

**Mg-3Sn-2Y-1Zn-0.6Ca ALAŞIMININ MEKANİK VE KOROZYON
ÖZELLİKLERİNİN İNCELENMESİ**

YÜKSEK LİSANS TEZİ

İLKER ÖZKAN

**MERSİN ÜNİVERSİTESİ
FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ**

**METALURJİ VE MALZEME MÜHENDİSLİĞİ
ANABİLİM DALI**

**MERSİN
OCAK - 2022**

**Mg-3Sn-2Y-1Zn-0.6Ca ALAŞIMININ MEKANİK VE KOROZYON
ÖZELLİKLERİNİN İNCELENMESİ**

YÜKSEK LİSANS TEZİ

İLKER ÖZKAN

ORCID ID: 0000-0002-3469-1693

**MERSİN ÜNİVERSİTESİ
FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ**

**METALURJİ VE MALZEME MÜHENDİSLİĞİ
ANABİLİM DALI**

Danışman

Dr. Öğr. Üyesi Güven YARKADAŞ

ORCID ID: 0000-0002-4592-2768

**MERSİN
OCAK - 2022**

ÖZET

Mg-3Sn-2Y-1Zn-0.6Ca ALAŞIMININ MEKANİK VE KOROZYON ÖZELLİKLERİNİN İNCELENMESİ

Bu çalışmada, saf magnezyum külçe, yüksek saflıkta kalay, itriyum, çinko ve kalsiyum granülleri kullanılarak Mg-3Sn-2Y-1Zn-0.6Ca alaşımı üretilmiştir. Alaşımın ergitme işlemi elektrik dirençli fırında gerçekleştirilmiş olup koruyucu atmosfer olarak % 4 SF₆ (sülfür hekzaflorid) ve %96 Argon içeren gaz karışımı kullanılmıştır. Üretilen alaşımın mikroyapısı SEM ve EDS kullanılarak incelenmiş ve faz analizi XRD ile yapılmıştır. Nanoindentasyon analizi ile alaşımın indirgenmiş elastik modül (E_r) ve nanosertlik değeri (H_N) belirlenmiştir. Sertlik testi öncesi ve sonrası taramalı uç mikroskobu ile alaşımın yüzey görüntüleri alınarak yüzey analizi yapılmıştır. Alaşıma, 36.5 °C vücut sıcaklığında çekme testi uygulanmıştır. Alaşımın korozyon özelliklerinin belirlenmesi için tuz çözeltisi içinde ve 36.5 °C vücut sıcaklığında daldırma ve potansiyodinamik polarizasyon testleri yapılmıştır. Korozyon testleri sonucu, alaşımın kararlı durum korozyon potansiyeli (E_{corr}) ve polarizasyon parametreleri elde edilmiştir. Yapılan testler sonucu elde edilen veriler incelendiğinde Mg-3Sn-2Y-1Zn-0.6Ca alaşımının ısı işlem ve ekstrüzyon ile şekillendirilmeye uygun olmasından dolayı bu işlemlerle beklenen mekanik değerlere ulaşılacağı ve bozunma hızı göz önüne alındığında biyobozunur ortopedik uygulamalardan ziyade biyobozunur kardiyovasküler stent uygulamaları için daha uygun olabileceği düşünülmektedir.

Anahtar Kelimeler: Magnezyum alaşımları, Mg-3Sn-2Y-1Zn-0.6Ca alaşımı, Mekanik özellikler, Korozyon özellikleri, Biyobozunur.

Danışman: Dr. Öğr. Üyesi Güven YARKADAŞ, Mersin Üniversitesi, Metalurji ve Malzeme Mühendisliği Anabilim Dalı, Mersin.

ABSTRACT

INVESTIGATION OF MECHANICAL AND CORROSION PROPERTIES OF Mg-3Sn-2Y-1Zn-0.6Ca ALLOY

In this study, Mg-3Sn-2Y-1Zn-0.6Ca alloy was produced by using pure magnesium ingot, high purity tin, yttrium, zinc and calcium granules. The melting process of the alloy was carried out in an electric resistance furnace, and a gas mixture containing 4% SF₆ (sulfur hexafluoride) and 96% Argon was used as a protective atmosphere. The microstructure of the produced alloy was investigated using SEM and EDS and phase analysis was performed with XRD. The reduced elastic modulus (E_r) and nanohardness value (H_N) of the alloy were determined by nanoindentation analysis. Before and after the hardness test, surface images of the alloy were taken with a scanning tip microscope and surface analysis was performed. The alloy was tensile tested at 36.5 °C body temperature. In order to determine the corrosion properties of the alloy, immersion and potentiodynamic polarization tests were carried out in salt solution and at body temperature of 36.5 °C. As a result of corrosion tests, the steady state corrosion potential (E_{corr}) and polarization parameters of the alloy were obtained. When the data obtained as a result of the tests are examined, since the Mg-3Sn-2Y-1Zn-0.6Ca alloy is suitable to be shaped by heat treatment and extrusion, the expected mechanical values can be achieved with these processes and considering the degradation rate, it is more suitable for biodegradable cardiovascular stent applications rather than biodegradable orthopedic applications is thought to be possible.

Keywords: Magnesium alloys, Mg-3Sn-2Y-1Zn-0.6Ca alloy, Mechanical properties, Corrosion properties, Biodegradable.

Advisor: Dr. Lecturer Güven YARKADAS, Mersin University, Department of Metallurgical and Materials Engineering, Mersin.

TEŞEKKÜR

Yüksek lisans eğitimim ve tezimin hazırlanması süresince bilgi birikimlerini ve desteklerini esirgemeyen danışman hocam Sn. Dr. Öğr. Üyesi Güven YARKADAŞ'a ve Sn. Doç Dr. Hüseyin ŐEVİK hocama teşekkürlerimi sunarım.

Hayatım boyunca yanımda olan ve bu günlere gelmemi sağlayan aileme teşekkür ederim.



İÇİNDEKİLER

	Sayfa
İÇ KAPAK	i
ONAY	ii
ETİK BEYAN	iii
ÖZET	iv
ABSTRACT	v
TEŞEKKÜR	vi
İÇİNDEKİLER	vii
TABLolar DİZİNİ	ix
ŞEKİLLER DİZİNİ	x
SİMGELER VE KISALTMALAR	xii
1. GİRİŞ	1
2. KAYNAK ARAŞTIRMALARI	2
2.1. Magnezyum	2
2.1.1. Magnezyum Alaşımaları	4
2.1.2. Alaşım Elementlerinin Magnezyum Üzerindeki Etkileri	8
2.1.2.1. Alüminyum (Al)	8
2.1.2.2. Arsenik (As)	9
2.1.2.3. Berilyum (Be)	9
2.1.2.4. Bizmut (Bi)	9
2.1.2.5. Kalsiyum (Ca)	9
2.1.2.6. Seryum (Ce)	9
2.1.2.7. Bakır (Cu)	10
2.1.2.8. Demir (Fe)	10
2.1.2.9. Lityum (Li)	10
2.1.2.10. Manganez (Mn)	10
2.1.2.11. Nikel (Ni)	10
2.1.2.12. Çinko (Zn)	11
2.1.2.13. Gümüş (Ag)	11
2.1.2.14. Kalay (Sn)	11
2.1.2.15. Silisyum (Si)	11
2.1.2.16. Stronsiyum (Sr)	12
2.1.2.17. Titanyum (Ti)	12
2.1.2.18. Toryum (Th)	12
2.1.2.19. İtiryum (Y)	12
2.1.2.20. Zirkonyum (Zr)	12
2.1.2.21. Nadir Toprak Elementleri (RE)	13
2.1.3. Magnezyum-Alüminyum (Mg-Al) Alaşımaları	13
2.1.4. Magnezyum-Kalsiyum (Mg-Ca) Alaşımaları	14
2.1.5. Magnezyum-Çinko (Mg-Zn) Alaşımaları	15
2.1.6. Magnezyum-Nadir Toprak Elementleri (Mg-RE) Alaşımaları	16
2.1.7. Magnezyum-Stronsiyum (Mg-Sr) Alaşımaları	16
2.1.8. Magnezyum-Zirkonyum (Mg-Zr) Alaşımaları	17
2.1.9. Magnezyum Alaşımalarının Mekanik Özellikleri	17
2.1.10. Magnezyum Alaşımalarının Korozyonu	21
2.1.11. Magnezyum Alaşımalarının Uygulama Alanları	25
2.1.11.1. Havacılık	25
2.1.11.2. Otomotiv	26
2.1.11.3. Elektronik	28
2.1.11.4. Savunma Sanayii	29
2.1.11.5. Medikal	30
2.1.12. Magnezyum Alaşımalarının Üretim Yöntemleri	36

	Sayfa
2.1.12.1. Basınçlı Döküm	36
2.1.12.1.1. Kalıcı Kalıba Döküm	36
2.1.12.1.2. Alçak Basınçlı Döküm	38
2.1.12.1.3. Yüksek Basınçlı Döküm	39
2.1.12.2. Kum Kalıba Döküm	42
2.1.12.3. Hassas Döküm	43
2.1.12.4. Sıkıştırılmalı Döküm	44
2.1.12.4.1. İndirekt Sıkıştırılmalı Döküm	44
2.1.12.4.2. Direkt Sıkıştırılmalı Döküm	45
2.1.12.5. Yarı Katı Döküm	45
2.1.12.5.1. Tikso Prosesi	46
2.1.12.5.1.1. Tikso Dövme	46
2.1.12.5.1.2. Tikso Döküm	47
2.1.12.5.1.3. Tikso Kalıplama	48
2.1.12.6. Dövme	49
3. MATERYAL ve YÖNTEM	50
3.1. Giriş	50
3.2. Alaşımın Üretilmesi	50
3.3. Mikroyapının İncelenmesi	50
3.4. Nano Sertlik ve Çekme Testi	52
3.5. Korozyon Testleri	52
4. BULGULAR ve TARTIŞMA	54
4.1. Mikroyapının İncelenmesi	54
4.2. Sertlik ve Çekme Testi	55
4.3. Korozyon Testleri	56
5. SONUÇLAR ve ÖNERİLER	59
KAYNAKLAR	60
ÖZGEÇMİŞ	66

TABLolar DİZİNİ

	Sayfa
Tablo 2.1. Yaygın olarak kullanılan yapısal malzemelerin yoğunluğu	3
Tablo 2.2. Magnezyumun özellikleri	4
Tablo 2.3. Alaşım elementlerine karşılık gelen ASTM kodları	6
Tablo 2.4. Magnezyum alaşımlarının menevişleme gösterimi	6
Tablo 2.5. Alaşım elementlerinin magnezyum üzerindeki etkileri	8
Tablo 2.6. Magnezyum döküm alaşımlarının oda sıcaklığında mekanik özellikleri	18
Tablo 2.7. AZ91 alaşımına çeşitli ilavelerle elde edilen mekanik özellikler	19
Tablo 2.8. AM60 alaşımına çeşitli ilavelerle elde edilen mekanik özellikler	19
Tablo 2.9. WE43 alaşımına Zn ve/veya Gd ilaveleriyle elde edilen mekanik özellikler	20
Tablo 2.10. Magnezyum ve alaşımlarının biyomedikal uygulamaları	32
Tablo 2.11. Doku ve farklı malzemelerin mekanik özellikleri	34
Tablo 4.1. Mg-3Sn-2Y-1Zn-0.6Ca alaşımının EDS analiz sonuçları	55
Tablo 4.2. Mg-3Sn-2Y-1Zn-0.6Ca alaşımının mekanik özellikleri	56
Tablo 4.3. Mg-3Sn-2Y-1Zn-0.6Ca alaşımının HBSS içerisinde farklı daldırma sürelerindeki pH değişim tablosu	56
Tablo 4.4. Mg-3Sn-2Y-1Zn-0.6Ca alaşımının korozyon hızı	57
Tablo 4.5. Bazı biyobozunur magnezyum alaşımlarının mekanik ve korozyon değerleri	58

ŞEKİLLER DİZİNİ

	Sayfa
Şekil 2.1. Hegzagonal sıkı paket (HSP) krsital yapısı kayma ve ikizlenme sistemleri	3
Şekil 2.2. Ergimiş magnezyumda elementlerin çözünürlüğü	7
Şekil 2.3. Mg-Al ikili denge diyagramı	14
Şekil 2.4. Mg-Ca ikili denge diyagramı	15
Şekil 2.5. Mg-Zn ikili denge diyagramı	15
Şekil 2.6. Mg-Sr ikili denge diyagramı	16
Şekil 2.7. Mg-Zr ikili denge diyagramı	17
Şekil 2.8. Elektromotor kuvvet serisi (EMF serisi)	22
Şekil 2.9. Metalik malzemelerin nötr sodyum klorür çözeltisindeki serbest korozyon potansiyelleri	22
Şekil 2.10. Mg-H ₂ O sistemi için potansiyel pH diyagramı (Pourbaix Diyagramı)	23
Şekil 2.11. 1950'lerde B-36 montaj hattı (magnezyum levhalar koyu renkte görünüyor)	25
Şekil 2.12. WE43 alaşımı Pratt & Whitney F119 yardımcı muhafazası	26
Şekil 2.13. Geçmişte ve günümüzde otomotiv endüstrisinde kullanılan magnezyum alaşımlı parçalara örnekler	27
Şekil 2.14. Magnezyum alaşımından üretilmiş otomotiv parçaları ve ağırlık kazancı	28
Şekil 2.15. a) Magnezyum alaşımlı dijital kamera kasası, b) AZ91D magnezyum alaşımlı cep telefonu çerçeveleri, c) Magnezyum alaşımlı dizüstü bilgisayar kasası, d)Magnezyum alaşımlı ses/video oynatıcı	29
Şekil 2.16. a) Magnezyum alaşımlı tüfek gövdesi, b) Magnezyum alaşımlı tabanca gövdesi, c) Magnezyumdan imal edilen Falcon GAR-1 füzesi, ç) Magnezyum alaşımlı kask prototipi, d) Magnezyum alaşımlı kola giyilebilen led ekranlar, e) Magnezyum alaşımlı R-6 helikopteri, f) Atak Helikopteri'nin magnezyum alaşımlı dişli kutusu üst gövdesi, g) Magnezyum alaşımlı Husky M-116 taşıyıcı, kargo, çıkarma aracı, ğ) HMMWV askeri araçlarındaki magnezyum alaşımlı "run flat" tekerlekler	30
Şekil 2.17. Magnezyum bazlı biyobozunur uygulamalar a) PROGRESS-AMS kardiyovasküler stentler (BIOTRONIK, Almanya), b) magnezyum bazlı cerrahi mikro klipsler, c) MAGNEZIX vidaları, d) yara kapatmak için kullanılan geçici cihaz: 1) dokuları perçin yardımıyla birleştirme, 2) biyobozunur magnezyum uçlu yara kapatma perçin modeli(WZ21), e) magnezyum bazlı stent, f) Mg-%0.8 Ca vida ve ZEK-100 plaka, g) Mg-%0.2Zn-%0.1Ca biyobozunur klips, h) LAE442 biyobozunur çivi, i) Mg-%2Nd alaşımlı ve MgF ₂ kaplı nazal stent (balonla açılan kanatlar), j) kemik flep fiksasyonu için saf Mg vidaları (%99 saflık)	35
Şekil 2.18. Kontrollü eğimli döküm sistemi	37
Şekil 2.19. Alçak basınçlı döküm sistemi	38
Şekil 2.20. a) Soğuk kamaralı döküm prosesi, b) Sıcak kamaralı döküm prosesi	40
Şekil 2.21. AZ91 alaşımından basınçlı döküm ile üretilmiş ürünler	41
Şekil 2.22. AM alaşımlarından basınçlı döküm ile üretilmiş ürünler	41
Şekil 2.23. Kum kalıba döküm prosesi	42
Şekil 2.24. Kum kalıba döküm magnezyum vites kutusu muhafazası	43
Şekil 2.25. Hassas döküm prosesi	43
Şekil 2.26. Sıkıştırılmalı döküm prosesi	44
Şekil 2.27. İndirekt sıkıştırılmalı döküm prosesi	45
Şekil 2.28. a) Reo döküm prosesi, b) Tiksoform(tikso şekillendirme) prosesi	46
Şekil 2.29. Tikso dövme prosesi	47
Şekil 2.30. Tikso döküm prosesi	47
Şekil 2.31. Tikso kalıplama makinesi	48
Şekil 3.1. Mikroyapı görüntülerini elde etmek için kullanılan Olympus BX51 optik mikroskop	51
Şekil 3.2. Tescan Vega 3 taramalı elektron mikroskobu (SEM)	51
Şekil 3.3. Faz analizlerini yapmak için kullanılan XRD	51

	Sayfa
Şekil 3. Raagen universal çekme cihazı	52
Şekil 4.1. Mg-3Sn-2Y-1Zn-0.6Ca alaşımının SEM mikroyapı görüntüsü	54
Şekil 4.2. Mg-3Sn-2Y-1Zn-0.6Ca alaşımının EDS görüntüsü	55
Şekil 4.3. Mg-3Sn-2Y-1Zn-0.6Ca alaşımının HBSS içerisinde farklı daldırma sürelerindeki pH değişim grafiği	56
Şekil 4.4. Mg-3Sn-2Y-1Zn-0.6Ca alaşımının Tafel Eğrisi	57



SİMGELER VE KISALTMALAR

Kısaltma/Simge	Tanım
%	Yüzde
HSP	Hegzagonal Sıkı Paket
g/cm ³	Gram/santimetre küp
g/mol	Gram/mol
cm ³ /mol	Santimetre küp/mol
nm	Nanometre
°C	Santigrat Derece
J	Joule
kJ	Kilojoule
kg	Kilogram
K	Kelvin
M	Molar
Ω	Ohm
GPa	Gigapascal
MPa	Megapascal
ASTM	Amerikan Test ve Malzeme Kurumu
ppm	Parts per million (milyonda bir birim)
ECAP	Eşit Kanallı Açısal Presleme
α	Alfa
β	Beta
V	Volt
μ	Mikron
mm	Milimetre
SEM	Taramalı Elektron Mikroskobu
EDS	Elektron Saçılım Spektroskopisi
XRD	X Işınları Difraksiyometresi
ml	Mililitre
g	Gram
mA	Miliamper
kV	Kilovolt
E _r	İndirgenmiş Elastik Modül
H _N	Nanosertlik
HB	Brinel Sertlik
SPM	Taramalı Uç Mikroskobu
mm/dk	Milimetre/dakika
g/L	Gram/litre
pH	Hidrojenin Gücü
cm ²	Santimetre kare
mV/s	Milivolt/saniye
E _{corr}	Korozyon Potansiyeli

1. GİRİŞ

Magnezyum, yüksek mukavemet/ağırlık oranı, düşük yoğunluğu, iyi mekanik ve elektriksel özellikleri nedeniyle havacılık, otomotiv ve elektronik uygulamalarında kullanılmaktadır. Magnezyum, biyolojik olarak parçalanabilmesi sayesinde kardiyovasküler stentler, ortopedik implant olarak plakalar, çubuklar, vidalar gibi biyomedikal uygulamalarda kullanım alanı bulmaktadır.

Biyomedikal uygulamalar için kullanılacak malzemelerin iyi mekanik özelliklere ve biyouyumluluğa sahip olması gerekliliği malzeme seçimini zorlaştırmaktadır. Biyomedikal endüstrisinde ortopedik implant ve kardiyovasküler stent malzemesi olarak genellikle titanyum, paslanmaz çelik, kobalt-krom, organik polimerler ve magnezyum kullanılmaktadır. Bu malzemelerin ortopedik uygulamalarda kullanılması durumunda insan kemiğinin iyileşmesinden sonra malzemenin çıkarılması için başka bir ameliyat gerekebilir. Bu durum hastalıklara ve bazen dokunun bozulmasına neden olabilir ve ekstra maliyet gerektirir [1].

