’de α -Mg, Mg₂Sn, MgSnY ve Sn₃Y₅ fazlarının oluştuğu, TY2 ve TY3 (%0,5–%1,0 Al₂O₃) fazlarına ait pik siddetinin arttığı ve Sn₃Y₅ fazının görülmediği gösterilmiştir. Alümina fazı görülmemiştir. Bunun sebebinin, nano Al₂O₃’ün düşük sıcaklıkta Mg ile reaksiyona girmesinin olduğu düşünülmektedir. TY4 (%0,5 SiC) numunesinde, α -Mg ve Mg₂Sn faz pik siddetlerinin belirgin bir şekilde arttığı görülmüştür. TY5 (%1,0 SiC) numunesinde ise, Sn₃Y₅ fazının tekrar oluştuğu görülmüştür.
2. SEM görüntülerine bakıldığında, nanopartikül ilavesinin ana alaşımın tane boyutunu etkilediği ve tane boyutunun küçülmesine sebep olduğu görülmüştür. Nanopartiküllerin malzeme içinde dağılması, kafes mikro gerilmesinin artmasını sağlar ve daha yüksek plastik deformasyon nedeniyle malzemenin tane boyutunu etkiler. SiC nanopartikül daha fazla çekirdeklenme bölgesi sağlar dolayısıyla kristal büyümesini geciktirir.
3. Yapılan mekanik testler sonucunda, TY4 numunesinin en yüksek, TY2 numunesinin ise en düşük Vickers mikrosertlik ve nanosertlik değerlerine sahip olduğu görülmüştür. TY2’de Vickers mikrosertlik ve nanosertlik değerlerinin düşük olmasının sebebi, magnezyum alaşımlarının gravite döküm sırasında oluşan hava parçacıkları nedeniyle nano-Al₂O₃ ilavesinde gözenekli bir yapı oluştuğu için numunenin sertlik değeri azalmaktadır. Ayrıca nano-Al₂O₃ partiküllerinin alaşım içinde düzgün bir şekilde dağılmaması, dolayısıyla iyi mekanik özellik sergilememesine sebep olabilmektedir.
4. Korozyon testleri incelendiğinde, TY3 numunesinin en az kütle kaybına ve en yüksek korozyon direncine sahip olduğu, TY4’ün ise, kütle kaybı en yüksek ve

korozyon direnci en düşük numune olduğu görülmüştür. Bunun nedeni, Mg alaşımına Al_2O_3 ilavesinin, alüminanın yüksek kimyasal dirence, yüksek korozyon direncine, yüksek bağıl yoğunluğa ve küçük tanecikler nedeniyle düşük korozyon hızına sahip olması atfedilir (Rahmani ve ark., 2023). Mg alaşımlarına SiC'ün ilave edilmesiyle malzemelerin daha kalın, düzensiz $Mg(OH)_2$ olan bir korozyon tabakasıyla kaplanması, indüktif direncin daha düşük olması, korozyonun direncini azaltmakta ve bozunma hızını arttırmaktadır (Tiwari ve ark., 2007; Pardo ve ark., 2009).

5. Korozyon ve mekanik özelliklerin sonuçlarına bakıldığında TY3 numunesinin optimum mekanik ve korozyon özellikler sergilediği görülmüştür.

5.2. Öneriler

Bu çalışmada Mg-6Sn-3Y alaşımına farklı miktarlarda Al_2O_3 ve SiC nanopartikül ilavesi yapılarak gravite döküm yöntemiyle üretilen alaşımların mikroyapı, mekanik ve korozyon özellikleri incelenmiştir. Bundan sonraki çalışmalarda üretilen bu alaşımların in-vivo ve in-vitro testleri ve çekme testleri yapılarak incelenmesi düşünülebilir.

Alaşımların üretim yöntemini değiştirerek, ısıtıl işlem, yaşlandırma ve tavlama gibi ek işlemlere maruz bırakılarak daha iyi mekanik özellikler elde edilebilmesi mümkün olabilir.

İlave edilen nanopartiküllerin ağırlıkça oranları değiştirilerek veya farklı magnezyum alaşımlara ilave edilerek biyobozunur magnezyum alaşımlarının mekanik ve korozyon özelliklerini geliştirmek mümkün olabilir.