Magnezyum ve alaşımları, vücut içerisinde bozunabilirlikleri, kortikal kemiğe benzer mekanik özellikleri ve magnezyum iyonlarının biyouyumluluğu sayesinde bozunabilir ortopedik implantlar için ilgi görmektedir. Magnezyum alaşımlarının kemik içerisinde kademeli olarak bozunduğu yapılan çalışmalarla kanıtlanmıştır. Klinik uygulamalar için, Mg-Ca, Mg-Zn, Mg-Mn-Zn, AZ91 ve WE43 gibi magnezyum alaşımları araştırılmıştır. Bu alaşımların hızlı korozyon oranı klinik uygulamalarda kullanımlarını sınırlayabilir. Bu durumun önüne geçilmesinde etkili yöntemlerden biri magnezyumun farklı elementlerle alaşımlandırılmasıdır. İnsan vücudunda tolere edilebilen, biyolojik olarak parçalanabilen ve magnezyum alaşımlarının korozyon hızını geciktirebilen alaşım elementleri ve düşük toksisiteli nadir toprak elementleri sayısı sınırlıdır ve bu elementler kullanılarak farklı alaşım kombinasyonlarıyla yapılan çalışmalar devam etmektedir [2].

2. KAYNAK ARAŞTIRMALARI

2.1. Magnezyum

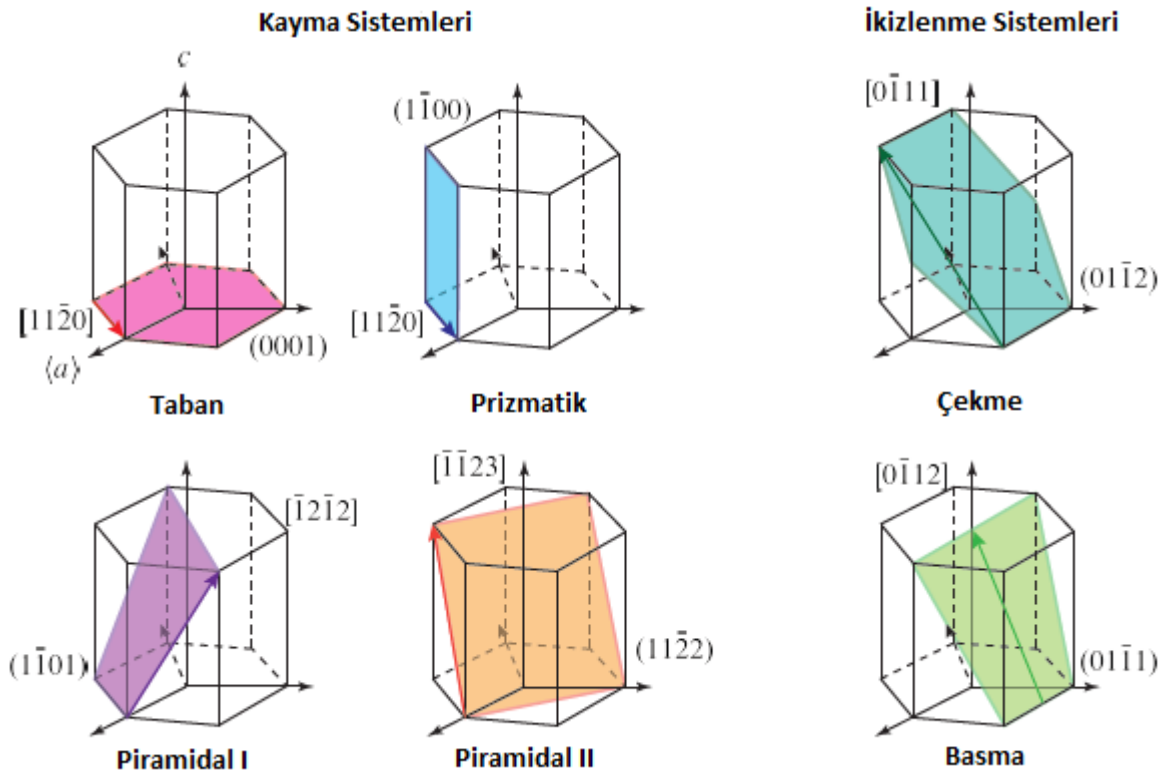
Magnezyum ve magnezyum bileşikleri deniz sularından, kuyu ve göl tuzlu sularından, acı sulardan ve dolomit, manyezit, brusit, karnalit, olivin gibi ticari öneme sahip minerallerden üretilir. Manyezit teriminin ilk kez 1795 yılında JC Delanethrie tarafından magnezyum tuzlarına (karbonat, sülfat, nitrat ve klorür) kullanılmasının ardından Brongmart bu terimi magnezyum karbonatlar ve silikatlar dahil bir grup mineral için kullandı. Çekoslovakya'da doğal magnezyum karbonatlarının keşfedilmesiyle birlikte manyezit terimi 1808'de doğal karbonatla sınırlanarak yavaş yavaş bu terim kabul edildi.

Magnezyum metali ilk olarak 1808'de Sir Humphry Davy tarafından magnezyum oksitin potasyum buharı ile indirgenmesiyle üretildi. 1833'te Michael Faraday, erimiş susuz magnezyum klorürün elektrolizi ile magnezyum elde etti ve 1852'de Robert Bunsen bu amaç için küçük bir laboratuvar kurdu. Magnezyumun ticari üretimi 1886 yılında Almanya'da başladı. Magnezyum üretimi 1900 yılında 10 tona, 1915 yılında 350 tona ulaştı. Birinci Dünya Savaşı'nın sonlarında 3000 tona çıkan magnezyum üretimi 1920 yılında 330 tona düştü. Amerika Birleşik Devletleri'ndeki ilk magnezyum tesisi General Electric Co., 1914 yılında New York'ta kuruldu. Magnezyum üretimi, İkinci Dünya Savaşı sırasında yangın bombalarında magnezyum kullanılması sebebiyle ciddi bir şekilde arttı. Savaş sonrası, magnezyum mevcudiyeti ve alaşımları üzerinde yapılan araştırmalarla beraber magnezyum ve alaşımları geniş uygulama alanına sahip oldu [3-5].

Magnezyum, yeryüzünün %2.7'sini oluşturur ve yeryüzünde en fazla bulunan sekizinci, deniz suyunda en fazla bulunan üçüncü elementtir. Magnezyum doğada serbest halde bulunmaz, yaygın olarak $MgCO_3$ (manyezit), $KCl.MgCl_2.6H_2O$ (karnalit) ve $MgCO_3.CaCO_3$ (dolomit) bileşikleri halinde bulunur [5,6].

Günümüzde magnezyum üretimi için kullanılan iki yöntem vardır. Bunlar, erimiş susuz $MgCl_2$ 'nin elektrolizi ve MgO 'nun ferro silisyum ile termal indirgenmesidir. Elektrolitik yöntemlerdeki farklılık, susuz $MgCl_2$ üretmek için kullanılan yöntemlerden kaynaklanır. $MgCl_2.6H_2O$ 'yu çıkartmak kısmen kolay olsa da kristalizasyon suyunun uzaklaştırılması zordur. Dow prosesi, elektrolitik hücredeki magnezyum, sodyum ve kalsiyum klorürden oluşan sıvı karışıma susuz klorür eklenmesi ve kalan suyun flaşla uzaklaştırılması işlemidir. Termal reaksiyon prosesleri vakum altında yapılır. Cevher olarak dolomit, indirgeyici olarak ferro silisyum kullanılır. İşlem sonucu damıtılmış ve yoğunlaştırıcıda toplanmış magnezyum üretilir. En eski termal proses, Pidgeon prosesidir [5].

Magnezyumun kristal yapısı hegzagonal sıkı paket (HSP)' tir. Yüksek mukavemet ve sınırlı sünekliliğin temeli hegzagonal sıkı paket (HSP) kristal yapıdır. Çoğu HSP malzeme gibi magnezyum da yüzey boyunca iyi bir kaymaya sahiptir. Kayma için gerekli stresin olduğu prizmatik ve piramidal sistemler de dahil olmak üzere, bazal düzlem olmayan herhangi bir düzlem boyunca kayma daha zordur. Bundan dolayı, bu malzemelerin deformasyonu, kristalin bir kısmının kafesin eski haline dönmesini sağlayan bir kesmeye maruz kaldığı ikizlenmeyi de içerir. Şekil 2.1'de hegzagonal sıkı paket (HSP) krsital yapısı kayma ve ikizlenme sistemleri gösterilmiştir [7].



Şekil 2.1. Hegzagonal sıkı paket (HSP) krsital yapısı kayma ve ikizlenme sistemleri [7].

Gümüş beyazı rengindeki magnezyum sahip olduğu 1.74 g/cm^3 yoğunluğu ile tüm yapısal metallerin en hafifidir. Magnezyumun yoğunluğu çeliğin yoğunluğunun yaklaşık dörtte biri ve alüminyumun yoğunluğunun yaklaşık üçte ikisidir [8].

Tablo 2.1. Yaygın olarak kullanılan yapısal malzemelerin yoğunluğu [8].

Malzeme	Yoğunluk (g/cm^3)
Çelik/Dökme demir	7.20
Titanyum	4.51
Alüminyum	2.71
Magnezyum	1.74

Magnezyumun düşük özgül ağırlık özelliğinin yanında darbe direnci, titreşim sönümlenme, işlenebilirlik, düşük ergime noktası, elektromanyetik dalgalara karşı koruma ve geri dönüştürülebilirlik gibi kullanıma elverişli özellikleri vardır. Magnezyum üstün fiziksel özellikleri nedeniyle elektronik, tıp, uzay ve otomotiv endüstrisi uygulamaları için kullanıma elverişli bir malzemedir. Tablo 2.2'de magnezyumun özellikleri gösterilmiştir.

Tablo 2.2. Magnezyumun özellikleri [8].

Simgesi	Mg
Element Sınıflandırması	Toprak Alkali Metal
Atom Numarası	12
Atom Ağırlığı	24.3050 g/mol
Atom Hacmi	14.0 cm ³ /mol
Atom Yarıçapı	0.160 nm
İyonik Yarıçapı	0.072 nm
Elektron Düzeni	1s ² , 2s ² , 2p ⁶ , 3s ²
En Yaygın Valansı	2+
Kristal Yapısı	Hekzagonal Sıkı paket (HSP)
Yoğunluğu (20 °C'de)	1.738 g/cm ³
Ergime Noktası	(650 ± 1) °C
Kaynama Noktası	1090 °C
Isı İletkenliği (27 °C'de)	156 W m ⁻¹ K ⁻¹
Özgül Isı Kapasitesi (20 °C'de)	1.025 kJ kg ⁻¹ K ⁻¹
Gizli Füzyon Isısı	360-377 kJ kg ⁻¹
Gizli Buharlaşma Isısı	5150-5400 kJ kg ⁻¹
Gizli Süblimleşme Isısı (25 °C'de)	6113-6238 kJ kg ⁻¹
Yanma Isısı	24.9-25.2 MJ kg ⁻¹
Elektriksel İletkenlik	38.6% IACS
Elektrik Direnci (polikristal magnezyum) (20 °C'de)	44.5 nΩ m
Young Modülü	45 GPa
Çekme Dayanımı	80-180 MPa
Akma Dayanımı	20 MPa
Brinell Sertlik	30
Poison Oranı	0.35
Elastik Modülü	44.5 GPa

Diğer taraftan magnezyumun mukavemeti, ısıya karşı direnci ve agresif ortamda korozyon direnci düşüktür. Magnezyuma ilave edilen alaşım elementleri ile magnezyumun mukavemeti, sürtünme direnci ve korozyon direnci artırılır [9].

2.1.1. Magnezyum Alaşımları

Magnezyum alaşımları, düşük yoğunluk, iyi biyoyumluluk, iyi sönümlenme kabiliyeti, geri dönüştürülebilirlik ve yüksek hidrojen depolama kapasitesi gibi üstün fiziksel ve kimyasal özelliklere sahiptir. Magnezyum ve alaşımları bu üstün özellikleri ile ilgi görmekte ve otomotiv,

havacılık, biyomedikal, elektronik, enerji sektörü vb. alanlarda uygulama potansiyeline sahip olmaktadır. Buna karşılık, magnezyum alaşımlarının düşük mukavemeti, nispeten zayıf plastisitesi ve düşük korozyon direnci büyük ölçekli uygulamalarını kısıtlamakta ve bu problemlerin çözülmesi için çeşitli çalışmalar yapılmaktadır [10].

Magnezyum ve alaşımlarının avantajları ;

- Tüm metalik yapı malzemelerinin içinde en düşük yoğunluğa sahip olması,
- Yüksek özgül mukavemet,
- İyi dökülebilirlik ve yüksek basınçlı döküme uygunluk,
- Kontrollü atmosfer altında iyi kaynaklanabilirlik,
- Polimerik malzemelerle karşılaştırıldığında;
 - Daha iyi mekanik özellikler,
 - Yaşlanmaya karşı dayanıklılık,
 - Daha iyi elektriksel ve termal iletkenlik,
 - Geri dönüştürülebilirlik.

Magnezyum ve alaşımlarının dezavantajları;

- Düşük elastik modül,
- Sınırlı soğuk işlenebilirlik ve tokluk,
- Yüksek sıcaklıklarda sınırlı yüksek mukavemet ve sürünme direnci,
- Katılaşmada yüksek derecede büzülme,
- Yüksek kimyasal reaktivite,
- Bazı uygulamalarda sınırlı korozyon direnci [11].

Magnezyum alaşımları dünya çapında ASTM standartlarına göre tanımlanır. Her alaşım, alaşımı oluşturan ana elementlerini gösteren harflerle belirtilir, ardından yüzde olarak alaşımdaki her elementin yuvarlatılmış değerleri gelir. Her isimlendirmenin son harfi, alaşımın gelişim aşamasını gösterir. Numaralardan sonra gelen D harfi yüksek saflığı ifade ederken E harfi ise yüksek korozyon direncini ifade eder. Örneğin; AZ91E-T6 isimlendirmesinde ilk kısım olan AZ; Al ve Zn'yi, ikinci kısım olan 91; %9 Al ve %1 Zn bileşimini, üçüncü kısım olan E; yüksek korozyon direncini, dördüncü kısım olan T6; çözeltinin ısı işlem görmüş ve yapay olarak yaşlandırılmış olduğunu ifade eder. Tablo 2.3'te magnezyum alaşım elementlerine karşılık gelen ASTM kodları, Tablo 2.4'te ise magnezyum alaşımlarının menevişleme gösterimi yer almaktadır [12,13].

Tablo 2.3. Alaşım elementlerine karşılık gelen ASTM kodları [12].

Kısaltma	Alaşım Elementi	Kısaltma	Alaşım Elementi
A	Alüminyum	M	Mangan
B	Bizmut	N	Nikel
C	Bakır	P	Kurşun
D	Kadmiyum	Q	Gümüş
E	Nadir Toprak Elementleri	R	Krom
F	Demir	S	Silisyum
G	Magnezyum	T	Kalay
H	Toryum	W	İtriyum
K	Zirkonyum	Y	Antimon
L	Lityum	Z	Çinko

Tablo.2.4. Magnezyum alaşımlarının menevişleme gösterimi [13].

F	Üretildiği gibi
O	Tavlanmış
H	Sertleştirilmiş
H1	Sadece sertleştirilmiş
H2	Sertleştirilmiş ve kısmen tavlanmış
H3	Sertleştirilmiş ve daha sonra kararlı duruma getirilmiş
W	Çözelti ısı işlemi görmüş, oda sıcaklığında doğal yaşlandırılmış
T	Kararlı hale getirilmek için ısı işlem uygulanmış (O, H ve F hariç)
T1	Soğutulmuş ve doğal yaşlandırılmış
T3	Çözelti ısı işlemi görmüş ve soğuk işlenmiş

Magnezyuma yaygın olarak ilave edilen alaşım elementlerinin magnezyuma olan etkileri tablo 2.4' te verilmiştir.

Tablo 2.5. Alaşım elementlerinin magnezyum üzerindeki etkileri [12].

Alaşım Elementi	Alaşım İşleminin Etkisi
Al	Sertliği, mukavemeti ve dökümün akışkanlığını artırır, yoğunluğu çok az artırır.
Ca	Termal ve mekanik özellikleri iyileştirir, yüzey gerilimini azaltır.
Cu	Oda sıcaklığında ve yüksek sıcaklıklarda dayanımı artırmaya yardımcı olur.
Mn	Al içeren bazı alaşımları tuzlu suda korozyon direncini artırır.
Ni	Oda sıcaklığında mukavemeti artırır. Korozyon direncini ve uzamayı olumsuz etkiler.
Sr	Diğer alaşım elementleriyle birlikte kullanıldığında uzama direncini artırır.
Sn	Sünekliği artırır ve işleme sırasında kırılma eğilimini azaltır. Al ile birlikte kullanıldığında basınç direncini artırır ve korozyon direncini iyileştirir.
Y ve Nadir Toprak Elementleri	Y- Yüksek sıcaklık direncini ve uzama direncini artırır. Nadir toprak elementleriyle karıştırıldığında döküm sırasında akışkanlığı artırır. Ce- Korozyon direncini ve plastik deformasyon direncini artırır. Nd- Malzemenin mukavemetini artırır.
Zn	Ni ve Fe eklendiğinde korozyon direncini artırır. Ağırlıkça %2 ve daha fazla eklendiğinde sıcak çatlama eğilimi vardır.

2.1.2. Alaşım Elementlerinin Magnezyum Üzerindeki Etkileri

2.1.2.1. Alüminyum (Al)

Magnezyum üzerinde en olumlu etkiye sahip olan alaşım elementidir. Dolayısıyla en yaygın olarak kullanılan alaşım elementi alüminyumdur. Alüminyumun, magnezyum içindeki çözünürlüğü ağırlıkça yaklaşık %12'dir ancak bu oran sıcaklıkla değişebilir. Mukavemeti, sertliği ve korozyon direncini artırır ancak sünekliği azaltır. Yaklaşık %5-6'lık alüminyum ilavesi yapısal uygulamalar için maksimum mukavemet ve süneklik kombinasyonu sağlar. Artan alüminyum içeriği, katılma sıcaklığı aralığını genişletir ve dolayısıyla alaşımın dökümünü kolaylaştırır. Ancak artan sertlik nedeniyle alaşımın ekstrüde edilmesi zorlaşır. Alaşımın ısı

işlemi, alaşım ağırlıkça %6'dan fazla alüminyum içeriyorsa gerçekleştirilebilir. Ağırlıkça %3'ten fazla alüminyum içeriği katodik reaksiyon hızını artırarak korozyon hızını artırır [6,16].

2.1.2.2. Arsenik (As)

Katodik reaksiyon oluşumunu engelleyerek korozyon hızını azaltır. Alaşıma ağırlıkça %0.37 arsenik ilavesi Mg_3As_2 bileşiği oluşturarak korozyon hızını azaltır [6].

2.1.2.3. Berilyum (Be)

Alaşıma sadece küçük miktarlarda (< 30 ppm) eklenir. Berilyum ilavesi, döküm ve kaynak işlemlerinde eriyik yüzeyindeki oksidasyonu önemli ölçüde azaltır. Ayrıca tane irileşmesine neden olur [8].

2.1.2.4. Bizmut (Bi)

Tane sınırlarının kaymasını engelleyerek çekme dayanımını iyileştirir fakat katotta ve anotta reaksiyonları şiddetlendirerek korozyon hızını artırır [6].

2.1.2.5. Kalsiyum (Ca)

Denge koşullarında magnezyumda %1.34 oranında çözünür. Tane incelmeye yardımcı olarak sürünme direncini artırır. Ayrıca magnezyum alaşımlarının termal ve mekanik özelliklerini iyileştirir ve korozyon direncini artırır. Döküm alaşımlarına ilave edildiğinde eriyiğin oksidasyonunu azaltır. Ayrıca kalsiyum ilavesi magnezyum levhaların haddelenmesini kolaylaştırır ancak %0.3'ün üzerinde ilave edildiğinde kaynak işlemi sırasında levha çatlamaya meyilli olur [6,8].

2.1.2.6. Seryum (Ce)

Magnezyuma önemli derecede uzama sağlamak için %0.2 Ce ilavesi yeterlidir. Ekstrüde edilmiş magnezyum alaşımlı çubuklarda seryum ilavesi yeniden kristalleşme sıcaklığında plastik deformasyon direncini artırır. Mg-Ce ikili alaşımlarında $Mg_{12}Ce$ bileşiğinin katodik direnci artırması ile birlikte korozyon direnci artar. Magnezyumun dövme alaşımları Al ve RE kombinasyonuna sahip değildir çünkü oluşan Al_xRE_y bileşikleri alaşımın sünekliğini engeller [6,8].

2.1.2.7. Bakır (Cu)

Bakırın magnezyumdaki katı çözünürlüğü sınırlı olduğu için bakır ilavesi korozyon direncini olumsuz etkiler. Bakır, magnezyum ile reaksiyona girerek Mg_2Cu bileşiği oluşturur. Magnezyuma oda sıcaklığında ve yüksek sıcaklıklarda ilave edilen bakır, dayanımı artırır ancak sünekliği azaltır. Bakırın, magnezyumdaki tolerans sınırı %0.1'dir ancak Al ve Mn varlığında bu sınır %0.01'e düşer [6,8].

2.1.2.8. Demir (Fe)

Magnezyum alaşımlarında küçük miktarlarda varlığı bile korozyon direncini azaltır ve günümüzde kullanılan alaşımlarda %0.005'in altında tutulmaktadır. Magnezyum alaşımlarında genellikle safsızlık halinde bulunur [6,8,16].

2.1.2.9. Lityum (Li)

Lityum, magnezyum içerisinde yüksek oranda çözünür. Sahip olduğu 0.53 g/cm^3 'lük düşük yoğunluğuyla ilave edildiği alaşımın yoğunluğunu ve mukavemetini azaltır, sünekliğini artırır. Yüksek miktarda lityum ilavesi maliyeti artırır ve korozyon direncini azaltır [6,8,16].

2.1.2.10. Manganez (Mn)

Manganezin magnezyumdaki düşük çözünürlüğü (ağırlıkça %0.02) magnezyuma ilave miktarını sınırlar. Akma mukavemetini biraz artırmasına karşın çekme mukavemeti üzerinde etkisi yoktur. Genellikle alüminyum gibi diğer alaşım elementleriyle birlikte kullanılır. Mg-Al ve Mg-Al-Zn alaşım sistemlerinde korozyon direncini artırır. Manganez, insan vücudunda sağlıklı bir kemik yapısı için önemli bir elementtir. Kemik oluşumuna ve kemik metabolizmasına yardımcı olduğu için osteoporozun önlenmesinde önemli rol oynar. Magnezyum alaşımlarında manganez ilavesi, demirin etkisini hafifletmek için korozyon oranının arttığı Fe/Mn (maksimum 0.032) oranına bağlı kalmalıdır [6,8,16].

2.1.2.11. Nikel (Ni)

Nikel, magnezyum içerisinde sınırlı katı çözünürlüğe sahiptir. Nikelin magnezyuma ilavesi ile Mg_2Ni intermetalikleri oluşur. Yapılan çalışmalarda, oda sıcaklığında nikel ilavesiyle akma mukavemeti ve çekme mukavemetinde artış görülürken sünekliğin azaldığı

gözlemlenmiştir. Magnezyum alaşımındaki nikel ilavesi çok düşük miktarda bile olsa korozyon direncini azaltır [8].

2.1.2.12. Çinko (Zn)

Çinko, en yaygın kullanılan ve en çok etki gösteren magnezyum alaşım elementlerinden biridir. Sünekliği azaltmadan mukavemeti artırmak amacıyla genellikle alüminyum ile birlikte kullanılır. Ayrıca çinko ile birlikte nikel ve demir safsızlıkları bulunan magnezyum alaşımının korozyon direncini artırır. Çinko, magnezyum alaşımında toryum ile birlikte kullanıldığında kaynak kabiliyetini artırır. Ancak toryumun yüksek radyoaktivitesinden dolayı başka elementler tercih edilir. Magnezyum alaşımındaki çinkonun tolerans limiti ağırlıkça %2.5'tir. Alaşımdaki çinko oranının fazla artışı stres korozyon çatlmasına neden olur. Çinko, insan vücudu için gerekli olup kemikler ve kaslar %85'ten fazla çinko içerir. Ayrıca çinko, biyokorozyonda hidrojen oluşumunu azaltır [6,8].

2.1.2.13. Gümüş (Ag)

Gümüş, magnezyum alaşımında nadir toprak elementleri ile birlikte kullanılır. Magnezyuma eklenme toleransı ağırlıkça yaklaşık %0.5 olup alaşıma eklendiği halde sürünme direnci ve sıcaklık dayanımını artırır. Mg-RE-Zr alaşımına ağırlıkça %2'den az gümüş ilave edildiğinde alaşımın mukavemetini önemli derecede artırdığı, AZ91 alaşımına ilave edildiğinde ise alaşımın korozyon özelliklerini etkilemeyip sertliğini artırdığı gözlemlenmiştir [6,8].

2.1.2.14. Kalay (Sn)

Kalay, magnezyum alaşımında alüminyum ile birlikte kullanılır. Tane sınırlarında Mg_2Sn bileşiği oluşturur. Sünekliği artıran kalay, aynı zamanda dövme sırasında çatlama eğilimini azaltır. Kalay, toksik etkiye sahip değildir ancak kalay tuzları kanserojen etkiye sahip olabilir. Biyolojik etkisi konusunda net bir tanımlama yapılamamıştır [6,8,16].

2.1.2.15. Silisyum (Si)

Silisyum, erimiş metalin akışkanlığını artırır. Sürünme direncini iyileştirir. Demir ile birlikte kullanıldığında korozyon direncini azaltabilir [8,16].

2.1.2.16. Stronsiyum (Sr)

Stronsiyum, magnezyum içerisinde ağırlıkça %0.11 oranında çözünür ve $Mg_{17}Sr_2$ bileşiği oluşturur. Magnezyum alaşımlarında diğer elementlerle birlikte kullanılır. Sürünme direncini artıran stronsiyumun, çekme direnci üzerinde etkisi yoktur. Stronsiyum, insan vücudunda bulunması gereken bir element olup kemik erimesini önler [6,8].

2.1.2.17. Titanyum (Ti)

Titanyumun, magnezyum içerisindeki çözünürlüğü sınırlıdır. Yapılan çalışmalarda magnezyuma %2.2 ve %4 oranlarında titanyum ilavesinin akma mukavemetini ve sünekliği %0.2 oranında artırdığı gözlemlenmiştir [8].

2.1.2.18. Toryum (Th)

Toryum, 370 °C sıcaklığa kadar sürünme direncini artırır. Çinko içeren alaşımlarda kaynaklanabilirliği iyileştirir. Ancak radyoaktif bir element olması nedeniyle yerine başka elementler kullanılır [8].

2.1.2.19. İtiryum (Y)

İtiryum, magnezyum içerisinde nispeten yüksek katı çözünürlüğe sahiptir. Yüksek sıcaklıklarda mukavemeti ve sürünme direncini iyileştirmek için diğer nadir toprak elementleri ile birlikte kullanılır. Mg-Y ikili alaşımlarında %2-18 itiryum ilavesi, oluşan $Mg_{24}Y_5$ bileşiği ile korozyon özelliklerini iyileştirir. Yapılan çalışmalar sonucu, AZ91 alaşımlarında %0.8'e kadar itiryum ilavesinin korozyon özelliklerini iyileştirdiği gözlemlenmiştir. Ayrıca itiryumun yüksek çözünürlüğü, WE43 ve WE54 ticari alaşımlarında önemli bir element olmasını sağlamıştır [8].

2.1.2.20. Zirkonyum (Zr)

Zirkonyum, magnezyum alaşımlarında çinko, nadir toprak elementleri, toryum ve bu elementlerin kombinasyonları ile birlikte kullanıldığında kum ve metal kalıba dökümde, özellikle düşük basınçlı dökümde iyi bir tane incelticidir. Alüminyum ve manganez ile stabil bileşikler oluşturduğu için bu elementlerle birlikte kullanılmaz. Zirkonyum, demir ile birleştirdiğinde Fe_2Zr bileşiği oluşturur ve magnezyum alaşımlarının saflaştırılmasına yardımcı olur. Bu sayede daha yüksek kalitede dökümler üretilebilir. Öte yandan anottaki reaksiyonları teşvik ettiği ve

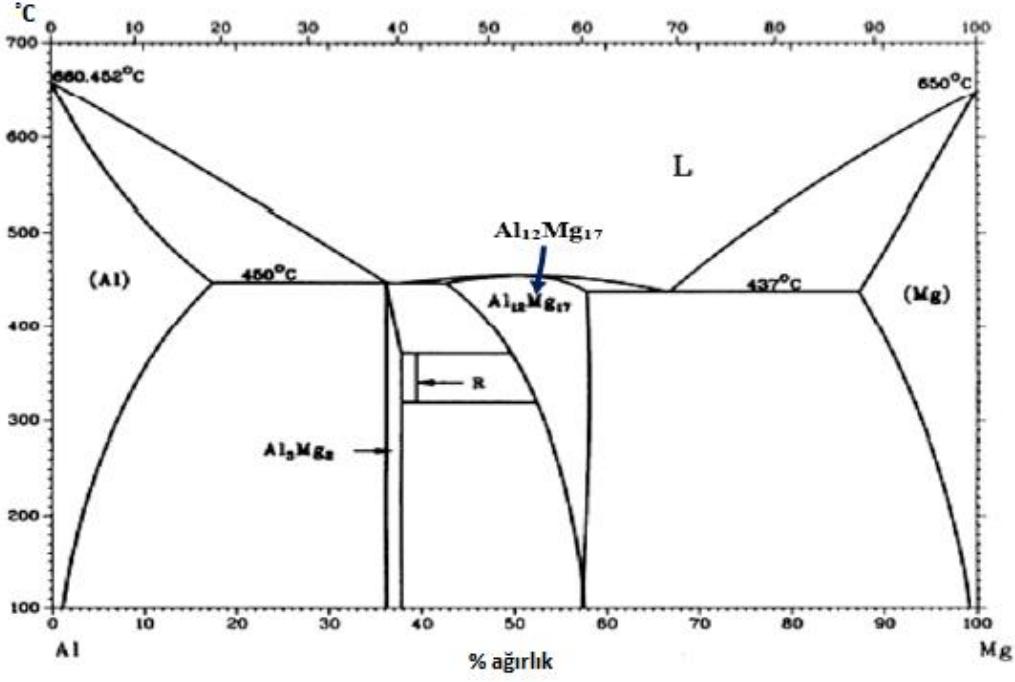
koroyon üzerinde olumsuz etkiye sahip olduğu için zirkonyumun alaşıma ilave miktarına dikkat edilmelidir [6,8,16].

2.1.2.21. Nadir Toprak Elementleri (RE)

Nadir toprak elementleri, magnezyum alaşımlarında korozyon direnci, sürünme direnci ve yüksek sıcaklık mukavemetini iyileştirir, katılaşma aralığını azaltır. Katılaşma aralığının azalması ile daha az gözeneklilik meydana gelir ve kaynak çatlama ihtimali azalmış olur. Demir ve silisyum ile birlikte kullanıldığında korozyon önleyici özelliği azalır [6,8,16].

2.1.3. Magnezyum-Alüminyum (Mg-Al) Alaşımları

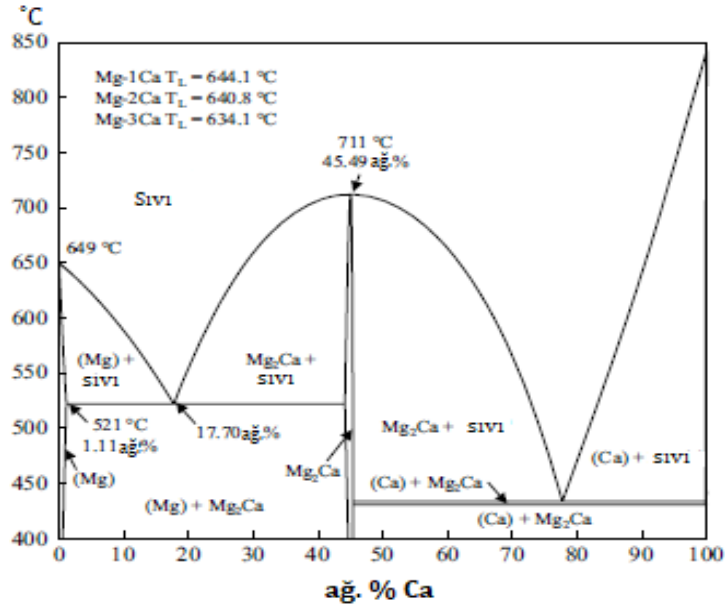
Alüminyumun magnezyum içindeki maksimum %12.7 çözünürlüğünün diğer alaşım elementlerine göre yüksek olması yeterli katı çözelti mukavemetini sağlarken tane sınırları boyunca oluşan γ -Mg₁₇Al₁₂ de yeterli çökelme sertleşmesini sağlar. Mg alaşımlarına özellikleri iyileştirmek için Al ile birlikte Zn, Mn, Sr ve RE (Ce, Ca, Y, Nd) gibi elementler eklenir. AZ91 alaşımının akma dayanımı 145 MPa, çekme dayanımı 275 MPa, sünekliği ise %6 olarak raporlanmıştır. Eşit kanallı açısız presleme (ECAP) işlemi ile akma dayanımı 290 MPa, çekme dayanımı 417 MPa ve süneklik %8.75 olarak iyileştirilmiştir. AZ91 ve AM61 gibi alüminyum oranı ağırlıkça %4'ten fazla olan alaşımlar nöronlar ve osteoblast üzerinde zararlı etkiye neden olmuştur. Mg-Al alaşımları iyi dökülebilirlikleri, iyi mekanik özellikleri ve yeterli korozyon dirençleri nedeniyle biyobozunur ortopedik implant uygulamalarında üzerinde en çok çalışılan alaşımlardandır. Alüminyum günlük alım sınırını aşarsa alzheimer gibi hastalıklara neden olabilir. Mg-Al alaşımlarının potansiyel toksisite etkisinin biyoyumlu implant olarak kullanımını sınırlaması, Al yerine temel besin elementlerinin kullanılması tercihi yönlendirir [17].



Şekil 2.3. Mg-Al ikili denge diyagramı [18].

2.1.4. Magnezyum-Kalsiyum (Mg-Ca) Alaşımları

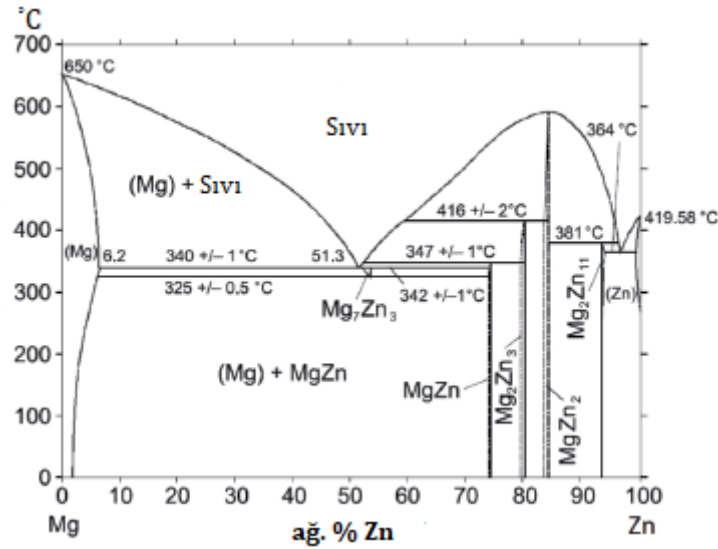
Mg-Ca ikili alaşımları genellikle α -Mg matrisi ve Mg₂Ca'dan oluşur. Alaşımların mukavemeti tane inceltme yoluyla artırılır. Kalsiyum, magnezyum içerisinde ağırlıkça yaklaşık %1.34 oranında sınırlı miktarda çözünür. Kalsiyumun %1'den fazla ilavesi tane sınırında iri taneli Mg₂Ca oluşumuna neden olur ve bu durum alaşımın sünekliğini bozar. Mg-1Ca döküm alaşımında çekme mukavemeti yaklaşık 71 MPa ve uzama yaklaşık %1.9'dur. Sıcak haddeleme ile çekme mukavemeti yaklaşık 167 MPa ve uzaması yaklaşık %3, sıcak ekstrüzyon ile çekme mukavemeti yaklaşık 240 MPa ve uzaması yaklaşık %11 olarak iyileştirilmiştir. Mg-Ca bazlı alaşımlara Zn'nin eklenmesi tane inceltici etki yaratır ve mekanik özellikleri iyileştirir. Mg-Ca bazlı alaşımlara Sr eklenmesi, gelişmiş mekanik özellikler sağlamakla birlikte osteogenez üzerinde olumlu etki gösterir. Yoğunluğu 1.55 g/cm³ olan Ca, düşük yoğunluğuyla Mg-Ca alaşımlarında kemiğe benzer yoğunluğa sahip olma avantajı sağlar. Dışlerin ve kemiklerin oluşumunda birincil element olan kalsiyum, iskelet dokusunda yapısal bir element olmakla birlikte fonksiyonel olarak korunmasında da etkilidir. İnsan vücudu için günlük maksimum kalsiyum ihtiyacı 1400 mg'dır. Ca iyonu kemik iyileşmesinde olumlu etki gösterir. Kalsiyumun yüksek biyoyumluluk özelliği Mg-Ca bazlı alaşımların implant uygulamaları için geliştirilmesine sebebiyet verir [17,19].



Şekil 2.4. Mg-Ca ikili denge diyagramı [20].

2.1.5. Magnezyum-Çinko (Mg-Zn) Alaşımları

Mg-Zn ikili alaşımları α -Mg matrisi ve Mg-Zn'den oluşur. Mg-4Zn döküm alaşımının çekme mukavemeti yaklaşık 219 MPa, uzaması yaklaşık %16'dır. Zn miktarının %5'e kadar artması mekanik özellikleri iyileştirir. Zn'nin Mg içerisindeki %6.2'lik maksimum çözünürlüğü Mg-Zn döküm alaşımlarının ısıl işleme mekanik özelliklerinin iyileştirilmesini sağlar. Ayrıca Zn, magnezyumun korozyon direncini iyileştirir. Mg-Zn alaşımlarına Ca, Zr, Sr, Ti, Mn ve Y gibi elementlerin eklenmesi ile oluşan alaşım sistemleri umut verici sonuçlar gösterir [17,19].



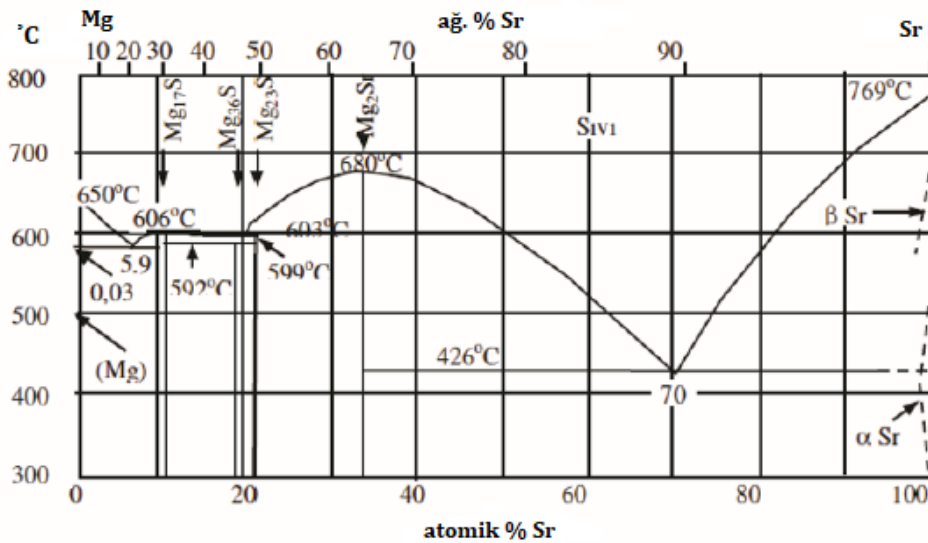
Şekil 2.5. Mg-Zn ikili denge diyagramı [21].