KAYNAKLAR

- Abbasi, M., Abdollahzadeh, A., Bagheri, B. and Omidvar, H., 2015. The effect of SiC particle addition during FSW on microstructure and mechanical properties of AZ31 magnesium alloy. **Journal of materials engineering and performance**, 24(12), pp.5037-5045.
- Aizawa, T. and Song, R., 2006. Mechanically induced reaction for solid-state synthesis of Mg₂Si and Mg₂Sn. **Intermetallics**, 14(4), pp.382-391.
- Akbarpour, M.R. and Pouresmaeil, A., 2018. The influence of CNTs on the microstructure and strength of Al-CNT composites produced by flake powder metallurgy and hot pressing method. **Diamond and Related Materials**, 88, pp.6-11.
- Akça, H., İyibilirgin, O., & Gepek, E., 2020. Biyomalzemeler ile İmplant Üretimi Sürecinin Biyotriboloji Yönünden Değerlendirilmesi. **Düzce Üniversitesi Bilim ve Teknoloji Dergisi**, 8(1), 667-692.
- Akinwamide, S.O., Lemika, S.M. and Abiodun, B., 2019. Study of microstructural and mechanical properties of stir cast Al (SiC-Mg-TiFe) composite. **Fluid Dynamics & Materials Processing**, 15(1), pp.15-26.
- Ali, M., Hussein, M.A. and Al-Aqeeli, N., 2019. Magnesium-based composites and alloys for medical applications: A review of mechanical and corrosion properties. **Journal of Alloys and Compounds**, 792, pp.1162-1190.
- Anonim, 2022. http://bilsenbesergil.blogspot.com/p/blog-page_38.html. Erişim tarihi: 25-10-2022
- Ascencio, M., Pegguleryuz, M. and Omanovic, S.J.C.S., 2014. An investigation of the corrosion mechanisms of WE43 Mg alloy in a modified simulated body fluid solution: The influence of immersion time. **Corrosion Science**, 87, pp.489-503.
- ASM Handbook Volume 2., 1996. Properties and Selection: Nonferrous Alloys and Special Purpose Materials, **ASM International Handbook Committee**, United States of America
- Atrens, A., Song, G.L., Liu, M., Shi, Z., Cao, F. and Dargusch, M.S., 2015. Review of recent developments in the field of magnesium corrosion. **Advanced Engineering Materials**, 17(4), pp.400-453.
- Atrens, A., Song, G.L., Shi, Z., Soltan, A., Johnston, S. and Dargusch, M.S., 2017. Understanding the corrosion of Mg and Mg alloys.
- Baboian, R., 2005. Corrosion tests and standards: application and interpretation. **ASTM international**.
- Baker, H., 1992. Alloy phase diagrams. **ASM handbook**, 3, pp.2-80.
- Balakrishnan, P., Sreekala, M.S. and Thomas, S. eds., 2018. Fundamental Biomaterials: Metals. Duxford, UK: **Woodhead Publishing**.
- Ben-Hamu, G., Eliezer, D. and Shin, K.S., 2008. The role of Mg₂Si on the corrosion behavior of wrought Mg–Zn–Mn alloy. **Intermetallics**, 16(7), pp.860-867.
- Biber, R., Pauser, J., Geßlein, M. and Bail, H.J., 2016. Magnesium-based absorbable metal screws for intra-articular fracture fixation. **Case reports in orthopedics**, 2016.
- Bulut, B., 2019. Kemik doku uygulamaları için TiO₂/akermanit katkılı kitosan doku iskelelerinin üretimi ve karakterizasyonu. Bursa Teknik Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü Yüksek Lisans Tezi.

- Camargo, P.H.C., Satyanarayana, K.G. and Wypych, F., 2009. Nanocomposites: synthesis, structure, properties and new application opportunities. **Materials Research**, 12, pp.1-39.
- Casati, R. and Vedani, M., 2014. Metal matrix composites reinforced by nano-particles- a review. **Metals**, 4(1), pp.65-83.
- Chang, L.L., Shi, C.C. and Cui, H.W., 2018. Enhancement of mechanical properties of duplex Mg-9Li-3Al alloy by Sn and Y addition. **Transactions of Nonferrous Metals Society of China**, 28(1), pp.30-35.
- Chawla, K.K., 2013. Ceramic matrix composites. **Springer Science & Business Media**.
- Chen, J., Tan, L., Yu, X., Etim, I.P., Ibrahim, M. and Yang, K., 2018. Mechanical properties of magnesium alloys for medical application: A review. **Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials**, 87, pp.68-79.
- Chen, Y., Wang, Z., Xiong, X., Zhu, C. and Yan, P., 2018. Microstructures and corrosion behaviors of squeeze-cast Mg-4Al-2RE and Mg-4Al-0.5 RE-xCa (x= 0.3, 0.8, and 1.5) alloys. **Materials and Corrosion**, 69(9), pp.1300-1309.
- Chen, Y., Xu, Z., Smith, C. and Sankar, J., 2014. Recent advances on the development of magnesium alloys for biodegradable implants. **Acta biomaterialia**, 10 (11): 4561-4573.
- Chng, C.B., Lau, D.P., Choo, J.Q. and Chui, C.K., 2012. A bioabsorbable microclip for laryngeal microsurgery: design and evaluation. **Acta Biomaterialia**, 8(7), pp.2835-2844.
- Chung, D.D., 2003. Composite materials: functional materials for modern technologies. **Springer Science & Business Media**.
- Çırak, Z.D. ve Yakıncı, D.B., 2020. Tıbbi uygulamalarda kullanılan biyouyumlu biyomalzemeler. **İnönü Üniversitesi Sağlık Hizmetleri Meslek Yüksek Okulu Dergisi**, 8(2), pp.515-526.
- Çiçek, B., Topuz, P., Aydoğmuş, T. ve Sun, Y., 2015. Magnezyum matrisli parçacık takviyeli kompozit malzemelerde yapay yaşlandırma ısıtılmasının sertlik ve mikroyapı üzerine etkisi.
- Demirci, M., Vanlı, A.S. ve Akdoğan, A., 2015. Savunma Sanayinde Kullanılan Magnezyum Alaşımları ve Uygulama Alanları. **International Journal of Engineering Research and Development**, 7(4), pp.13-20.
- Di Mario, C., Griffiths, H.U.W., Goktekin, O., Peeters, N., Verbist, J.A.N., Bosiers, M., Deloose, K., Heublein, B., Rohde, R., Kasese, V. and Ilsley, C., 2004. Drug-eluting bioabsorbable magnesium stent. **Journal of interventional cardiology**, 17 (6): 391-395. .
- Ding, W., 2016. Opportunities and challenges for the biodegradable magnesium alloys as next-generation biomaterials. **Regenerative biomaterials**, 3(2), pp.79-86.
- Ding, W.J., 2007. Magnesium Alloy Science and Technology. **Science and Technology Press**, China, BJ.
- Ding, Y., Li, Y. and Wen, C., 2016. Effects of Mg₁₇Sr₂ phase on the bio-corrosion behavior of Mg–Zr–Sr alloys. **Advanced Engineering Materials**, 18(2), pp.259-268.
- Ding, Y., Wen, C., Hodgson, P. and Li, Y., 2014. Effects of alloying elements on the corrosion behavior and biocompatibility of biodegradable magnesium alloys: a review. **Journal of materials chemistry B**, 2(14), pp.1912-1933.