2.1.6. Magnezyum-Nadir Toprak Elementleri (Mg-RE) Alaşımları

Mg-RE alaşımları, tüm Mg bazlı alaşım sistemleri arasında en yüksek mekanik mukavemetin sağlandığı alaşımlardır. Ayrıca çekme mukavemeti, korozyon direnci ve sürünme direncini iyileştirirler. Mg bazlı biyomalzemeler için en yaygın çalışılan elementlerden bazıları Ce, Y, Gd ve Nd'dir. Zr ve Zn gibi diğer alaşım elementlerinin RE ile birlikte kullanılması mekanik özellikleri iyileştirir. WE43 (MgYREZr) 275 MPa çekme mukavemetine ve %10 uzamaya sahip olduğu raporlanmış ve 2013 yılında CE tarafından ticari uygulamalar için insanlarda kullanımı onay almıştır. Bazı RE elementlerinin katı çözünürlük sınırının yüksek olması Mg-RE bazlı döküm ve ekstrüde alaşımlarda yüksek mekanik özellikler sağlamıştır. Yapılan çalışmalarda bazı Mg-RE alaşımlarında RE element konsantrasyonunun bir fonksiyonu olarak toksisitenin arttığı ortaya çıkmıştır. Biyobozunur uygulamalar için bu durum gözden geçirilmelidir [17].

2.1.7. Magnezyum-Stronsiyum (Mg-Sr) Alaşımları

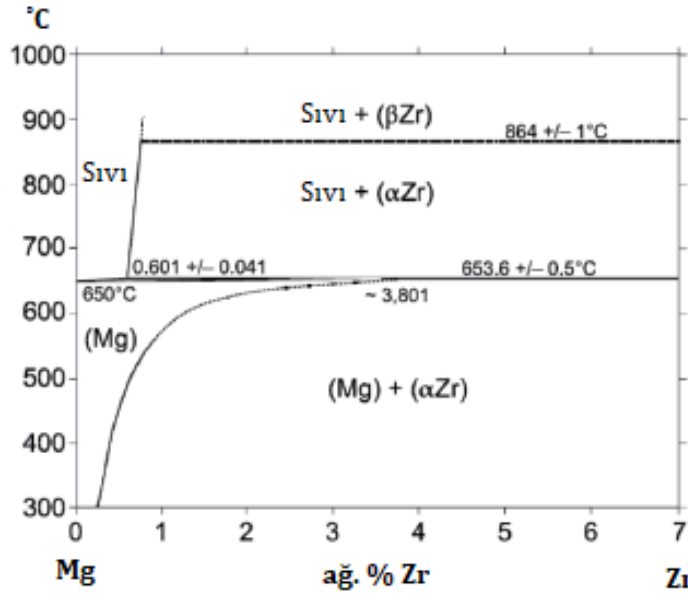
Mg-Sr döküm alaşımları dendritik yapı oluşturur, α -Mg ve dendritik kollar boyunca çöken $Mg_{17}Sr_2$ intermetalik fazdan oluşur. Sr konsantrasyonunun artması dispersiyon sertleşmesi meydana getirir ve mekanik özellikleri iyileştirir. Sr'nin ayrıca tane inceltme yeteneği vardır. %3'ün üzerinde Sr ilavesi, daha iri $Mg_{17}Sr_2$ çökeltilerinin oluşması nedeniyle mekanik özellikleri olumsuz etkiler. Haddelenmiş Mg-2Sr alaşımının 213 MPa çekme dayanımı ve %3.2 uzama ile iyi mekanik özelliklere sahip olduğu raporlanmıştır. Mg alaşımlarında Sr ilavesi kemik erimesini azaltır ve kemik oluşumunda olumlu etkiye sahiptir [17].



Şekil 2.6. Mg-Sr ikili denge diyagramı [22].

2.1.8. Magnezyum-Zirkonyum (Mg-Zr) Alaşımları

Zr'nin Mg içerisindeki çözünürlüğü ağırlıkça %3.8'dir. Mg alaşımına Zr eklenmesi tane incelmesini sağlar. Zr'nin 2128 K olan yüksek ergime noktası nedeniyle Mg-Zr alaşımlarının döküm yoluyla üretilmesi zordur. Mg-1Zr-2Sr alaşımının yaklaşık 230 MPa basma dayanımı ve yaklaşık %31 basma gerilmesine sahip olduğu raporlanmıştır. Mg-1Zr-2Sr alaşımına ağırlıkça %3 RE elementi olan neodimiyum (Nd) ilavesi ile 250 MPa basma dayanımı ve %32 basma gerilmesi elde edilmiştir. Nd ilavesi $Mg_{17}Sr_2$ ile birlikte $MgHo_3$ ve Mg_2Ho gibi intermetalik fazları oluşturmuştur. Mg-1Zr-1Ca döküm alaşımı yaklaşık 175 MPa basma mukavemetine sahipken sıcak haddelemeden sonra yaklaşık 300 MPa basma mukavemetine sahip olmuştur. Zr, düşük toksik etkiye ve iyi biyouyumluluğa sahiptir [17].



Şekil 2.7. Mg-Zr ikili denge diyagramı [21].

2.1.9. Magnezyum Alaşımlarının Mekanik Özellikleri

Alaşımların mikroyapılarını değiştirmek, mekanik özelliklerini iyileştirmenin en etkili yollarından biridir. Alaşımların mikroyapılarını değiştirmek için alaşım elementlerinin eklenmesi, safsızlıkların giderilmesi, ısıl işlem uygulanması veya farklı üretim yöntemlerinin kullanılması gibi işlemler uygulanabilir. Magnezyum alaşımlarının mekanik özelliklerini iyileştirmek için bu işlemlerin hepsi uygundur. Magnezyuma eklenecek alaşım elementleri yüksek sıcaklıkta magnezyum içinde yeterli çözünürlük göstermelidir, çözünürlük sıcaklıkla birlikte azalır, böylece aşırı doymuş çözümlerden çökelme yoluyla yaşlanma sertleşmesi meydana gelir [23].

Ticari döküm magnezyum alaşımları esas olarak Mg-Al ve Mg-RE bazlı alaşımlar olarak sınıflandırılır. Mg-Al alaşımları esas olarak AZ91, AM50 ve AM60 alaşımlarını, Mg-RE bazlı alaşımlar ise WE43 ve WE54 alaşımlarını içerir. AM60 alaşımının çökelme sertleşmesi nispeten zayıf olduğu için genellikle yüksek soğutma hızına sahip olan yüksek basınçlı döküm yöntemi ile üretilir. WE43 ve WE54 alaşımları düşük soğutma hızına sahip olan kum döküm yöntemi ile üretilebilir ve daha sonra mekanik özellikleri çözelti ve yaşlandırma işlemleriyle iyileştirilebilir. Ayrıca, Mg-Al ve Mg-RE bazlı alaşımları üretmek için düşük basınçlı döküm ve kalıcı kalıp yerçekimi dökümü yöntemleri de kullanılabilir. AZ91D, AM60B ve AM50A gibi ticari magnezyum alaşımlarının ortam sıcaklığında iyi mekanik ve fiziksel özellikler gösterdiği ve korozyon dirençlerinin iyi olduğu kabul edilir [24,25].

Tablo 2.6. Magnezyum döküm alaşımlarının oda sıcaklığında mekanik özellikleri [26].

Alaşım	Kompozisyon (ağ%)	Test Koşulu	Max. Çekme Dayanımı (MPa)	Akma Dayanımı (MPa)	% Uzama
AZ91	Mg-8.7Al-0.7Zn-0.1Mn	T6	200	120	2
ZK61	Mg-6Zn-0.7Zr	T6	310	195	10
ZC63	Mg-6Zn-2.7Cu-0.3Mn	T6	210	125	4
ZA85	Mg-7.7Zn-4.9Al-0.3Mn	T6	195	138	2
QE22	Mg-2.5Ag-2.1Di-0.7Zr	T6	260	195	3
WE54	Mg-5.2Y-3RE-0.7Zr	T6	280	205	4
WE43	Mg-4Y-3.4RE-0.7Zr	T6	250	180	7
MEZ	Mg-2.5RE-0.5Zn	T6	108	76	2
NEZ	Mg-3Nd-0.5Zn	T6	165	114	2
EV31	Mg-3Nd-2Gd-0.6Zn-0.5Zr	T6	292	178	7
VZ61	Mg-6Gd-1Zn-0.6Zr	T6	220	127	12
XZE111	Mg-1Ca-1Zn-1Nd-0.6Zr	T6	227	153	7
VW114	Mg-11.3Gd-3.8Y-0.7Zr	T6	330	300	2
VWZ1142	Mg-11.1Gd-4.1Y-1.7Zn-0.5Zr	T6	361	231	4
VE112	Mg-11Gd-2Nd-0.5Zr	T6	350	230	2
VQ182	Mg-18.2Gd-1.9Ag-0.3Zr	T6	414	293	2
VW102	Mg-10Gd-2Y-0.5Zr	T6	362	239	5

AZ91 ve AM60 alaşımlı uygulamaların kısıtlı olduğu bilinmektedir. Bu alaşımlar 120 °C'nin üzerinde sıcaklığa maruz kalan parçaların üretimi için uygun değildir. Ayrıca AZ91 ve AM60 alaşımlarının mukavemeti ve sünekliği önemli parçaların ihtiyacını aynı anda karşılayamayabilir. AZ91 alaşımının mukavemeti kısmen yüksektir fakat yüksek Al içeriğinden dolayı sünekliği o kadar iyi değildir. AM60 alaşımının sünekliği iyidir fakat mukavemeti nispeten zayıftır. Tablo 2.7 ve Tablo 2.8'de AZ91 ve AM60 alaşımlarına ilave edilen bazı alaşım elementlerinin oda sıcaklığındaki mekanik özellikleri gösterilmiştir. AZ91 alaşımına eklenen Ce, Nd, Y, Bi ve Sb elementlerinin, AZ91 alaşımının çekme dayanımının geliştirilmesinde etkili olduğu görülmektedir. Y(itriyum) ilavesi ile AZ91D alaşımının 270 MPa çekme mukavemeti ve

% 11 uzama ile daha iyi mekanik özelliklere sahip olduğu görülmektedir. AM60 alaşımına ilave edilen Ti, Nd, Sn ve Ce elementleri mekanik özellikleri iyileştirmede etkili olmuştur. AM60-0.2Ti alaşımında 280 MPa çekme mukavemeti ve %11 uzama elde edilmiştir. Yang ve arkadaşları AZ91D alaşımının yorulma mukavemetinin Ce ilavesi ile 20 MPa ve Nd ilavesiyle 10 MPa arttırılabileceğini raporlamışlardır [24].

Tablo 2.7. AZ91 alaşımına çeşitli ilavelerle elde edilen mekanik özellikler [24,27-30].

Kompozisyon (ağ%)	Döküm Yöntemi	Max. Çekme Dayanımı (MPa)	Akma Dayanımı (MPa)	% Uzama
AZ91 + 1.0Ce	Yüksek Basınçlı Döküm	248	158	6.8
AZ91 + 2.0Ce	Yüksek Basınçlı Döküm	227	144	6.1
AZ91 + 1.0Nd	Yüksek Basınçlı Döküm	258	164	5.6
AZ91 + 1.5Nd	Yüksek Basınçlı Döküm	241	154	5.0
AZ91 + 0.5Y	Yüksek Basınçlı Döküm	270	162	10.0
AZ91 + 0.8Y	Yüksek Basınçlı Döküm	272	161	11.0
AZ91 + 0.32B	Yerçekimi Döküm	226	110	4.8
AZ91 + 0.04B	Yerçekimi Döküm	229	113	4.9
AZ91 + 1.0Bi	Yerçekimi Döküm	250	166	4.6
AZ91 + 0.4Sb	Yerçekimi Döküm	264	177	4.5
AZ91 + 1.0Bi + 0.4Sb	Yerçekimi Döküm	269	178	3.3
AZ91 + 0.8Pr	Yüksek Basınçlı Döküm	228	137	6.8
AZ91 + 1.2Pr	Yüksek Basınçlı Döküm	222	128	6.2
AZ91 + 1.0Ca + 0.5Sr	Yüksek Basınçlı Döküm	250	-	3.5
AZ91 + 0.5Ti	Yerçekimi Döküm	170	140	4.0
AZ91 + 1.0Y + 1.0Ca	Yüksek Basınçlı Döküm	232	168	3.7
AZ91 + 1.0Y + 1.5Ca	Yüksek Basınçlı Döküm	241	183	3.2
AZ91 + 0.2Si + 0.2Sb	Yüksek Basınçlı Döküm	231	135	5.8
AZ91 + 0.5Si + 0.2Sb	Yüksek Basınçlı Döküm	224	126	3.7

Tablo 2.8. AM60 alaşımına çeşitli ilavelerle elde edilen mekanik özellikler [24,31-33].

Kompozisyon (ağ%)	Döküm Yöntemi	Max. Çekme Dayanımı (MPa)	Akma Dayanımı (MPa)	% Uzama
AM60 + 0.2Ti	Yerçekimi Döküm	284	-	11.2
AM60 + 0.4Ti	Yerçekimi Döküm	276	-	9.8
AM60 + 0.5Sn	Sıkıştırılmalı Döküm	182	-	10.0
AM60 + 4.0Sn	Sıkıştırılmalı Döküm	212	-	8.1
AM60 + 1.0Sn + 0.3Ti	Sıkıştırılmalı Döküm	190	115	9.3
AM60+1.0Sn+0.3Ti+0.5Ag	Sıkıştırılmalı Döküm	250	123	9.0
AM60+1.0Sn+0.3Ti+1.0Ag	Sıkıştırılmalı Döküm	265	128	8.8
AM60 + 1.8Si + 0.32Ca	Yerçekimi Döküm	182	-	8.5
AM60 + 0.9Y	Yerçekimi Döküm	192	62	12.6
AM60 + 0.9Nd	Yerçekimi Döküm	230	127	14.0
AM60 + 0.15B	Yerçekimi Döküm	160	-	5.7
AM60 + 1.6RE	Yerçekimi Döküm	170	-	6.2
AM60 + 0.15B + 1.6RE	Yerçekimi Döküm	185	-	6.0

WE43 alaşımı Mg-ağ % 3.7-4.3 Y- ağ% 2.4-4.4 RE ve ağ% 0.4-1.0 Zr bileşim aralığına sahiptir. RE elementleri Nd ve Yb, Er, Dy ve Gd ağır nadir toprak elementlerini içerir. Ağır nadir toprak elementlerinin dünyadaki rezervleri sınırlı olduğundan WE43 alaşımlarında ilave olarak genelde Y, Nd ve Zr elementleri kullanılır. Ayrıca WE43 alaşımının mekanik özelliklerini iyileştirmek amacıyla Zn elementi kullanılır. Tablo 2.8'de Zn ve Gd ilaveli WE43 alaşımlarının mekanik özellikleri gösterilmiştir. WE43 alaşımına ağırlıkça %0.2 Zn ilavesi ve çözelti ısıl işlemi ve yapay yaşlandırma işlemi (T6) sonrası çekme dayanımının 345 MPa ve akma dayanımının 196 MPa olduğu görülmektedir. Elde edilen değerler WE43 alaşımının 250 MPa olan çekme dayanımından ve 162 MPa olan akma dayanımından oldukça yüksektir [24,34-36].

Tablo 2.9. WE43 alaşımına Zn ve/veya Gd ilaveleriyle elde edilen mekanik özellikler [24,34-36].

Kompozisyon (ağ%)	Deney Koşulları	Max. Çekme Dayanımı (MPa)	Akma Dayanımı (MPa)	% Uzama
Mg-4.0Y-2.4Nd-0.2Zn-0.4Zr	Yerçekimi Döküm T6	345	196	7.3
Mg-4.0Y-2.0Nd-1Gd-0.4Zr	Yerçekimi Döküm T6	330	265	6.5
Mg-4.2Y-2.5Nd-1Gd-0.6Zr	Yerçekimi Döküm T6	284	222	2.4
Mg-4.2Y-2.5Nd-1Gd-0.2Zn-0.6Zr	Yerçekimi Döküm T6	298	240	4.6
Mg-4.0Y-2.8Nd-0.2Zn-0.4Zr	Yerçekimi Döküm	205±8	162±7	5.0±0.4
	Yerçekimi Döküm T6	304±8	225±5	6.4±0.3

Yeni tip magnezyum alaşımlarının araştırılması ve geliştirilmesinde düşük döküm maliyeti ve yüksek mukavemetli döküm magnezyum alaşımlarına odaklanılmaktadır. Mg-Al, Mg-Zn ve Mg-Sn alaşımları üzerinde RE ilavesi olmadan veya düşük oranda ilave edilerek çalışılmaktadır. Düşük maliyetli magnezyum alaşımları olarak düşük Ce ve Y ilaveli Mg-Al-Zn bazlı yüksek basınçlı döküm alaşımları ve düşük Sn, Sr, Cu ilaveli Mg-Zn-Al/Ca bazlı yerçekimi döküm alaşımlarına odaklanılmaktadır. Yeni yüksek mukavemetli magnezyum alaşımları Mg-Gd ve Mg-Nd bazlı alaşımları içerir. Mg-Gd bazlı alaşımlar genellikle Mg-Gd-Y, Mg-Gd-Sm, Mg-Gd-Nd, Mg-Gd-Y/Dy-Zn ve Mg-Gd-Ag alaşımlarıdır. Mg-Gd bazlı alaşımların çekme mukavemetleri Mg-Nd bazlı alaşımlara göre nispeten daha yüksektir. Mg-10Gd-3Y/2Y-Zr alaşımları yerçekimi döküm ile üretilmiş ve çözelti ısıl işlemi ve yapay yaşlandırma işlemi (T6) görmüş alaşım yaklaşık 360 MPa çekme dayanımına, yaklaşık 240 MPa akma dayanımına ve %4'ten fazla uzamaya sahiptir. Mg-Gd esaslı alaşımlara Zn eklendiğinde alaşımların mekanik özellikleri daha da iyileşmiştir. Yerçekimi döküm ile üretilmiş ve çözelti ısıl işlemi ve yapay yaşlandırma işlemi (T6) görmüş Mg-3.2Gd-0.5Zn-0.2Zr alaşımı, 405 MPa çekme dayanımına, 278 MPa akma

dayanımına sahip olup Mg-Gd-Y bazlı alaşımlardan nispeten yüksek mukavemet gösterir [24, 37-39].

2.1.10. Magnezyum Alaşımlarının Korozyonu

Magnezyumun açık ortamdaki ilk korozyon deneyini 1831 yılında Bussey gerçekleştirdi ve magnezyumun nemli havada hidroksitle kaplandığını, kuru havadan ise etkilenmediğini belirtti. Beetz, 1866 yılında magnezyumun sulu ortamdaki korozyon davranışı üzerine yaptığı çalışmada, magnezyumun anodik polarizasyon sırasında hidrojen evrimi sergilediğini bildirdi [40,41].

Magnezyumun biyolojik olarak parçalanabilme özelliği ile ilgili ilk korozyon çalışması insan damarlarında ligatür olarak magnezyum telleri kullanan Huse tarafından yapıldı. Bununla birlikte birçok cerrah tarafından magnezyumun hızlı korozyonu ve buna bağlı olarak hidrojen salınımı olduğu raporlandı [41].

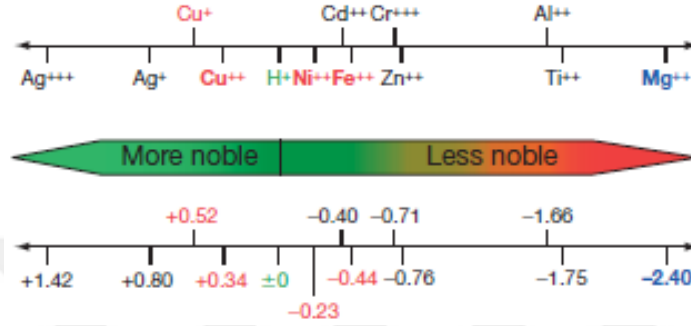
Pistor ve Moschel tarafından 1908 yılında tanıtılan ilk magnezyum alaşımı, %90 Mg, %9 Al ve % 1 diğer elementleri içeriyordu. Bu magnezyum alaşımının korozyon direncinin düşük olduğu belirtildi. Daha sonra magnezyum alaşımlarının korozyonu üzerine en önemli çalışmalardan bazılarını Boyer gerçekleştirdi. Boyer, safsızlıkların magnezyumun korozyonu üzerindeki etkisini inceleyerek safsızlıkların uzaklaştırılması gerektiğini belirtti [41].

Yakın geçmişte, magnezyum ve alaşımlarının mühendislik endüstrisinde kullanılan diğer metal ve alaşımlara göre zayıf bir korozyon direncine sahip olduğu düşünülüyordu. Bu düşünce, zayıf alaşım tasarımı, bileşimin yanlış tasarımı ve uygulama için seçilen yanlış veya yetersiz yüzey koruması gibi nedenlere dayanıyordu. Ancak günümüzdeki geliştirilmiş magnezyum alaşımları bazı karbon çelikleri ve bakır içeren yüksek mukavemetli alüminyum alaşımlarına benzer veya daha iyi korozyon özellikleri göstermektedir. Günümüzde doğru alaşım seçimi ve yüzey koruması sayesinde endüstride birçok uygulama alanı bulmaktadır [42,43].

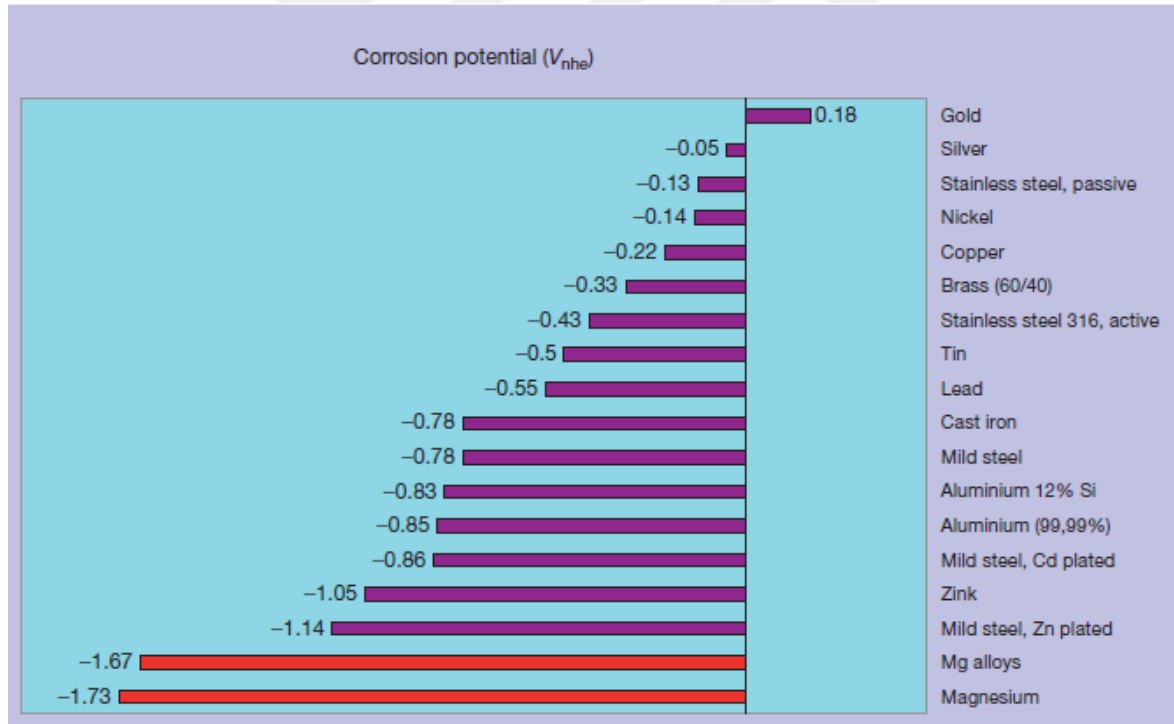
Magnezyum alaşımlarının çeşitli ortamlardaki korozyonu iyi kontrol edilebilirken, galvanik korozyon ve korozyon yorgunluğu metal bileşenlerin hasarına neden olabilir. Çukur korozyonu, çatlak korozyonu ve ipliksi korozyon da hasara neden olabilen diğer korozyon çeşitlerindedir [43].

Magnezyum oksijen ve su ile tepkimeye girerek kararlı hale dönme eğilimindedir. Magnezyum, -2.37 V standart elektrot potansiyeline sahip olup elektromotor kuvvet serisindeki en aktif elementtir. Nötr klorür çözeltisindeki serbest korozyon potansiyeli yaklaşık -1.7 V olup galvanik serinin en aktif tarafındadır. Magnezyumun hava ve su ile korozyona girmesi sonucu yüzeyde korozyon ürünleri oluşur. Normal atmosferde magnezyum alaşımlarındaki korozyon seviyesi düşükken havanın bağıl nemi arttıkça genelde korozyon seviyesi artar. Magnezyum,

düşük ortam neminde havadaki oksijenle reaksiyona girerek malzeme yüzeyinde ince bir pasif tabaka halinde MgO oluşturur. Bağıl nemin %93'ten fazla olduğu daha nemli koşullarda havadaki CO₂ ile reaksiyonu sonucu daha sonra MgCO₃ (magnezyum karbonat)'a dönüşen Mg(OH)₂ (magnezyum hidroksit) yüzey tabakası oluşur. Deniz ve endüstriyel ortamlarda bulunan klorürler, nitratlar ve sülfatlar bu koruyucu tabakayı tahrip ederek korozyona neden olabilir [43].

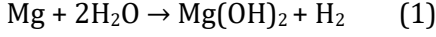


Şekil 2.8. Elektromotor kuvvet serisi (EMF serisi) [43].

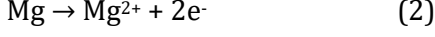


Şekil 2.9. Metalik malzemelerin nötr sodyum klorür çözeltisindeki serbest korozyon potansiyelleri [43].

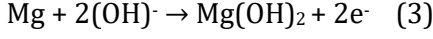
Magnezyumun sulu çözeltilerdeki pH ve sıcaklığa bağlı olan korozyon süreci aşağıdaki gibidir :



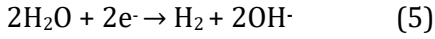
Magnezyumun çözünmesi kısmi anodik reaksiyondur.



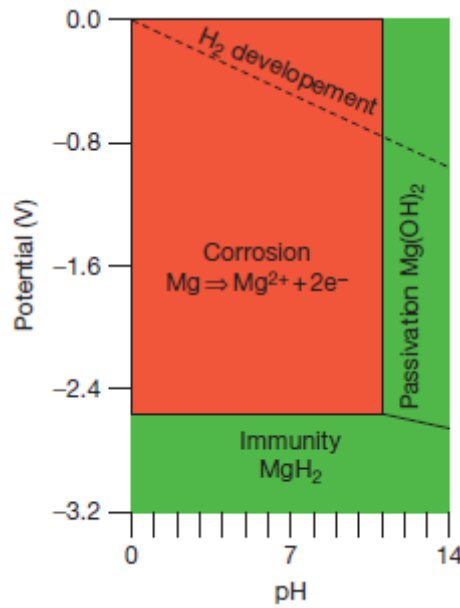
ve/veya



Hidrojen evrimi kısmi katodik reaksiyondur.



Magnezyum iyonlarının korozyon hızı Ni, Fe, Cu gibi ağır metal iyonları içeren sulu klorür çözeltilerinde genellikle yüksektir. Bu metal iyonları anodik magnezyum yüzeyinde birikir ve çok aktif katotlar olarak hareket ederek magnezyumun galvanik etki ile hızlı bir şekilde çözünmesine neden olur. Magnezyum pH'ın 11'den yüksek olduğu çözeltilerde kararlı olduğundan kararlı $\text{Mg}(\text{OH})_2$ tabakası sayesinde alkali çözeltilerde korozyona uğramaz. HF ve H_2CrO_4 dışındaki tüm asitlerin magnezyumu çözme eğilimi yüksektir. Magnezyum alaşımlarını korozyondan temizlemek için genellikle sulu kromik asit çözeltisi kullanılır. Magnezyum alaşımlarının gazların kuru olması halinde gazlara karşı direnci çok iyidir. Çok düşük miktarda nem bile asit oluşumuna neden olarak güçlü hasara yol açabilir. Magnezyum alaşımlarının topraklardaki korozyon durumu topraktaki pH değerine bağlı olup tuzlu asidik ortamlarda korozyon oranı daha yüksektir [43].



Şekil 2.10. Mg-H₂O sistemi için potansiyel pH diyagramı (Pourbaix Diyagramı) [43].

Bir ortamda çift olarak kullanılacak magnezyum (anotlar) ile ikinci metaller (katotlar) uyumluluğu çiftin potansiyel farkı ve polarizasyon direnci ile belirlenir. Potansiyel farklar mümkün olduğu kadar düşük, polarizasyon dirençleri ise yüksek olmalıdır. Magnezyum ile düşük potansiyel farkı nedeniyle 5XXX ve 6XXX serisi alüminyum alaşımları magnezyum ile en uyumlu malzemelerdir. Büyük potansiyel farkına rağmen 80Sn/20Zn alaşımlı kaplamalar yüksek polarizasyon direnci nedeniyle kabul edilebilir. Çeliklerin ve bakır içeren nikel ve alüminyum alaşımlarının magnezyum alaşımlarıyla doğrudan çift olarak kullanılması kesinlikle kabul edilemez. Çeliklerin magnezyum alaşımlarıyla çift yapması için çinko kaplama ile birlikte 15 µm kataforez boyama yardımcı olacaktır [43].

Magnezyum alaşımlarının zayıf korozyon direnci genel olarak endüstriyel uygulamalarda yaygın kullanım için sınırlayıcı bir faktör olsa da biyolojik olarak parçalanabilen biyomedikal implantlarda uygulama alanı bulmasının bir sebebidir. İyileşme süreci boyunca vücut içerisinde kalması gereken kardiyovasküler stentler veya geçici ortopedik armatürler bu tür uygulamalara örnek olarak verilebilir. Vücut sıvısındaki korozyon nedeniyle geçici malzemenin vücut içerisinden çıkartılması için ikinci bir operasyon gerekmez. Ayrıca vücut içerisindeki işlevini tamamlayan bir implant, vücut içerisinde uzun süre kaldığında olumsuz etkilere neden olabilir. Biyomedikal uygulamalarda magnezyum alaşımlarının kullanımı ile ilgili ilk çalışmalar, magnezyum alaşımlarının korozyonu üzerine yapılan çalışmaların sınırlı olması nedeniyle yüksek başarı elde edilemedi. Daha sonra yapılan çalışmalarla magnezyum teknolojisinde önemli gelişmeler elde edildi ve magnezyum bazlı implantlara yönelik ilgi arttı. Sulu çözeltilerde kolay korozyona uğrayan ve toksik olmadığı kabul edilen herhangi bir metal bu uygulamalar için potansiyele sahip olsa da çalışmaların büyük çoğunluğu magnezyum alaşımları üzerinde gerçekleştirildi [41].

İnsan vücudunun korozyon ortamı, Ca^{+2} , PO_4^{-3} ve HCO_3^- gibi az miktarda inorganik türlerle birlikte 0.14 M (molar) NaCl çözeltisi içerir. Klorür iyonları korozyonu hızlandırırken, karbonatlar ve fosfatlar koruyucu korozyon ürünü katmanların oluşumuna neden olabilir. Korozyon reaksiyonları, 37 °C olan vücut sıcaklığında oda sıcaklığına kıyasla daha hızlı olabilir ancak sıcaklığın Ca-fosfatların vücut sıvılarından çökmesi üzerinde de etkisi vardır. Simüle edilmiş biyolojik çözeltilerde magnezyum alaşımlarının korozyon süreci karmaşıktır. Sıcaklık, pH, gaz atmosferi, organik iyonlar, proteinler, aminoasitler ve hücreler gibi parametreler göz önünde bulundurulmalıdır. Bu parametrelerin birbirine bağımlı olması mekanizmaların belirlenmesinde karmaşıklık yaratır. Magnezyum alaşımlarının in vivo ve in vitro bozunmalarının karşılaştırılması üzerinde yapılan çalışmalar sınırlıdır. Araştırmalar sonucu in vivo korozyon hızlarının in vitro korozyon hızlarından daha düşük değer aralığı gösterdiği gözlemlenmiştir [41].

Biyobozunur implantlar için alaşım geliştirilmesinde, korozyon davranışının ve mekanik özelliklerin uygun olması, biyouyumluluğun iyi olması ve mümkünse biyoaktivitenin dikkate alınması gerekir. Biyobozunur implantlar için Y, Zr ve RE içeren magnezyum alaşımları ile Mg-Ca ve Mg-Ca-Zn alaşımları ilgi çekmektedir. Magnezyum alaşımlarının mikroyapısı korozyon davranışı ve mekanik özellikler için önemli rol oynamaktadır. İyi korozyon davranışı ve iyi mekanik özellikleri sağlamak amacıyla çeşitli çalışmalar yapılmıştır. Yapılan çalışmalar sonucu düşük alaşımlı, yüksek mukavemetli ve yüksek saflığa sahip, yavaş bozunma ile birlikte tane boyutu inceltme nedeniyle yüksek mukavemet ve yüksek süneklik gösteren Mg-Zn-Ca alaşımı geliştirilmiştir [41].

2.1.11. Magnezyum Alaşımlarının Uygulama Alanları

2.1.11.1. Havacılık

Magnezyum alaşımlarının kullanımı, havacılık endüstrisinde önemli bir role sahiptir. Magnezyum alaşımları, I. Dünya Savaşı ve II. Dünya Savaşı sırasında Alman uçaklarında kullanıldı. Birleşik Devletler Hava Kuvvetleri'nin uzun menzilli bombardıman uçakları B-36 ve B-52 büyük miktarda sac, döküm, dövme ve ekstrüzyon magnezyum alaşımları içeriyordu [44,45].

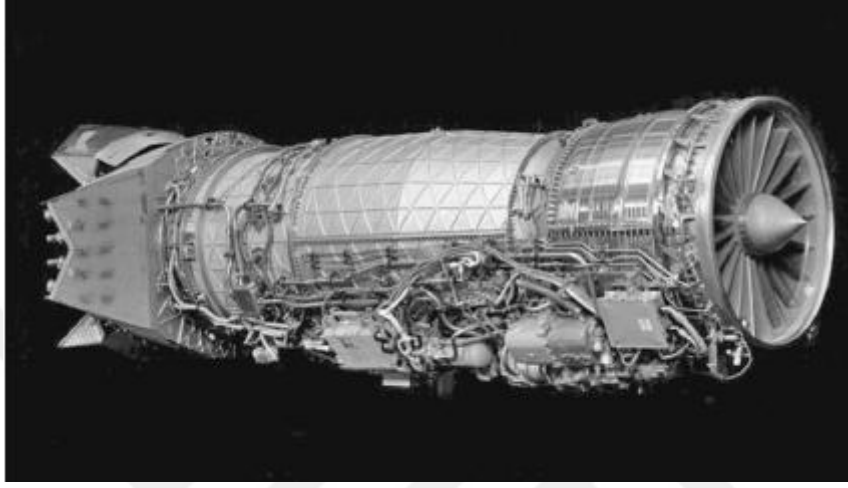


Şekil 2.11. 1950'lerde B-36 montaj hattı (magnezyum levhalar koyu renkte görünüyor) [45].

Boeing 727 uçakları ön ve arka kenar kanatları, kontrol yüzeyleri, aktüatörler, kapı çerçeveleri, motor dişli kutuları, tekerlekler, elektrik üretim bileşenleri ve birincil olmayan yapısal parçalar dahil olmak üzere birçok magnezyum parça içeriyordu. Ayrıca Sovyet havacılık endüstrisinde TU-95MS ve TU-134 uçaklarında yoğun olarak çeşitli magnezyum bileşenleri

kullanıldı [44,45]. Magnezyum alaşımlarının havacılık endüstrisinde kullanıldığı bazı uygulamalar :

- Sikorsky UH-60 (Black Hawk) ana şanzımanında ZE41 alaşımı,
- Sikorsky S92 ana şanzımanında WE43A alaşımı,
- Pratt & Whitney F119 yardımcı muhafazasında WE43 alaşımı,
- Pratt & Whitney Canada PW305 turbofanında ZE41 alaşımı [45].



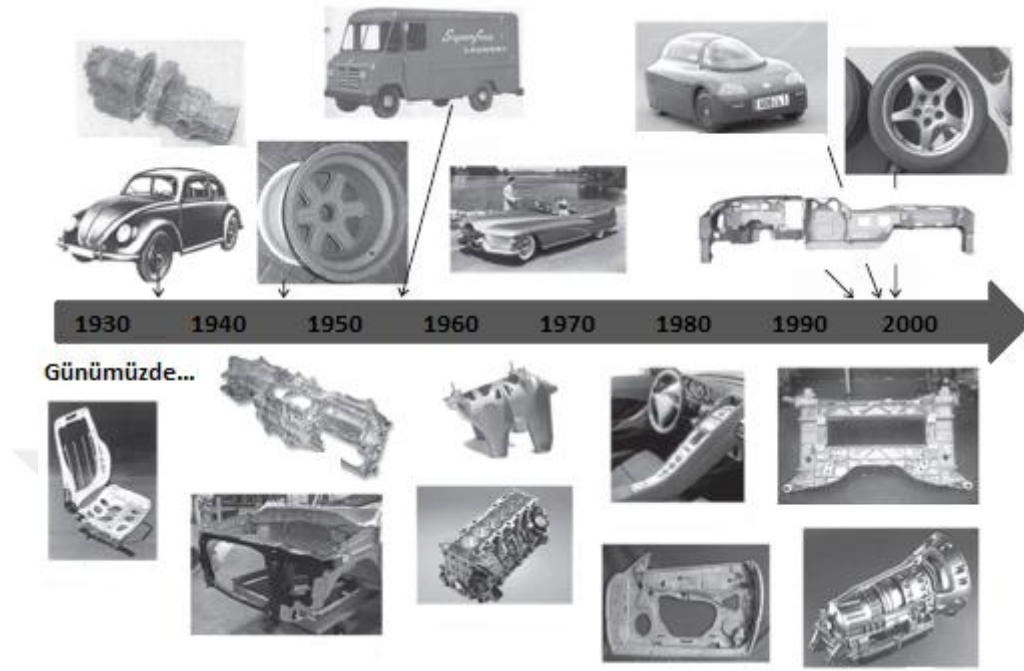
Şekil 2.12. WE43 alaşımı Pratt & Whitney F119 yardımcı muhafazası [45].

Yangın durumunda magnezyum parçalardaki tehlikeler ve Uluslararası Hava Taşımacılığı Birliği (IATA) tarafından bildirilen korozyon sorunları nedeniyle havacılık sektöründeki magnezyum uygulamaları azalmış ve yapısal olmayan parçalarla sınırlanmıştır. Daha sonra Avrupa'da geniş çaplı bir araştırma programı olan Magnesium for Aerospace Applications (FP6 AEROMAG) yeni magnezyum alaşımları ve havacılık uygulamaları için üretim süreçleri geliştirmek üzere endüstri ile birlikte çalışmalar yapmaya başladı. Dünya çapındaki bu çalışmalarla, magnezyumun gelecekteki havacılık endüstrisinde önemli bir yapısal malzeme olması bekleniyor [45].