- Dongxian, L.Ü., Cuiping, G., Changrong, L. and Zhenmin, D., 2014. Thermodynamic description of Sn-Y and Mg-Sn-Y systems. **Journal of Rare Earths**, 32(7), pp.648-654.
- Du, M., Chen, J., Liu, K., Xing, H. and Song, C., 2021. Recent advances in biomedical engineering of nano-hydroxyapatite including dentistry, cancer treatment and bone repair. **Composites Part B: Engineering**, 215, p.108790.
- E Wong, W.L. and Gupta, M., 2006. Simultaneously improving strength and ductility of magnesium using nano-size SiC particulates and microwaves. **Advanced Engineering Materials**, 8(8), pp.735-740.
- Erbel, R., Di Mario, C., Bartunek, J., Bonnier, J., de Bruyne, B., Eberli, F.R., Erne, P., Haude, M., Heublein, B., Horrigan, M. and Ilesley, C., 2007. Temporary scaffolding of coronary arteries with bioabsorbable magnesium stents: a prospective, non-randomised multicentre trial. **The Lancet**, 369(9576), pp.1869-1875.
- Farè, S., Ge, Q., Vedani, M., Vimercati, G., Gastaldi, D., Migliavacca, F., Petrini, L. and Trasatti, S., 2010. Evaluation of material properties and design requirements for biodegradable magnesium stents. **Matéria (Rio de Janeiro)**, 15 (2): 96-103.
- Ferkel, H. and Mordike, B.L., 2001. Magnesium strengthened by SiC nanoparticles. **Materials Science and Engineering: A**, 298(1-2), pp.193-199.
- Ganguly, S., Reddy, S.T., Majhi, J., Nasker, P. and Mondal, A.K., 2021. Enhancing mechanical properties of squeeze-cast AZ91 magnesium alloy by combined additions of Sb and SiC nanoparticles. **Materials Science and Engineering: A**, 799, p.140341.
- Gençağa P., 2007. Metallerde mukavemet artırıcı mekanizmalar ders notları. Trabzon.
- Gerengi, H., Kaya, E. ve Cabrıno, M., 2017. Saf magnezyumun biyobozunur malzeme olarak kullanılma potansiyeli. **İleri Teknoloji Bilimleri Dergisi**, 6(2), pp.9-25.
- Ghali, E., 2010. Performance and corrosion forms of magnesium and its alloys. Corrosion Resistance of Aluminum and Magnesium Alloys: Understanding, Performance, and Testing; **John Wiley & Sons, Inc.: Hoboken, NJ, USA**, pp.320-347.
- Ghali, E., 2011. Magnesium and magnesium alloys. **Uhlig's Corrosion Handbook**, pp.809-836.
- Gökçe, A., 2020. Magnezyum ve alaşımlarının toz metalurjisi işlemleri. **Düzce Üniversitesi Bilim ve Teknoloji Dergisi**, 8(1), pp.522-534.
- Gökçe, A., 2020. Toz metalurjisi yöntemiyle Mg-Sn alaşımı üretimi ve karakterizasyonu. **Academic Platform-Journal of Engineering and Science**, 8(1), pp.112-119.
- Griffith, L.G., 2000. Polymeric biomaterials. **Acta materialia**, 48(1), pp.263-277.
- Guo, J., Chang, L.L., Zhao, Y.R. and Jin, Y.P., 2019. Effect of Sn and Y addition on the microstructural evolution and mechanical properties of hot-extruded Mg-9Li-3Al alloy. **Materials Characterization**, 148, pp.35-42.
- Gusieva, K., Davies, C.H.J., Scully, J.R. and Birbilis, N., 2015. Corrosion of magnesium alloys: the role of alloying. **International Materials Reviews**, 60(3), pp.169-194.
- Gümüşderelioğlu, M., 2002, Tıbbın geleceği biyomalzemeler, **Bilim ve Teknik Dergisi**, 2-4.
- Güner, A.T. ve Meran, C., 2020. Ortopedik implantlarda kullanılan biyomalzemeler. **Pamukkale Üniversitesi Mühendislik Bilimleri Dergisi**, 26(1), pp.54-67.
- Gür, A. K., & Taşkın, M., 2004. Metalik biyomalzemeler ve biyoyum. **Fırat Üniversitesi Doğu Araştırmaları Dergisi**, 2(2), 106-113.