2.1.11.2. Otomotiv

Magnezyum alaşımları, hafiflikleri ve üstün mekanik mukavemetleri (ağırlık/kuvvet oranı) nedeniyle otomotiv endüstrisinde geniş bir uygulama alanına sahiptir. Otomotiv endüstrisi, tüm magnezyum alaşımlarının %90'ını tüketir. Otomobillerde yakıt tüketimi büyük oranda otomobil ağırlığından kaynaklanır. Otomobillerin ağırlığının azalmasıyla birlikte yakıt tüketimi ve dolayısıyla CO₂ emisyonu azalır. Şase elemanları, gösterge paneli, direksiyon simidi, direksiyon askı kirişi, koltuk çerçevesi, iç kapı çerçevesi, silindir kapağı, debriyaj muhafazaları, fren ve gaz pedalları, alt krank kutuları, emme manifoldları, şanzıman kasası, ayna yuvaları ve

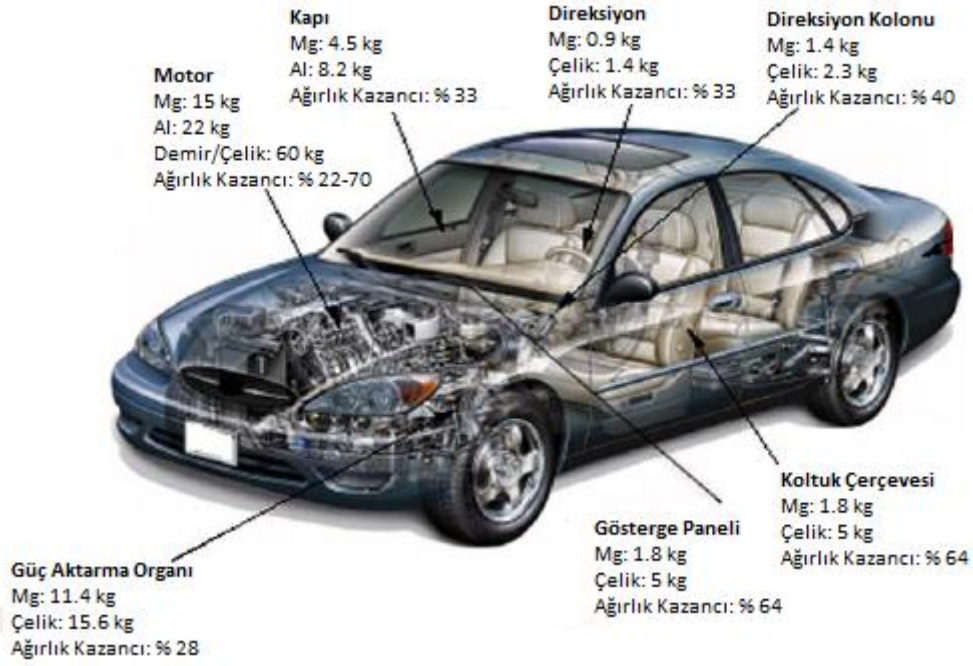
jantlar otomobillerde magnezyum alaşımlarının kullanıldığı parçalara örnek verilebilir [44,46,47].



Şekil 2.13. Geçmişte ve günümüzde otomotiv endüstrisinde kullanılan magnezyum alaşımlı parçalara örnekler [45].

Şanzıman gövdeleri ve motor blokları için daha yüksek sıcaklıklara dayanıklı magnezyum alaşımları geliştirilmektedir. BMW, dünyanın en hafif 3.0 litre sıralı altı silindirli benzinli motoru olan R6'yı kompozit magnezyum-alüminyum alaşımından üretmiştir. Şirketin, motor üretimi için magnezyum alaşımı kullanmasının en büyük avantajı ağırlık kazancıdır. Şirketin hedefi, yakıt tüketimi ve CO₂ emisyonlarını düşürmekle birlikte daha yüksek güç çıkışı ve daha yüksek tork kapasitesine sahip bir motor üretmektir. BMW, bu hedefi doğrultusunda 1990'dan 2007'ye kadar otomobillerinin yakıt tüketimini %30 azalttı. Üretilen 161 kg ağırlıktaki magnezyum-alüminyum alaşımlı motor geleneksel bir alüminyum motordan %24 daha hafif olmakla beraber güç performansını ve yakıt verimliliğini de artırdı.

Mercedes-Benz, magnezyum alaşımı kullanarak ağırlık artışı olmadan 7G-Tronic yedi vitesli otomatik şanzıman geliştirdi. Ayrıca Audi, V8 Quattro modelinde magnezyum alaşımı kullanarak diğer Audi sekiz silindir motorlara göre 5 kg ağırlık kazancı sağladı. Şekil 2.14'te otomotiv parçalarında alternatif malzemeler yerine magnezyum alaşımlarının kullanılması sonucu %22 ile %70 arasında ağırlık kazancı sağlanabildiği görülmektedir [46].



Şekil 2.14. Magnezyum alaşımından üretilmiş otomotiv parçaları ve ağırlık kazancı [46].

Ford, ön uç destek tertibatlarında kullandığı çelik, ekstrüde alüminyum ve kompozit malzemeleri basınçlı dökümle üretilen AM60 magnezyum alaşımıyla değiştirdi. AM50 ve AM20 magnezyum alaşımları, otomotiv koltuk yapılarında kullanıldı. Yüksek süneklığe sahip AM20 ve AM50 ile korozyona dayanıklı AZ91D ve AZ91E alaşımlarının geliştirilmesi son yılların önemli çalışmalarındandır. Bu döküm alaşımları parçaların kalitesini artırır ve işlem kolaylığı sağlar. Magnezyum alaşımlarının işlenmesindeki gelişmeler, magnezyum alaşımlarının otomotiv endüstrisinde kullanılma potansiyelini artırmıştır. Magnezyum alaşımlarının otomotiv endüstrisindeki kullanımının daha çok yaygınlaşması için magnezyum alaşımlarının şekillendirilme süreçleri konusunda ek çalışmalara ihtiyaç vardır [46].

2.1.11.3. Elektronik

Magnezyum, hafif ve dayanıklı olması ayrıca tasarım zorluklarını karşılaması sebebiyle günlük olarak kullanılan elektronik ürünlerde kullanıma elverişlidir. Ses ve video oynatıcıları, cep telefonları, dijital kameralar, dizüstü bilgisayarlar ve radar dedektörleri magnezyumun elektronik endüstrisindeki uygulama alanlarına örnek olarak verilebilir [45].



Şekil 2.15. a) Magnezyum alaşımlı dijital kamera kasası, b) AZ91D magnezyum alaşımlı cep telefonu çerçeveleri, c) Magnezyum alaşımlı dizüstü bilgisayar kasası, d)Magnezyum alaşımlı ses/video oynatıcı [45].

2.1.11.4. Savunma Sanayii

Magnezyum alaşımları, savunma sanayisindeki uygulamalarda en büyük beklentilerden olan hafiflik özelliğine sahip olduğundan bu alanda da geniş bir uygulama alanına sahiptir. Örneğin, engebeli arazi şartlarında hareket performansının yüksek olması için zırhlı araçlarda olması gereken özelliklerden biri hafifliktir. Bu beklenti zırhlı araçlarda magnezyum alaşımlarının kullanılmasıyla sağlanabilir. Savunma sanayinde, daha çok döküm ve dövme magnezyum alaşımları tercih edilmektedir. Döküm parçaların üretimine en çok kullanılan döküm yöntemi basınçlı dökümdür. Bu nedenle daha çok basınçlı döküm yöntemine uygun magnezyum alaşımları tercih edilir.

Korozyona karşı dayanıklı ve daha uzun ömürlü magnezyum alaşımlı parçalar üretmek için kaplamaya gerek duyulmaktadır. Ayrıca daha dayanıklı magnezyum alaşımları üretebilmek katı çözelti ve çökeltme sertleştirilmesi gibi yöntemlere başvurulur. Bu iyileşme AZ31, ZK60 ve nadir toprak elementleri içeren alaşımlarda görülmektedir. AZ61 ve AZ91 magnezyum alaşımları, AZ31'e göre daha yüksek alüminyum içerdiğinden korozyona daha dayanıklıdır. AZ31 magnezyum alaşımının savunma sanayinde kullanıma uygun olması için korozyon

direnciyle artırmakla birlikte mekanik ve balistik özelliklerini de iyileştirmek gerekir. AMX602 ve ZAXE1711 alaşımları bu iyileştirmelerin sağlandığı alaşımlara örnek olarak gösterilebilir.

Ateşli silahlar, roketler ve füzeler, personel ekipmanları, kara ve hava araçları savunma sanayinde magnezyum alaşımlarının kullanıldığı malzemelerdir [48].



Şekil 2.16. a) Magnezyum alaşımlı tüfek gövdesi, b) Magnezyum alaşımlı tabanca gövdesi, c) Magnezyumdan imal edilen Falcon GAR-1 füzesi, ç) Magnezyum alaşımlı kask prototipi, d) Magnezyum alaşımlı kola giyilebilen led ekranlar, e) Magnezyum alaşımlı R-6 helikopteri, f) Atak Helikopteri'nin magnezyum alaşımlı dişli kutusu üst gövdesi, g) Magnezyum alaşımlı Husky M-116 taşıyıcı, kargo, çıkarma aracı, ğ) HMMWV askeri araçlarındaki magnezyum alaşımlı "run flat" tekerlekler [48].

2.1.11.5. Medikal

Tıp bilimi ve teknolojisindeki önemli ilerlemeler, insanların yaşam kalitesini artırmaktadır. En önemli etkenlerden birisi çeşitli biyomalzemelerin geliştirilmesidir. Biyomalzemeler, fizyolojik bileşenleri ve süreçleri taklit etmek için tasarlanmış organik veya

inorganik malzemelerdir. İstenen hücrenel davranışı indüklemek ve bozuk bir fiziksel işlevi tekrar eski haline döndürmek amacıyla konakçı dokuya yerleştirilen biyomalzemeler ise implant olarak adlandırılır. İmplantların, kırık kemiklerin vidalar, çubuklar ve plakalar kullanılarak iyileşmesi ve stabilizasyonu, anormal omurga eğriliği gibi deformelerin düzeltilmesi, bir organ veya insan vücudundaki bir bölgenin işlevinde iyileşme, hasarlı eklemlerin veya kalp kapakçıklarının değiştirilmesi gibi uygulamaları vardır. İmplantların uygulanabilirliği için fizyolojik ortamda biyouyumluluk, iyi mekanik özellikler, yüksek korozyon direnci ve yorulmaya karşı direnç gerekir. Metalik implantlar ortopedik, kardiyovasküler ve bazı oral uygulamalarda yaygın olarak kullanılır [49].

Humphrey Davy'nin 1808'de elementel magnezyumu keşfinden sonra, magnezyum bazlı metaller implant malzemesi olarak kullanılmaya başlandı. Magnezyum ve magnezyum alaşımları ortopedik, vasküler ve genel cerrahide yaygın olarak kullanıldı. Edward C. Huse, 1878 yılında magnezyum tellerini kan damarı ligatürü olarak kullandı ve bu uygulama magnezyum bazlı bir malzemenin tıp alanında kullanıldığı ilk başarılı çalışma olarak bildirildi [50]. Erwin Payr, 1900 yılında eklem hareketini yeniden kazanmak veya korumak amacıyla eklem artroplastilerinde magnezyum plakaları ve levhaları kullanma fikrinde bulundu. Albin Lambotte, kas-iskelet sisteminde magnezyum kullanımı üzerine çalışmalar yürüttü ve magnezyumun ortopedik implantlarda uygulanabilirliğini gösterdi. 1906 yılında, 17 yaşındaki erkek çocukta tibia ve fibula (kaval kemiği) kırıklarını onarmak için yaptığı çalışmada magnezyum plakalar ve çelik vidalar kullandı. Maalesef, magnezyum plakalar elektrokimyasal reaksiyonlar nedeniyle hızlı bir şekilde bozundu ve ikinci bir ameliyata ihtiyaç duyuldu. Lambotte, iki farklı metal kullanımının galvanik korozyona neden olduğunu farketti ve kırıkları onarmak için sadece magnezyum çivisi kullandı. Bir yıl sonunda herhangi bir komplikasyon olmadan eklemlerin onarıldığı gözlemlendi. Verbrugge, bir çocuktaki diyafiz humerus kırığını magnezyum vidalar ve plakalar kullanarak tedavi etti. Magnezyum plakalar 3 haftada bozundu ve kemik kırığı onarıldı. McBride, 1938'de magnezyumun korozyon özellikleri üzerinde çalışmalar yaptı. Magnezyum implantların otojen kemik greftlerinde sabitleme için kullanımının uygun olduğunu belirtti. Troitskii ve diğerleri 1948'de psödoartroz tedavisinde Mg-Cd alaşımından üretilmiş plaka ve vidaların başarılı sonuç verdiğini bildirdi [19,51].

Saf magnezyum ve magnezyum alaşımlarından ligatürler, damar anastomozu için konnektörler, anevrizma tedavisi için teller ve osteosentetik uygulamalar üzerinde çalışmalar yapıldı ve önemli sonuçlar alındı. Ancak magnezyumun in vivo olarak kullanımda hızlı korozyona uğraması nedeniyle magnezyum yerine korozyon direnci daha yüksek olan paslanmaz çelik ve titanyum alaşımları tercih edilmeye başlandı. Paslanmaz çeliklerin, titanyum alaşımlarının ve diğer biyoinert metallerin klinik uygulamalarında da bazı problemlerle karşılaşıldı. Kemik kırıklarını onarmak için kullanılan plakalar, vidalar ve pimler gibi tıbbi

implantları insan vücudundan çıkarmak için tekrarlanan ameliyatlar hasta için sağlık riskleri doğurur. Ayrıca, yaygın olarak kullanılan biyoinert metaller, kemiklerden çok daha yüksek elastik modüle sahip olduğu için kemik bir implant tarafından yük taşımaya karşı korunduğunda oluşan stres kalkanını indükleyebilir ve bu durum ikinci bir kemik kırılma riskine yol açar. Sonuç olarak, kemik daha fazla zayıflama eğilimi gösterir ve bu durum daha fazla hasara sebep olur. Yeterli gücü korumakla birlikte kemikler üzerindeki stres kalkanının etkisini azaltmak için yumuşak ve hafif bir metal gereklidir. Bu nedenle fizyolojik ortamda parçalanabilen bir implant malzemesi tercih edilir. Bu amaç için biyobozunur seramikler, polimerler ve biyoaktif camlar geliştirildi ancak düşük entegre mekanik özellikleri ve bazı biyolojik problemler nedeniyle kullanımları sınırlı kaldı. Biyolojik olarak bozunabilen ve üstün mukavemet/ağırlık oranına sahip magnezyum bazlı metaller üzerinde korozyon direncini artırmaya yönelik çalışmalara devam edildi [19,51].

Windhagen ve arkadaşları 2013 yılında MgYREZr alaşımından vidaların biyolojik olarak parçalanabilir ve klinik olarak geleneksel Ti vidalara eşdeğer olduğunu bildirdi. Zhao ve arkadaşları 2015 yılında femur başı osteonekrozunun tedavisi için Mg vidayla sabitlenmiş vaskularize kemik greftlerinin uygulama potansiyelini araştırdı. Operasyondan sonraki 12 ay içinde magnezyum vidaların iyi bir korozyon direnci gösterdiği ve vidaların çapında %25 azalma olduğu bildirildi. Chen ve arkadaşları 2019 yılında travmaya bağlı femur başı nekrozunun biyolojik olarak bozunabilen saf magnezyum vidayla sabitlenmiş pediküllü iliyak kemik flebi ile tedavi edildiği ameliyattan 1 yıl sonra saf magnezyum vidasının hacminin yaklaşık %69.5 azaldığını ve kalçanın önemli ölçüde iyileştiğini bildirdi [51].

Tablo 2.10. Magnezyum ve alaşımlarının biyomedikal uygulamaları [52-58].

İsim	Yıl	Magnezyum (alaşım)	Uygulama	Model
Huse	1878	Saf magnezyum	Ligatür teller	İnsanlar
Payr	1892-1905	Yüksek saflıkta magnezyum	Tüpler (damar, bağırsak, sinir bağlayıcı), oklar, teller, levhalar, çubuklar	İnsanlar, tavşanlar, domuzlar, köpekler
Höpfner	1903	Saf magnezyum	Damar konektörleri	Köpekler
Chlumsky	1900-1905	Yüksek saflıkta magnezyum	Tüpler, levhalar ve silindir bağırsak bağlantısı	İnsanlar, tavşanlar, köpekler
Lambotte	1906-1932	Saf magnezyum (%99.7)	Çubuklar, levhalar, vidalar	İnsanlar, tavşanlar, köpekler
Lespinasse	1910	Metalik magnezyum	Anastomoz için halka	Köpekler

			levhalar	
Andrews	1917	Saf magnezyum, Mg-Al, Mg-Cd, Mg-Zn	Ligatür teller, klipsler, anastomoz	Köpekler
Seelig	1924	Saf magnezyum (%99.99), vakumda damıtılmış	Teller, şeritler, bantlar	Tavşanlar
Glass	1925	Saf magnezyum (%99.8-%99.9)	Magnezyum okları	İnsanlar, fareler, kediler
Heinzhoff	1928	Saf magnezyum	Magnezyum okları	Tavşanlar
Verbrugge	1933-1937	Dow Metal : Mg-6Al-3Zn-ağ.%0.2Mn Mg-ağ.%8Al	Levha, bant, vidalar, mandallar	İnsanlar, köpekler, fareler, tavşanlar
McBride	1938	Mg-3Mn, Mg-4Al-ağ.%0.3Mn	Levha, bant, vida, dübel, tel	İnsanlar, köpekler
Nogara	1939	-	Çubuklar	Tavşanlar
Maier	1940	Magnezyum	Bant, dikiş telleri, pimler	İnsanlar, tavşanlar
Troitskii	1948	Mg-Cd	Levha, vidalar	İnsanlar
Stone	1951	Mg- ağ.%2Al saf magnezyum	Pıhtılaşma anevrizmaları için teller	Köpekler
Wexler	1980	Mg-ağ.%2Al	Damar içi teller	Fareler
Hussl	1981	Saf magnezyum (%99.8)	Hemanjiom için teller	Fareler, Tavşanlar
Wilflingseder	1981	Saf magnezyum (%99.8)	Hemanjiom için teller	İnsanlar

Tıbbi uygulamalarda kullanım potansiyeline sahip biyobozunur magnezyum bazı metallerin diğer biyomalzemelere göre avantajları:

- İyi biyolojik özelliklere sahip olması. Magnezyum, insan vücudunda gerekli olan bir elementtir ve yaklaşık %67'si kemik dokularında depolanan Mg^{2+} insan vücudunda en çok bulunan dördüncü katyondur. Normal bir yetişkin için önerilen günlük magnezyum miktarı 300-400 mg civarındadır. Magnezyum, birçok enzimde bir kofaktördür ve mRNA tarafından kodlanan genetik bilgiyi polipeptit yapılarına çeviren ribozomal mekanizmanın önemli bir bileşeni olan metabolizma süreçleri için hayati öneme sahiptir. Mg^{2+} , hücre içi protein ve DNA sentezini belirler ve hücre proliferasyonu ve farklılaşmasında büyük öneme sahiptir. Ayrıca Mg^{2+} insan vücudu tarafından kolayca emilir, tüketilir ya da idrarla atılabilir [19,51].

- İyi entegre mekanik özelliklere sahip olması. Magnezyum ve alaşımları, günümüzde kullanılan diğer biyobozunur malzemelere göre özellikle yüksek çekme mukavemeti gerektiren uygulamalar için daha avantajlıdır.
- Kemiklere benzer modüle sahip olması. Titanyum alaşımları yaklaşık 110 GPa, paslanmaz çelikler yaklaşık 200 GPa ve kobalt bazlı alaşımlar yaklaşık 230 GPa elastik modüle sahiptir. Magnezyum alaşımları ise yaklaşık 45 GPa elastik modüle sahiptir ve bu değer insan kemiğinin elastik modülü değerine daha yakındır. Bu nedenle kemikler ve metal implantlar arasındaki stres kalkanını hafifletmede magnezyum alaşımları daha etkilidir.
- Kemiklere benzer yoğunluğa sahip olması. Magnezyum alaşımlarının yoğunluğu 1.7-2.0 g/cm³ değerleri arasındadır ve bu değer diğer malzemelerin yoğunluklarıyla kıyaslandığında yoğunluğu 1.8-2.1 g/cm³ olan doğal kemik yoğunluğuna daha yakındır [19].