- Güven, Ş., 2014. Biyouyumluluk ve biyomalzemelerin seçimi. **Mühendislik Bilimleri ve Tasarım Dergisi**, 2(3), pp.303-311.
- Hänzi, A.C., Metlar, A., Schinhammer, M., Aguib, H., Lüth, T.C., Löffler, J.F. and Uggowitzer, P.J., 2011. Biodegradable wound-closing devices for gastrointestinal interventions: degradation performance of the magnesium tip. **Materials Science and Engineering: C**, 31(5), pp.1098-1103.
- Hao, X., Dong, J., Wei, J., Etim, I.I.N. and Ke, W., 2017. Effect of Cu on corrosion behavior of low alloy steel under the simulated bottom plate environment of cargo oil tank. **Corrosion Science**, 121, pp.84-93.
- Haque, S., Rahman, M.A., Shaikh, R.R., Sirajudeen, N., Kamaludeen, M.B. and Sahu, O., 2022. Effect of powder metallurgy process parameters on tribology and micro hardness of Al6063-nano Al₂O₃ MMCs. **Materials Today: Proceedings**, 68, pp.1030-1037.
- Hassan, S.F. and Gupta, M., 2002. Development of a novel magnesium/nickel composite with improved mechanical properties. *Journal of alloys and compounds*, 335(1-2), pp.L10-L15.
- He, R., Gahlawat, S., Guo, C., Chen, S., Dahal, T., Zhang, H., Liu, W., Zhang, Q., Chere, E., White, K. and Ren, Z., 2015. **Studies on mechanical properties of thermoelectric materials by nanoindentation. physica status solidi (a)**, 212(10), pp.2191-2195.
- Hench, L.L., 1991. Bioceramics: from concept to clinic. **Journal of the american ceramic society**, 74(7), pp.1487-1510.
- Huard, G., Angers, R., Krishnadev, M.R., Tremblay, R. and Dube, D., 1999. SiCp/Mg composites made by low-energy mechanical processing. **Canadian metallurgical quarterly**, 38(3), pp.193-200.
- Jahnen-Dechent, W. and Ketteler, M., 2012. Magnesium basics. **Clinical kidney journal**, 5(Suppl_1), pp.i3-i14.
- Jia, Q.G., Han, S., Sun, Y., Zhang, W., Xu, C. and Zhang, J., 2019. Effect of yttrium addition on the microstructure and corrosion resistance of Mg– Zn– Zr alloys. **Materialwissenschaft und Werkstofftechnik**, 50(11), pp.1391-1398.
- Kalirajan, C., Duple, A., Nathanael, A.J., Oh, T.H. and Manivasagam, G., 2021. A Critical review on polymeric biomaterials for biomedical applications. **Polymers**, 13(17), p.3015.
- Kazan, D., 2019. AZ31 Magnezyum alaşımlarına ilave edilen farklı alaşım elementlerinin korozyon özelliklerine etkisinin incelenmesi. Karabük Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü Yüksek Lisans Tezi.
- Keskin, M.A., 2019. Naylon 6.6 nanoelyaf ile takviye edilmiş epoksi nano kompozitlerin üretimi ve dinamik mekanik analizi (DMA). Konya Teknik Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü Yüksek Lisans Tezi.
- Keskin, S., 2011. Kalay ve çinko elementlerinin magnezyum metaline ilavesi ve özelliklerinin incelenmesi. Sakarya Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü Doktora Tezi.
- Khan, W.S., Hamadneh, N.N. and Khan, W.A., 2016. Polymer nanocomposites—synthesis techniques, classification and properties. *Science and applications of Tailored Nanostructures*, 50.
- Kim, B.H., Jeon, J.J., Park, K.C., Park, B.G., Park, Y.H. and Park, I.M., 2008. Microstructural characterization and mechanical properties of Mg-xSn-Al-Zn alloys. **Archives of Materials Science and Engineering**, 30(2), pp.93-96.