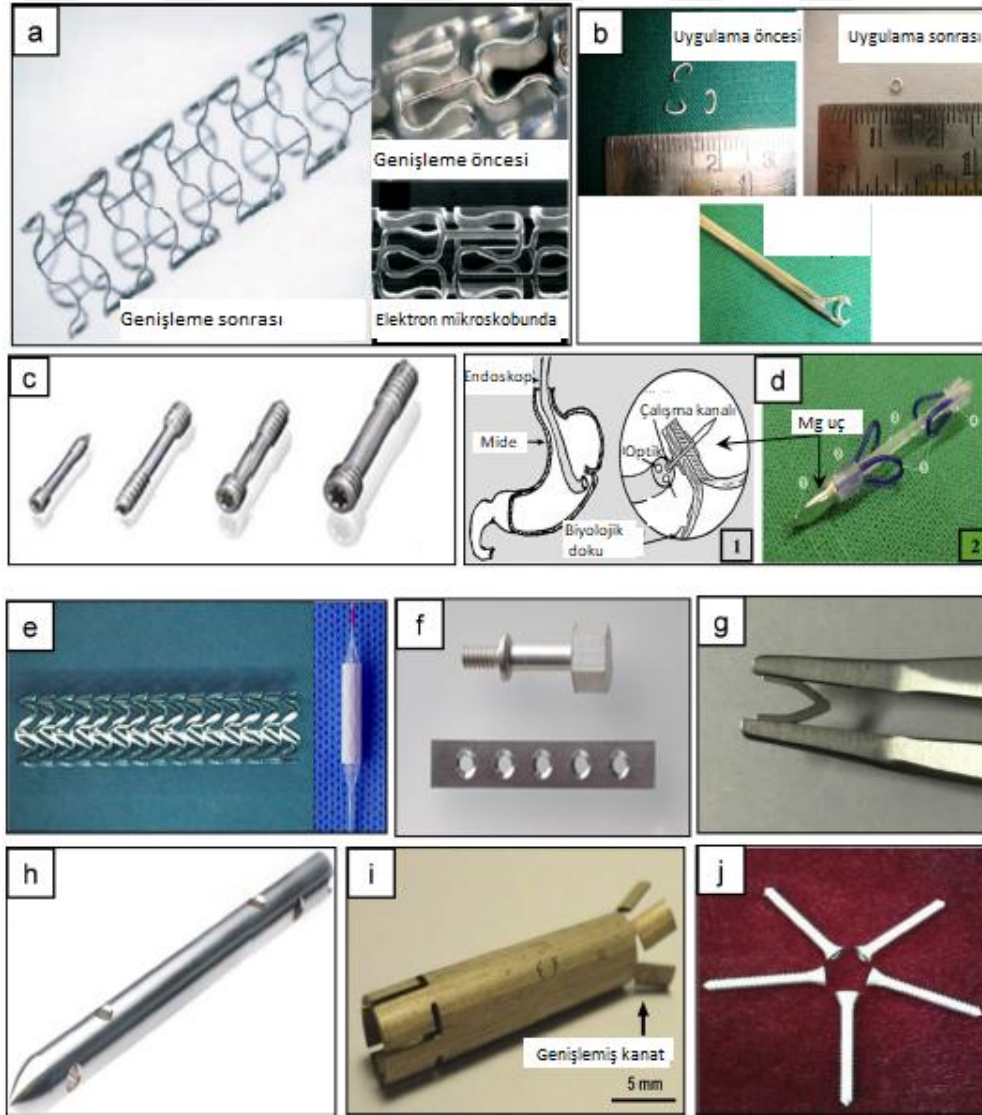
Tablo 2.11. Doku ve farklı malzemelerin mekanik özellikleri [50].

	Çekme Mukavemeti (MPa)	Young Modülü (GPa)	Yoğunluk (g/cm³)
Doku			
Kortikal Kemik	35-283	5-23	1.8-2.0
Süngerimsi Kemik	1.5-38	0.01-1.57	1.0-1.4
Polimerler			
Poliglolid (PGA)	60-99.7	6-7	1.5-1.707
Polilaktit (PLA)	32.2	0.35-3.5	1.21-1.25
Poli-L-laktit (PLLA)	45-70	2.7-4.14	1.24-1.30
Polikaprolakton (PCL)	23	0.21-0.44	1.11-1.146
Kitosan	34-44	1.1-1.4	-
Metaller			
Titanyum Alaşımları			
Ti6Al4V	895-930	110-114	4.43
Ti6Al7Nb	900-1050	114	4.51
Ti13Nb13Zr	973-1037	79-84	4.66
Demir Alaşımları			
Saf Fe (elektroform)	160-435	211	7.86
Fe35Mn	235	-	-
Magnezyum Alaşımları			
Saf Mg	90	44	1.74
AZ91E	165-457	45	1.81
WE43	250-277	44-46	1.84
Mg10Gd	69.1-85.4	-	1.88
Mg6Zn	277-281	42.3	1.84
Mg1Ca	75-240	-	1.73

Kardiyovasküler olarak uygulanan ilk tedavi, tıkanmış veya daralmış arterlere (atardamar) kalıcı stent (anjyoplasti) yerleştirilerek veya bir balon şişirilerek yapılmıştır. Bu uygulamalar ve biyolojik olaylar sayesinde damar yeniden şekillenir. Bozunabilir stent malzemesi olarak metal ya da polimer kullanılır. Metaller, polimerlere göre daha yüksek

mekanik özelliklere sahiptir bu nedenle daha çok tercih edilir. Demir, insan metabolizması için gereklidir fakat eksik ya da fazla olması toksik etkiye neden olabilir. Ayrıca bozunabilir stentlerde daha hızlı bir bozunma oranı gerekir ve bu nedenle magnezyum bazlı bozunabilir stentler tercih edilir. Magnezyum, metabolizma için gereklidir ve vücuttan atılması kolay olduğu için toksik etkiye neden olmaz [50].

Magnezyum bazlı stent kullanılan ilk uygulama 2005 yılında raporlandı. Bu uygulamada erken doğmuş bir bebeğin damarına bozunabilir magnezyum stent yerleştirildi. İmplantasyon, stent boyutunun hastanın büyümesine göre uyarlanması ve biyobozunur olması sayesinde başarılı oldu. Ardından Almanya Berlin'de bulunan Biotronik firmasının ürettiği %93 magnezyum ve %7 nadir toprak elementleri içeren biyobozunur stent başarılı sonuç verdi. Geleneksel paslanmaz çeliklerle kıyaslanabilir mekanik özelliklere sahip olan bu stent yaklaşık iki ay içinde bozundu [50].



Şekil 2.17. Magnezyum bazlı biyobozunur uygulamalar a) PROGRESS-AMS kardiyovasküler stentler (BIOTRONIK, Almanya), b) magnezyum bazlı cerrahi mikro klipsler, c) MAGNEZIX vidaları, d) yara kapatmak için kullanılan geçici cihaz: 1) dokuları perçin yardımıyla birleştirme, 2) biyobozunur magnezyum uçlu yara kapatma perçin modeli(WZ21), e) magnezyum bazlı stent, f) Mg-%0.8 Ca vida ve ZEK-100 plaka, g) Mg-%0.2Zn-%0.1Ca biyobozunur klips, h) LAE442 biyobozunur çivi, i) Mg-%2Nd alaşımlı ve MgF₂ kaplı nazal stent (balonla açılan kanatlar), j) kemik flep fiksasyonu için saf Mg vidaları (%99 saflık) [17].

2.1.12. Magnezyum Alaşımlarının Üretim Yöntemleri

2.1.12.1. Basınçlı Döküm

Basınçlı döküm adı altında gerçekleştirilen üç farklı döküm yöntemi vardır. Bunlar; kalıcı kalıba döküm, alçak basınçlı döküm ve yüksek basınçlı dökümdür. Bu üç yöntem ergimiş metali kalıba itmek için kullanılan basınç miktarına göre farklılık gösterir. Kalıcı kalıba dökümde ergimiş metal kalıba dökülür, sadece yerçekimi kuvveti ile akar ve atmosfer basıncı ile katılır. Düşük basınçlı dökümde, ergimiş metal, 0.1 MPa'dan daha düşük hava basıncıyla kalıba itilir. Özel ürünler için kullanılan basınç daha yüksek olabilir. Yüksek basınçlı dökümde ergimiş metale 7 MPa'nın üzerinde hidrolik basınç uygulanır. Ergimiş metale uygulanan basınç arttıkça, kalıbı doldurması için gereken süre azalır [59].

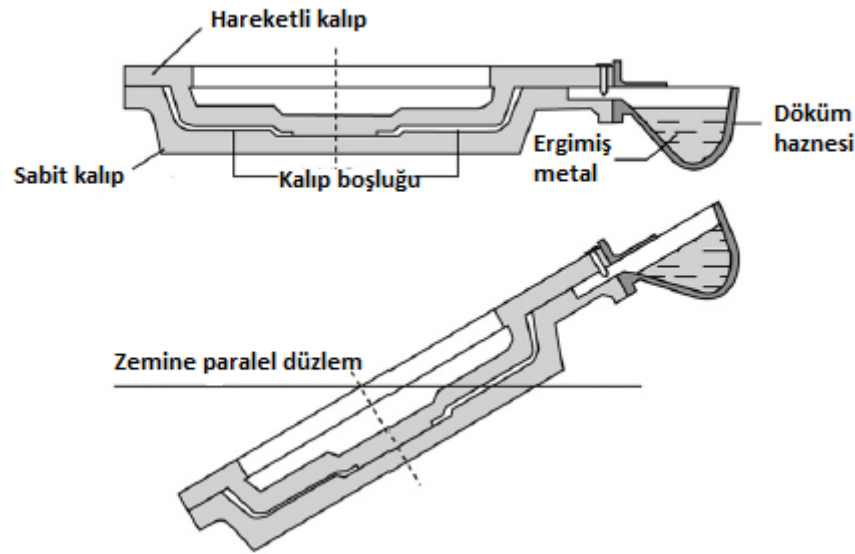
Kalıcı kalıba döküm yönteminde kalıp dökme demir veya sertleştirilmiş çelik gibi dayanıklı malzemelerden yapılır. Ergimiş metal bu kalıplara dökülür ya da enjekte edilir ve metal istenen döküm şeklinde katılır. Basınçlı döküm proseslerindeki kalıplar döküm ısısına dayanır ve katılmış döküm parçası hareketli bölümler sayesinde kalıptan kolayca çıkarılır. Bu nedenle bu kalıplar döküm üretmek için defalarca kullanılabilir. Kalıcı kalıpların kullanımı genellikle Zn, Pb gibi ergime noktası düşük metaller ve Mg, Al gibi hafif alaşımlar ile sınırlıdır. Yüksek üretim oranları, yüksek boyutsal tekrarlanabilirlik ve düşük parça maliyetleri bu yöntemin avantajlarından. Metal kalıplar kullanıldığı için ısı transfer hızı yüksektir ve bu durum döküm yapısını ve dolayısıyla dökümün mekanik özelliklerini iyileştirir. Metal kalıplardan kaynaklanan tasarım sınırlamaları, daha yüksek ilk kalıp maliyeti ve döküm tasarımında değişiklik nedeniyle kalıpta değişiklik gerekmesi ve kalıp yapımı için daha uzun tedarik süresi ise dezavantajlarından [59].

2.1.12.1.1. Kalıcı Kalıba Döküm

Kalıcı kalıba döküm yöntemi, karmaşık şekilli döküm parçalarının yüksek kalitede üretilebildiği basit bir yöntem olduğu için yaygın olarak kullanılmaktadır. Bu yöntem ile 1 kg ile 50 kg arası ağırlığa sahip parçalar dökülebilir. Ergimiş metal, kalıba genelde tepeden dökülür ve

sadece yerçekimi kuvvetiyle akar. Kalıp boşluğunun doldurulması sırasında ergimiş metalin türbülansa uğramasını ve erken donmasını engellemek için kalıba, parçanın altına ya da yanına gelecek şekilde yolluk eklenir [59].

Bazı durumlarda ise ergimiş metal kalıbın yanında bulunan bir hazneye dökülür ve ünite yatırılarak kalıbın kontrollü bir şekilde dolması sağlanır. Kontrollü eğimli döküm, ergimiş metalin yerçekimi etkisiyle yüzey türbülansı olmadan dökülmesini sağlayan kalıcı kalıba döküm yöntemi üzerinde geliştirilmiş bir işlemdir. Bu işlem sayesinde kaliteli dökümler üretme potansiyeli artar. Kalıp boşluğunu doldurma şartlarını ve ergimiş metalin kalitesini iyileştirmek amacıyla kalıpta döküme yakın olacak şekilde bir yuvaya seramik filtre yerleştirilir. Filtre, cürufu yakalar, metal akış hızını kontrol eder ve türbülansı azaltır. Kalıcı kalıba dökümde kalıplar, ince taneli perlitik dökme demir veya düşük alaşımli sertleştirilmiş çeliklerden üretilebilir. Döküm boşluklarını oluşturmak için maça kullanılabilir ve kullanılması durumunda döküm, yarı kalıcı kalıba döküm ismini alır. Kullanılan maçalar, kum kalıba dökümde olduğu gibi kum ve mukavemet kazandırmak için kullanılan bağlayıcıdan üretilir [59].



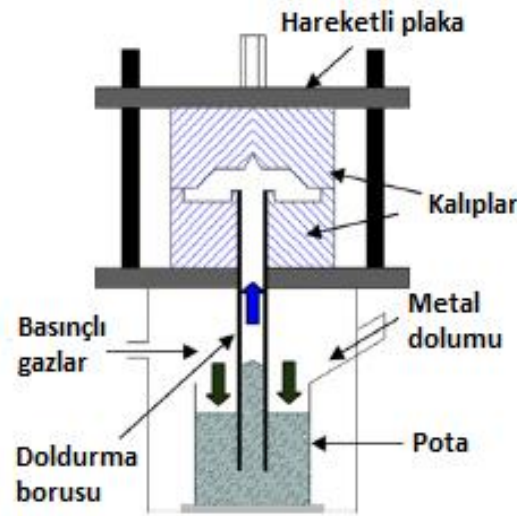
Şekil 2.18. Kontrollü eğimli döküm sistemi [59].

Kalıcı kalıba döküm ve yarı kalıcı kalıba döküm yöntemlerinin en önemli avantajları, kum kalıba döküm ve hassas döküm ile karşılaştırıldığında özellikle su soğutmalı kalıp kullanıldığında elde edilen yüksek üretim oranından kaynaklanan düşük maliyet gerektirmesi, alçak ve yüksek basıçlı dökümle karşılaştırıldığında ise ekipman için daha düşük yatırım maliyeti gerektirmesidir. Ayrıca yarı kalıcı kalıba dökümde maçaların kullanılması büyük tasarım esnekliği sağlar. Kalıcı kalıba döküm yönteminin dezavantajlarından biri kullanılan metal kalıpların kum kalıba döküm ve hassas döküme kıyasla daha pahalı olmasıdır [59].

Kalıcı kalıba döküm yöntemi ile üretilen başlıca döküm parçaları, alüminyum pistonlar, braketler, tekerlekler, direksiyon mafsalları gibi otomotiv parçalarıdır. Bu yöntemle bakır, çinko, kurşun, pirinç gibi metallerin dökümü yapılabildiği gibi büyük bir tasarım esnekliğine sahip olduğundan üretilebilecek ürün yelpazesi geniştir [59].

2.1.12.1.2. Alçak Basıncılı Döküm

Alçak basınçlı dökümde ergimiş metalin, metal kalıbı daha hızlı ve kontrollü doldurması basınç ile sağlanır. Kullanılan basınç genel olarak 0.5 MPa'nın altındadır ancak özel ürünler için 7 MPa'ya kadar basınç kullanılabilir. Ergimiş metal, yalıtımlı pota veya basınçla kapatılmış fırında bulunur. Alt ucu ergimiş metale daldırılmış ve üst flanşı kapatılmış refrakter astarlı bir boru fırının içinden dikey olarak geçer. Kalıp makine üzerine monte edilir ve fırının üzerinde borunun açık ucuna monte edilir. Fırına kuru hava basıncı uygulandığında, ergimiş metal düşük türbülanslı bir şekilde borudan yukarı, kalıp boşluğuna doğru hareket eder ve kalıptaki hava, havalandırmalardan ve ayırma hatlarından çıkar. Soğutma işlemi, kalıbın uçlarından borunun ağzı olan besleme kafasına doğru gerçekleşir. Döküm katılaştıktan sonra kalıp açılır ve döküm kalıptan çıkarılır. Alçak basınçlı dökümde kalıplar çelikten üretilir. Isı kaybının önlenmesi ve kalıpların ergimiş metalden korunması için kalıplar seramik ile kaplanır [59].



Şekil 2.19. Alçak basınçlı döküm sistemi [60].

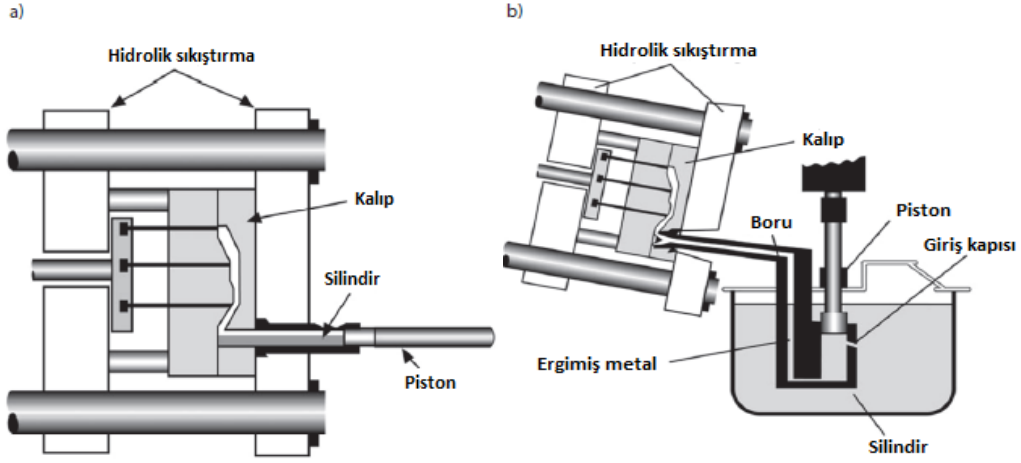
Alçak basınçlı dökümde uygulanan basınç, ergimiş metalin yerçekimi döküme göre kalıba daha hızlı dolmasını sağlar. Ergimiş metalin kalıba hızlı dolması ile sıcaklık kaybı azalır ve bu sayede kalıptaki ince kesitler daha kolay dolar. Ergimiş metalin kalıba dolmuş oranı dökülen parçanın kesit alanına göre değiştirilmelidir bunun için bilgisayar kontrollü alçak basınçlı döküm makineleri kullanılır. Alçak basınçlı döküm, genellikle üstün özellikler gerektiren ve

karmaşık yapılı havacılıkta kullanılan döküm parçalar ve otomotiv motor bileşenleri için kullanılır. Alçak basınçlı dökümde maçaların kullanılması sayesinde yüksek basınçlı döküm ile üretilmeyen karmaşık parçalar üretilebilir [59].