- Kirkland, N.T., Birbilis, N. and Staiger, M.P., 2012. Assessing the corrosion of biodegradable magnesium implants: a critical review of current methodologies and their limitations. **Acta biomaterialia**, 8 (3): 925-936.
- Koç, E., 2013. Biyoçözünür magnezyum alaşımlarının korozyona bağlı mekanik davranışlarının araştırılması. Çukurova Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü Doktora Tezi.
- Kraus, T., Fischerauer, S., Treichler, S., Martinelli, E., Eichler, J., Myrissa, A., Zötsch, S., Uggowitzer, P.J., Löffler, J.F. and Weinberg, A.M., 2018. The influence of biodegradable magnesium implants on the growth plate. **Acta biomaterialia**, 66, pp.109-117.
- Kumar, A., Kumar, S., Mukhopadhyay, N.K., Yadav, A. and Winczek, J., 2020. Effect of SiC reinforcement and its variation on the mechanical characteristics of AZ91 composites. **Materials**, 13(21), p.4913.
- Labib, F., Ghasemi, H.M. and Mahmudi, R., 2016. Dry tribological behavior of Mg/SiCp composites at room and elevated temperatures. **Wear**, 348, pp.69-79.
- Lan, J., Yang, Y. and Li, X., 2004. Microstructure and microhardness of SiC nanoparticles reinforced magnesium composites fabricated by ultrasonic method. **Materials Science and Engineering: A**, 386(1-2), pp.284-290.
- Lee, J.W., Han, H.S., Han, K.J., Park, J., Jeon, H., Ok, M.R., Seok, H.K., Ahn, J.P., Lee, K.E., Lee, D.H. and Yang, S.J., 2016. Long-term clinical study and multiscale analysis of in vivo biodegradation mechanism of Mg alloy. **Proceedings of the National Academy of Sciences**, 113(3), pp.716-721.
- Li, T., Zhang, H., He, Y. and Wang, X., 2015. Comparison of corrosion behavior of Mg-1.5 Zn-0.6 Zr and AZ91D alloys in a NaCl solution. **Materials and Corrosion**, 66(1), pp.7-15.
- Li, Z., Gu, X., Lou, S. and Zheng, Y., 2008. The development of binary Mg–Ca alloys for use as biodegradable materials within bone. **Biomaterials**, 29 (10): 1329-1344.
- Lim, C.Y.H., Leo, D.K., Ang, J.J.S. and Gupta, M., 2005. Wear of magnesium composites reinforced with nano-sized alumina particulates. **Wear**, 259(1-6), pp.620-625.
- Liu, H., Chen, Y., Tang, Y., Wei, S. and Niu, G., 2007. The microstructure, tensile properties, and creep behavior of as-cast Mg–(1–10)% Sn alloys. **Journal of Alloys and Compounds**, 440(1-2), pp.122-126.
- Liu, J., Suryanarayana, C., Ghosh, D., Subhash, G. and An, L., 2013. Synthesis of Mg–Al₂O₃ nanocomposites by mechanical alloying. **Journal of Alloys and Compounds**, 563, pp.165-170.
- Liu, L., Huang, C., Lu, X., Yu, P., Li, L. and Guo, H., 2021. Effect of Al₂O₃ nanoparticle on cavitation strengthening of magnesium alloys. **Fluids dynamics & materials processing**, 17, p.502.
- Liu, L.J. and Schlesinger, M., 2009. Corrosion of magnesium and its alloys. **Corrosion Science**, 51(8), pp.1733-1737.
- Lu, D., Jiang, Y. and Zhou, R., 2013. Wear performance of nano-Al₂O₃ particles and CNTs reinforced magnesium matrix composites by friction stir processing. **Wear**, 305(1-2), pp.286-290.
- Makar, G.L. and Kruger, J.L., 1993. Corrosion of magnesium. **International materials reviews**, 38(3), pp.138-153.
- Mehranpour, M.S., Heydarinia, A., Emamy, M., Mirzadeh, H., Koushki, A. and Razi, R., 2021. Enhanced mechanical properties of AZ91 magnesium alloy by inoculation and hot deformation. **Materials Science and Engineering: A**, 802, p.140667.

- Meneve, J.L., Smith, J.F., Jennett, N.M. and Saunders, S.R.J., 1996. Surface mechanical property testing by depth sensing indentation. **Applied surface science**, 100, pp.64-68.
- Mert, F., Gürün, H., Karaağaç, İ. ve Uluer, O., 2013. Kemik Tedavilerinde Kullanılan Biyobozunur İmplant Malzemeler, **1. Uluslararası Plastik ve Kauçuk Teknolojileri Sempozyumu ve Sergisi**, Ankara, pp.71-77.
- Mochizuki, A. and Kaneda, H., 2015. Study on the blood compatibility and biodegradation properties of magnesium alloys. **Materials Science and Engineering: C**, 47, pp.204-210.
- Moravej, M. and Mantovani, D., 2011. Biodegradable metals for cardiovascular stent application: interests and new opportunities. **International journal of molecular sciences**, 12 (7): 4250-4270.
- Mordike, B.L. and Ebert, T., 2001. Magnesium: properties-applications-potential. **Materials Science and Engineering: A**, 302(1), pp.37-45.
- Mosleh-Shirazi, S., Akhlaghi, F. and Li, D.Y., 2016. Effect of SiC content on dry sliding wear, corrosion and corrosive wear of Al/SiC nanocomposites. **Transactions of Nonferrous Metals Society of China**, 26(7), pp.1801-1808.
- Murugan, G., Raghukandan, K., Pillai, U.T.S., Pai, B.C. and Mahadevan, K., 2009. High cyclic fatigue characteristics of gravity cast AZ91 magnesium alloy subjected to transverse load. **Materials & Design**, 30(7), pp.2636-2641.
- Nace, A., 2012. Standard guide for laboratory immersion corrosion testing of metals. **ASTM Int.**, pp.1-9.
- Nguyen, Q.B., Tun, K.S., Chan, J., Kwok, R., Kuma, J.V., Phung, T.H. and Gupta, M., 2012. Simultaneous effect of nano-Al₂O₃ and micrometre Cu particulates on microstructure and mechanical properties of magnesium alloy AZ31. **Materials Science and Technology**, 28(2), pp.227-233.
- Okamoto, H., 2013. Supplemental Literature Review of Binary Phase Diagrams: Ag-Ni, Al-Cu, Al-Sc, C-Cr, Cr-Ir, Cu-Sc, Eu-Pb, Hf-Sn, Lu-Pb, Sb-Yb, and Sn-Y. **Journal of phase equilibria and diffusion**, 34(6), pp.493-505.
- Okpala, C.C., 2013. Nanocomposites—an overview. **International Journal of Engineering Research and Development**, 8(11), pp.17-23.
- Oliver, W.C. and Pharr, G.M., 1992. An improved technique for determining hardness and elastic modulus using load and displacement sensing indentation experiments. **Journal of materials research**, 7(6), pp.1564-1583.
- Özarslan, S., 2018. Yüksek basınçlı döküm yöntemi ile üretilen biyobozunur mg alaşımlarının mekanik ve korozyon özelliklerine nadir element ilavesinin etkisi. Hatay Mustafa Kemal Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü Doktora Tezi.
- Özarslan, S., 2022. The effect of minor Ti and Sr addition on the microstructural, mechanical, and corrosion properties of a biodegradable Mg-5Sn-3Al alloy. **Journal of Scientific Reports-A**, (049), pp.171-183.
- Özarslan, S., Şevik, H. and Sorar, İ., 2019. Microstructure, mechanical and corrosion properties of novel Mg-Sn-Ce alloys produced by high pressure die casting. **Materials Science and Engineering: C**, 105, p.110064.
- Özkan, A., Şişek, N. ve Öztürk, U., 2016. Kompozit Malzemelerin Ağız, Yüz, Çene Cerrahisinde Kullanımı ve Malzeme Uygunluklarının Belirlenmesi. **Düzce Üniversitesi Bilim ve Teknoloji Dergisi**, 4(1), pp.227-242.

- Özsolak, Ö. ve Karamış, M.B., 2019, October. Toz metalürjisi yöntemiyle üretilen magnezyum esaslı hibrit kompozitlerin iç yapısının incelenmesi. In VIII. **Umteb International Congress On Vocational & Technical Sciences** (p. 37).
- Parameswaranpillai, J., Hameed, N., Kurian, T. and Yu, Y., 2016. Introduction to nanomaterials and Nanocomposites. *Nanocomposite Materials, Synthesis, Properties and Applications*.
- Paramsothy, M., Chan, J., Kwok, R. and Gupta, M., 2012. Al₂O₃ nanoparticle addition to commercial magnesium alloys: multiple beneficial effects. **Nanomaterials**, 2(2), pp.147-162.
- Paramsothy, M., Tan, X.H., Chan, J., Kwok, R. and Gupta, M., 2012. Al₂O₃ nanoparticle addition to concentrated magnesium alloy AZ81: **Enhanced ductility**. **Journal of alloys and compounds**, 545, pp.12-18.
- Pardo, A., Merino, S., Merino, M.C., Barroso, I., Mohedano, M., Arrabal, R. and Viejo, F., 2009. Corrosion behaviour of silicon–carbide-particle reinforced AZ92 magnesium alloy. **Corrosion Science**, 51(4), pp.841-849.
- Park, J. and Lakes, R.S., 2007. Biomaterials: an introduction. **Springer Science & Business Media**.
- Pasinli, A., 2004. Biyomedikal uygulamalarda kullanılan biyomalzemeler. **Makine Teknolojileri Elektronik Dergisi**, 4(4), pp.25-34.
- Peeters, P., Bosiers, M., Verbist, J., Deloose, K. and Heublein, B., 2005. Preliminary results after application of absorbable metal stents in patients with critical limb ischemia. **Journal of Endovascular Therapy**, 12(1), pp.1-5.
- Peng, X., Shihao, X., Ding, D., Liao, G., Guohua, W., Liu, W. and Ding, W., 2021. Microstructural evolution, mechanical properties and corrosion behavior of as-cast Mg-5Li-3Al-2Zn alloy with different Sn and Y addition. **Journal of Materials Science & Technology**, 72, pp.16-22.
- Persaud-Sharma, D. and McGoron, A., 2011. Biodegradable magnesium alloys: a review of material development and applications. **Journal of Biomimetics, Biomaterials and Tissue Engineering**, 12, pp.25-39.
- Plaass, C., Ettinger, S., Sonnow, L., Koenneker, S., Noll, Y., Weizbauer, A., Reifenrath, J., Claassen, L., Daniilidis, K., Stukenborg-Colsman, C. and Windhagen, H., 2016. Early results using a biodegradable magnesium screw for modified chevron osteotomies. **Journal of Orthopaedic Research®**, 34(12), pp.2207-2214.
- Poinern, G.E.J., Brundavanam, S. and Fawcett, D., 2012. Biomedical magnesium alloys: a review of material properties, surface modifications and potential as a biodegradable orthopaedic implant. **American Journal of Biomedical Engineering**, 2(6), pp.218-240.
- Pradhan, S., 2013. Comparative analysis of Silver Nanoparticles prepared from Different Plant extracts (Hibiscus rosa sinensis, Moringa oleifera, Acorus calamus, Cucurbita maxima, Azadirachta indica) through green synthesis method. National Institute of Technology Rourkela, Doctoral dissertation.
- Qian, L., Li, M., Zhou, Z., Yang, H. and Shi, X., 2005. Comparison of nano-indentation hardness to microhardness. **Surface and Coatings Technology**, 195 (2-3): 264-271.
- Qian, X.Y., Zeng, Y., Jiang, B., Yang, Q.R., Wan, Y.J., Quan, G.F. and Pan, F.S., 2020. Grain refinement mechanism and improved mechanical properties in Mg–Sn alloy with trace Y addition. **Journal of Alloys and Compounds**, 820, p.153122.

- Rahmani, K., Nouri, A., Bakhtiari, H., Sadooghi, A., Ghofrani, A., Nikolova, M.P. and Salmani, F., 2023. Mechanical and corrosion properties of Mg–MgO and Mg–Al₂O₃ composites fabricated by equal channel angular extrusion method. **Smart Materials in Manufacturing**, 1, p.100010.
- Rahmani, K., Sadooghi, A. and Hashemi, S.J., 2020. The effect of Al₂O₃ content on tribology and corrosion properties of Mg–Al₂O₃ nanocomposites produced by single and double-action press. **Materials Chemistry and Physics**, 250, p.123058.
- Ramakrishna, S., Mayer, J., Wintermantel, E. and Leong, K.W., 2001. Biomedical applications of polymer-composite materials: a review. **Composites science and technology**, 61(9), pp.1189-1224.
- Riaz, U., Shabib, I. and Haider, W., 2019. The current trends of Mg alloys in biomedical applications—A review. *Journal of Biomedical Materials Research Part B: Applied Biomaterials*, 107(6), pp.1970-1996.
- Sarsılmaz, F., & Sarsılmaz, C., 2003. Ortopedide kullanılan polimer esaslı kompozit malzemeler. **Fırat Üniversitesi Doğu Araştırmaları Dergisi**, 1(3), 113-117.
- Sasaki, T.T., Ju, J.D., Hono, K. and Shin, K.S., 2009. Heat-treatable Mg–Sn–Zn wrought alloy. **Scripta Materialia**, 61(1), pp.80-83.
- Schuh, C.A., 2006. Nanoindentation studies of materials. **Materials today**, 9(5), pp.32-40.
- Schuh, C.A., Hufnagel, T.C. and Ramamurty, U., 2007. Mechanical behavior of amorphous alloys. **Acta Materialia**, 55(12), pp.4067-4109.
- Sen, M., 2020. Nanocomposite materials. *Nanotechnology and the Environment*, pp.1-12.
- Shahin, M., Munir, K., Wen, C. and Li, Y., 2019. Magnesium matrix nanocomposites for orthopedic applications: a review from mechanical, corrosion, and biological perspectives. **Acta biomaterialia**, 96, pp.1-19.
- Shang, J., Ke, L., Liu, F., Lv, F. and Xing, L., 2019. Aging behavior of nano SiC particles reinforced AZ91D composite fabricated via friction stir processing. **Journal of Alloys and Compounds**, 797, pp.1240-1248.
- Shi, L., Sun, C., Gao, P., Zhou, F. and Liu, W., 2006. Mechanical properties and wear and corrosion resistance of electrodeposited Ni–Co/SiC nanocomposite coating. **Applied Surface Science**, 252(10), pp.3591-3599.
- Song, G. and Atrens, A., 2003. Understanding magnesium corrosion—a framework for improved alloy performance. **Advanced engineering materials**, 5(12), pp.837-858.
- Song, G.L. and Atrens, A., 1999. Corrosion mechanisms of magnesium alloys. **Advanced engineering materials**, 1(1), pp.11-33.
- Staiger, M.P., Pietak, A.M., Huadmai, J. and Dias, G., 2006. Magnesium and its alloys as orthopedic biomaterials: a review. **Biomaterials**, 27 (9): 1728-1734.
- Stanford, N. and Barnett, M.R., 2008. The origin of “rare earth” texture development in extruded Mg-based alloys and its effect on tensile ductility. **Materials Science and Engineering: A**, 496(1-2), pp.399-408.
- Suryanarayana, C. and Al-Aqeeli, N., 2013. Mechanically alloyed nanocomposites. **Progress in Materials Science**, 58(4), pp.383-502.
- Tan, J. and Ramakrishna, S., 2021. Applications of magnesium and its alloys: a review. **Applied Sciences**, 11(15), p.6861.

- Thakur, B., Barve, S. and Pesode, P., 2022. Investigation on mechanical properties of AZ31B magnesium alloy manufactured by stir casting process. **Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials**, p.105641.
- Thurn, J. and Cook, R.F., 2002. Simplified area function for sharp indenter tips in depth-sensing indentation. **Journal of Materials Research**, 17(5), pp.1143-1146.
- Tiwari, S., Balasubramaniam, R. and Gupta, M., 2007. Corrosion behavior of SiC reinforced magnesium composites. **Corrosion science**, 49(2), pp.711-725.
- Tjong, S.C., 2007. Novel nanoparticle-reinforced metal matrix composites with enhanced mechanical properties. **Advanced engineering materials**, 9(8), pp.639-652.
- Tsao, L.C., Chang, S.Y., Lee, C.I., Sun, W.H. and Huang, C.H., 2010. Effects of nano- Al_2O_3 additions on microstructure development and hardness of Sn3. 5Ag0. 5Cu solder. **Materials & Design**, 31(10), pp.4831-4835
- Twardowski, T.E., 2007. Introduction to nanocomposite materials: properties, processing, characterization. **DEStech Publications**, Inc.
- Vallet-Regi, M., 2014. Bio-ceramics with clinical applications. **John Wiley & Sons**.
- Vanlı, A. S., 2007. Magnezyum alaşımlarının basınçlı dökümünde işlem faktörlerinin araştırılması.
- Vanlı, A.S. ve Akdoğan, A., 2013. Magnezyum Alaşımlarının Basınçlı Dökümü. **MakinaTek** (188), 368, p.372.
- Waizy, H., Seitz, J.M., Reifenrath, J., Weizbauer, A., Bach, F.W., Meyer-Lindenberg, A., Denkena, B. and Windhagen, H., 2013. Biodegradable magnesium implants for orthopedic applications. **Journal of Materials Science**, 48(1), pp.39-50.
- Wang, J., Fu, J., Dong, X. and Yang, Y., 2012. Microstructure and mechanical properties of as-cast Mg–Al–Sn–Y–Nd alloy. **Materials & Design** (1980-2015), 36, pp.432-437.
- Wang, J.L., Xu, J.K., Hopkins, C., Chow, D.H.K. and Qin, L., 2020. Biodegradable magnesium-based implants in orthopedics—a general review and perspectives. **Advanced Science**, 7(8), p.1902443.
- Wang, R.M., Zheng, S.R. and Zheng, Y.P.G., 2011. Polymer matrix composites and technology. **Elsevier**.
- Windhagen, H., Radtke, K., Weizbauer, A., Diekmann, J., Noll, Y., Kreimeyer, U., Schavan, R., Stukenborg-Colsman, C. and Waizy, H., 2013. Biodegradable magnesium-based screw clinically equivalent to titanium screw in hallux valgus surgery: short term results of the first prospective, randomized, controlled clinical pilot study. **Biomedical engineering online**, 12(1), pp.1-10.
- Witte, F., 2010. The history of biodegradable magnesium implants: a review. **Acta biomaterialia**, 6(5), pp.1680-1692.
- Wu, Y., Wu, L., Zheludkevich, M.L., Chen, Y., Serdechnova, M., Yao, W., Blawert, C., Atrens, A. and Pan, F., 2021. MgAl– V_2O_7 4-LDHs/(PEI/MXene) 10 composite film for magnesium alloy corrosion protection. **Journal of Materials Science & Technology**, 91, pp.28-39.
- Xu, L., Liu, X., Sun, K., Fu, R. and Wang, G., 2022. Corrosion Behavior in Magnesium-Based Alloys for Biomedical Applications. **Materials**, 15(7), p.2613.
- Yaashikaa, P.R., Kumar, P.S. and Karishma, S., 2022. Review on biopolymers and composites—Evolving material as adsorbents in removal of environmental pollutants. **Environmental Research**, 212, p.113114.

- Yastımoğlu, F. ve Özkan, A., 2017. Tekrarlanan yükler altında kompozit malzemelerin yapılarının incelenmesini amaçlayan deney aygıtı tasarımı. **Düzce Üniversitesi Bilim ve Teknoloji Dergisi**, 5(1), pp.56-66.
- Yıldız, M.M., 2019. AS21 magnezyum alaşımlarının farklı oranlarda kalay ilavesi ile mikro yapı ve mekanik özelliklerinin incelenmesi. Bartın Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü Yüksek Lisans Tezi
- Yılmaz, Y., Avcı, B. ve Demirören, H., 2019. Biyomalzeme Sektöründe Kullanılan Titanyum ve Alaşımları.
- Zeng, R.C., Sun, L., Zheng, Y.F., Cui, H.Z. and Han, E.H., 2014. Corrosion and characterisation of dual phase Mg–Li–Ca alloy in Hank’s solution: The influence of microstructural features. **Corrosion Science**, 79, pp.69-82.
- Zeng, R.C., Yin, Z.Z., Chen, X.B. and Xu, D.K., 2018. Corrosion types of magnesium alloys. **Magnesium Alloys-Selected Issue**, pp.29-53.
- Zhang, A.M. and Quan, G.F., 2010. Prospect and research progress of fatigue properties of magnesium alloys. **Jixie Gongcheng Cailiao(Materials for Mechanical Engineering)**, 34(5), pp.1-4.
- Zhang, J., Wang, J. and Yuan, Y., 2021. A thermodynamic assessment of the Mg–Sn–Sb ternary system. **Calphad**, 75, p.102361.
- Zhang, S., Zhang, X., Zhao, C., Li, J., Song, Y., Xie, C., Tao, H., Zhang, Y., He, Y., Jiang, Y. and Bian, Y., 2010. Research on an Mg–Zn alloy as a degradable biomaterial. **Acta biomaterialia**, 6 (2): 626-640.
- Zhang, X., Yuan, G., Niu, J., Fu, P. and Ding, W., 2012. Microstructure, mechanical properties, biocorrosion behavior, and cytotoxicity of as-extruded Mg–Nd–Zn–Zr alloy with different extrusion ratios. **Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials**, 9: 153-162.
- Zhang, X.G., 2011. Galvanic corrosion. **Uhlig's Corrosion Handbook**, 51, p.123.
- Zhao, H.D., Qin, G.W., Ren, Y.P., Pei, W.L., Dong, C.H.E.N. and Yun, G.U.O., 2010. Microstructure and tensile properties of as-extruded Mg–Sn–Y alloys. **Transactions of Nonferrous Metals Society of China**, 20, pp.s493-s497.
- Zhou, J., Xu, M. and Yang, Z., 2019. Aeroelastic stability analysis of curved composite panels with embedded Macro Fiber Composite actuators. **Composite Structures**, 208, pp.725-734.