Alçak basınçlı dökümün avantajları, yüksek basınçlı döküme göre çok daha fazla alaşım seçini yapılabilmesi ve özellikle kalın duvar bölgelerinin kalitesinin yüksek olmasıdır. Ayrıca yolluk kullanılmadığından döküm verimi %90-95'tir. Buna bağlı olarak yakıt maliyeti de düşer. Dezavantajları ise yüksek basınçlı döküme göre daha düşük döküm hızına sahip olması ve daha küçük parçaların üretilebilmesidir [59].

2.1.12.1.3. Yüksek Basınçlı Döküm

Yüksek basınçlı döküm, ergimiş metalin basınç ile birlikte ve kontrollü şekilde kilitli metal kalıp boşluğuna itildiği ve metal katılaşıncaya kadar güçlü bir basınç altında tutulduğu yöntemdir. İlk aşamada ergimiş metal atış kolunu doldurur, ergimiş metal hava ile pistonun önüne doğru itilir. Türbülansın düşük olması için piston çok hızlı olmamalı ve $0.25-0.35 \text{ ms}^{-1}$ arasında tutulmalıdır. İkinci aşama, metal kalıp kapısında gerçekleşir. Kapının dar bölümü karşı basınca neden olur. Bu nedenle kalıbın hızlı dolması için daha yüksek bir piston hızı gerekir. Ergimiş metal kalıp boşluğunu doldurduğunda üçüncü aşama başlar, bu aşamada yüksek basınç uygulanır. Bu yüksek basınç sayesinde metalin içindeki gaz sıkıştırılır ve metal katılaştıkça büzülmesini önlemek için boşluğa metal beslenir. Ergimiş metal kalıp boşluğunu birkaç milisaniyede doldurur, tüm döngü ise 30-80 saniyede tamamlanır. Metal katılaştıktan sonra kalıbın kilidi açılır ve döküm çıkarılır. Dökümün kalıptan kolay çıkarılması için yağlayıcı veya ayırıcı kullanılır. Kalıp, sonraki döküm için kapatılır ve kilitlenir. Ergimiş metali kalıba enjekte etmek için sıcak kamaralı sistem ve soğuk kamaralı sistem olmak üzere iki sistem vardır. Sıcak kamaralı sistem magnezyum, çinko ve kurşun gibi metaller için kullanılır. Soğuk kamaralı sistem magnezyum, alüminyum ve pirinç gibi metaller için kullanılır. Küçük parçalar genellikle sıcak kamaralı makinelerde, büyük parçalar ise soğuk kamaralı makinelerde üretilir. Soğuk kamaralı sistemde sıcak kamaralı sisteme göre daha yüksek basınç kullanılır. Soğuk kamaralı sistemde, yatay ve dikey olmak üzere iki enjeksiyon sistemi vardır [59].

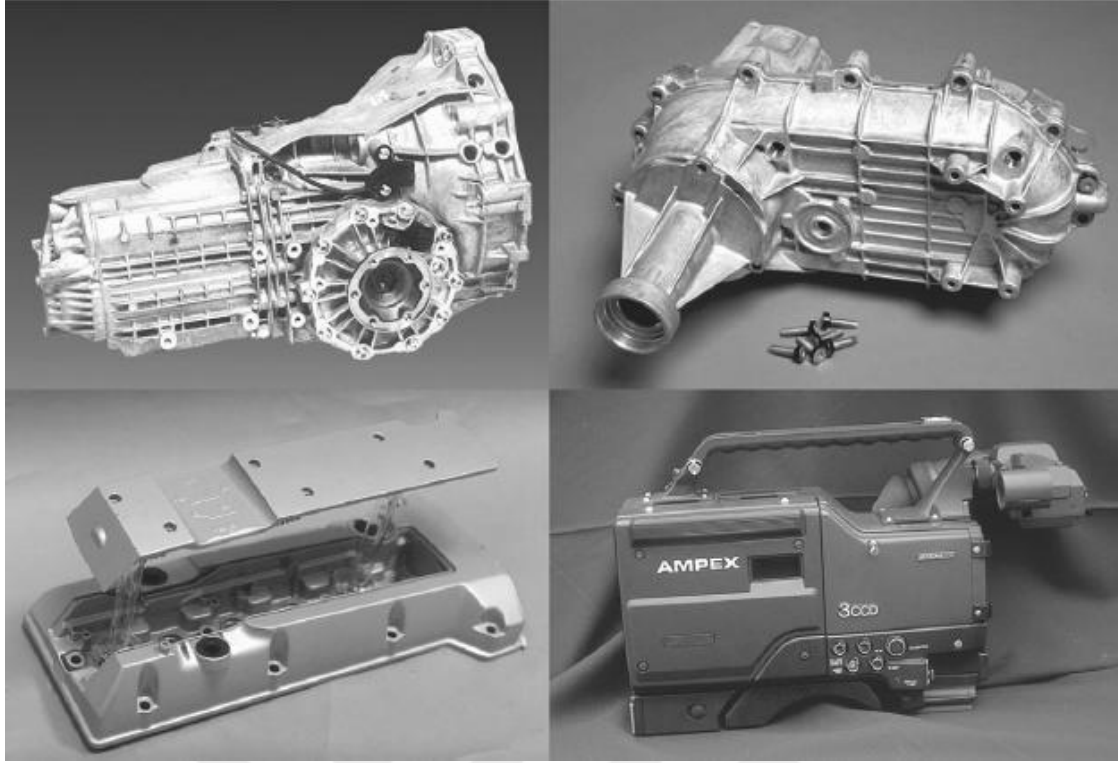


Şekil 2.20. a) Soğuk kamaralı döküm prosesi, b) Sıcak kamaralı döküm prosesi [61].

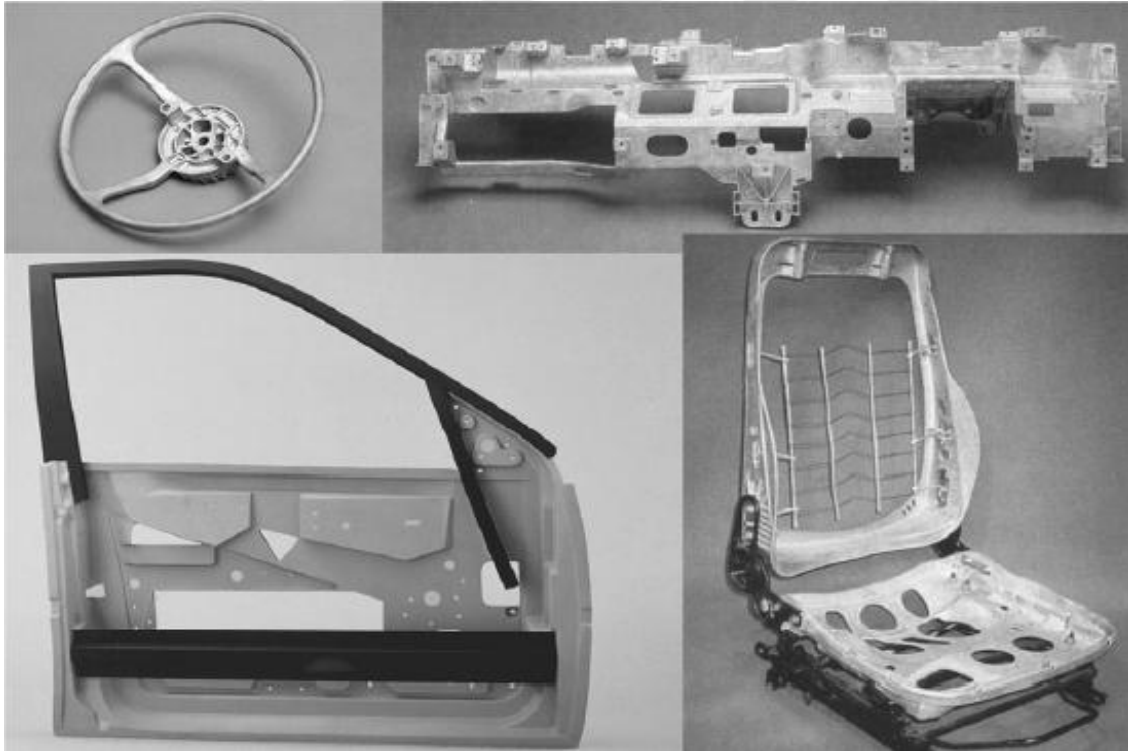
Genel olarak alüminyum için tasarlanmış soğuk kamaralı basınçlı döküm makineleri magnezyum için de kullanılır. Magnezyum, alüminyuma göre daha düşük yoğunluğa sahip olduğu için aynı basınç ile daha yüksek bir akış hızı sağlanır ve magnezyumun kalıbı doldurması alüminyumdan daha kısa sürer. Ayrıca ince duvarlı ürünler için düşük ısı içeriği nedeniyle magnezyumun kalıbı doldurma süresi daha düşük olur. Bazı magnezyum basınçlı döküm makinelerinin piston hızları maksimum 10 ms^{-1} , statik döküm basınçları ise genellikle 30-70 MPa (4400-10000 psi) aralığındadır [61].

Sıcak kamaralı basınçlı döküm makineleri 2-3 kg ağırlığa sahip daha küçük parçaların dökümü için kullanılır. Statik döküm basınçları soğuk kamaralı basınçlı döküm makinelerinden düşük olup genellikle 20-30 MPa (2900-4400 psi) aralığındadır. Döküm sıcaklıkları alaşıma ve döküm işlemine göre değişir. AZ91 alaşımının soğuk kamaralı döküm sisteminde döküm sıcaklığı $650-680 \text{ }^\circ\text{C}$, sıcak kamaralı döküm sisteminde ise $620-640 \text{ }^\circ\text{C}$ aralığındadır [61].

Basınçlı dökümde en yaygın kullanılan magnezyum alaşımı AZ91D'dir. Bu alaşım, iyi dökülebilirliğe ve ortam sıcaklığında yüksek mekanik mukavemete sahiptir. AZ91D alaşımı genellikle otomotive motor parçaları, bilgisayar parçaları, el aletleri parçaları gibi uygulamalarda kullanılır. AZ91E alaşımı ise yüksek korozyon direnci istenen uygulamalarda kullanılır. AM alaşımları, özellikle AM50 ve AM60, gösterge panelleri, direksiyon simidi, koltuk parçaları gibi yüksek kırılma tokluğu istenen otomotiv uygulamalarında kullanılır [61].



Şekil 2.21. AZ91 alaşımından basınçlı döküm ile üretilmiş ürünler [61].

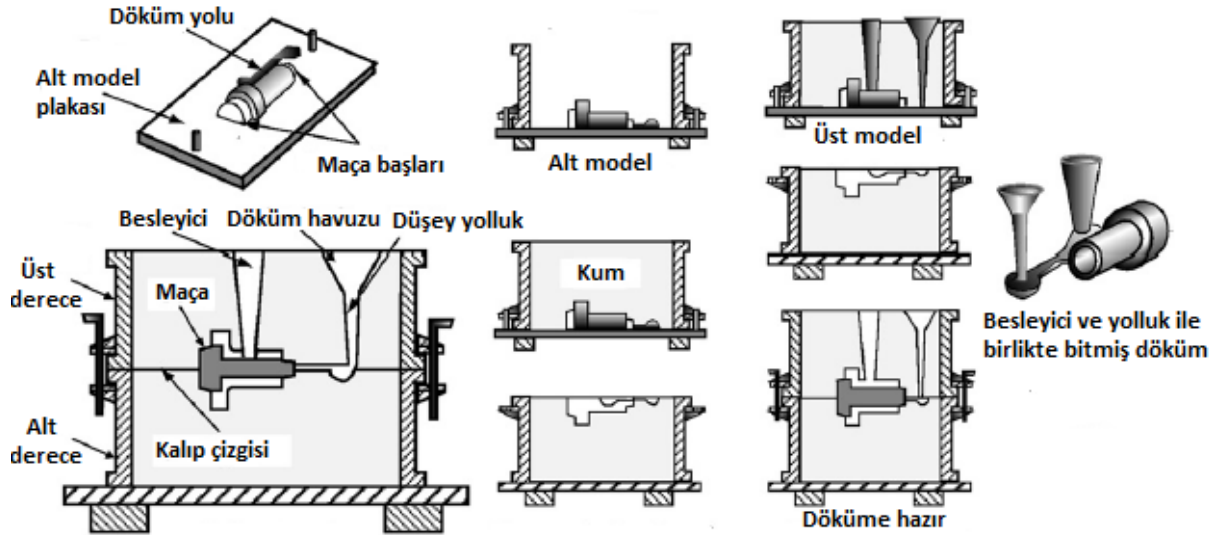


Şekil 2.22. AM alaşımlarından basınçlı döküm ile üretilmiş ürünler [61].

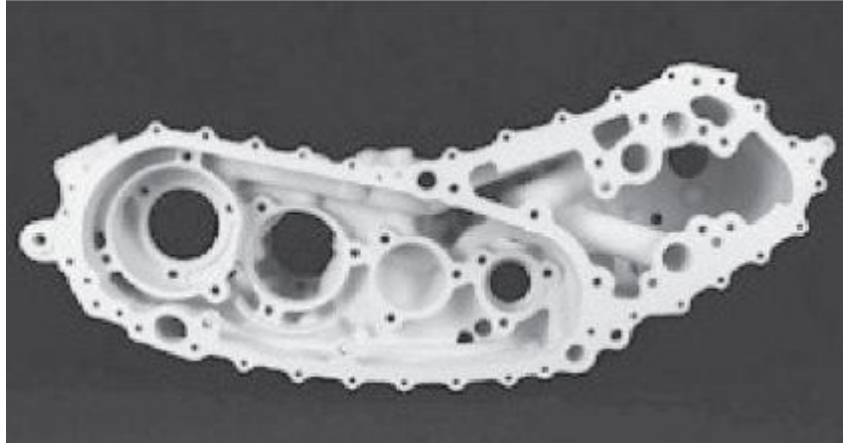
Yüksek basınçlı dökümün avantajları, alçak basınçlı ve yerçekimi döküm sistemlerine göre daha hızlı üretim yapılabilmesi, sağladığı boyut kontrolü ile işleme operasyonlarını azaltması, dökülen parçada iyi bir yüzey kalitesi sağlaması, kalıpların uzun ömürlü olması ile birlikte birim parça maliyetlerinin düşmesi ve karmaşık şekilli parçaların üretilmesidir. Dezavantajları ise, daha çok yüksek hacimli parçalara uygun olması, yüksek takım maliyetleri nedeniyle az miktarda üretimler için ekonomik olmaması ve makine bakım maliyetlerinin diğer yöntemlere göre yüksek olmasıdır [59].

2.1.12.2. Kum Kalıba Döküm

Kum kalıba döküm en eski döküm yöntemlerinden biridir. Döküm boşluğu, döküm havuzu(havşa), yolluk, besleyici gibi kısımlardan oluşur. Kalıp, inorganik bağlayıcı ile bir arada tutulan kum parçacıklarından oluşur. Döküm, ergimiş metalin kum kalıp içerisindeki döküm boşluğuna dökülmesi ile yapılır. Metal soğuduktan sonra, kum kalıp bozularak döküm çıkarılır. Kum kalıba dökümün en büyük avantajı kalıcı kalıba döküm yöntemlerinde yüksek olan kalıp maliyetinin düşük olmasıdır. Kum kalıba döküm yöntemi dar toleranslara izin vermez ve yavaş soğuma hızı nedeniyle iri taneli yapı oluşur buna bağlı olarak mekanik özellikler düşük olur. Karmaşık şekilli parçaların düşük hacimli üretimi için uygundur. Düşük adetlerin üretimi ekonomik olduğu için havacılık ve uzay endüstrisinde magnezyum ve alüminyum alaşımli parçaların dökümü için kum kalıba döküm yöntemi kullanılır [62,63].



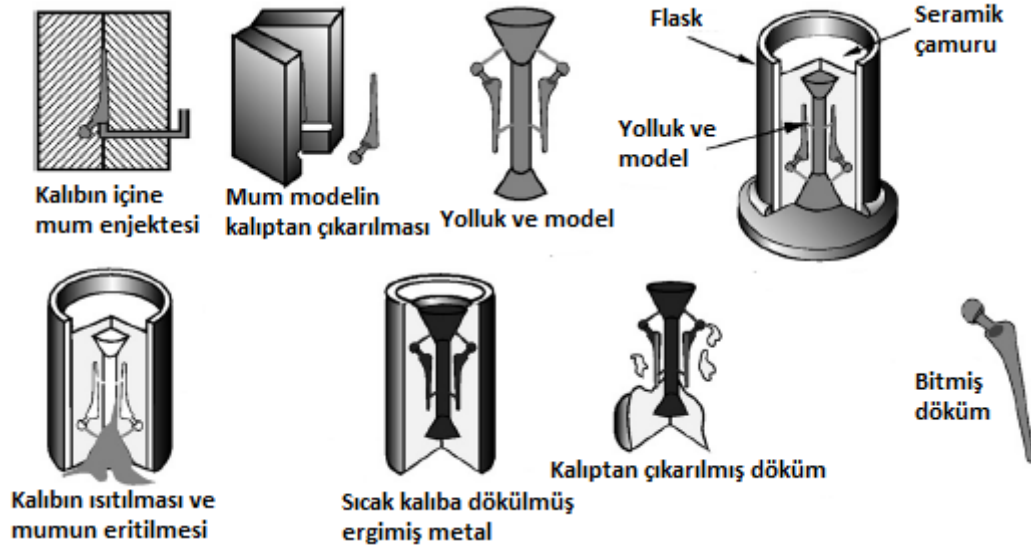
Şekil 2.23. Kum kalıba döküm prosesi [64].



Şekil 2.24. Kum kalıba döküm magnezyum vites kutusu muhafazası [62].

2.1.12.3. Hassas Döküm

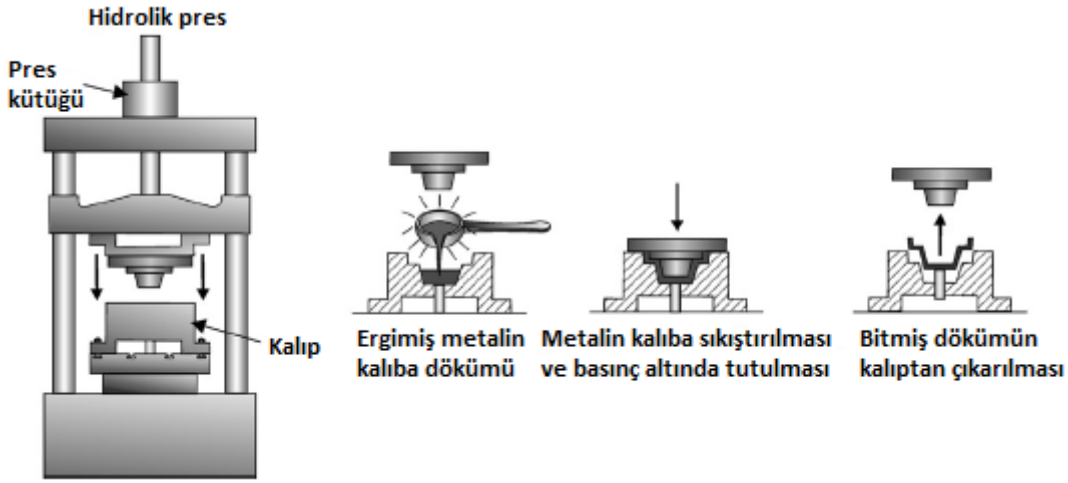
Hassas döküm genellikle kum kalıba döküme göre daha düşük toleranslar, daha ince duvarlar ve daha iyi yüzey kalitesi istenen karmaşık şekilli parçaların üretiminde kullanılır. Hassas dökümün en önemli ayırt edici özelliği parçanın modelinin koloidal silika ve alümina içeren seramik çamuruna daldırılan mumdandır. Kalıp kurutulur, mum model eritilir ve geriye döküm için seramik bir kabuk kalır. Kayıp mum tekniği olarak da bilinen hassas döküm yöntemi ile gaz türbini kanatları gibi havacılık endüstrisinde kullanılan parçalar üretilir [62].



Şekil 2.25. Hassas döküm prosesi [64].

2.1.12.4. Sıkıştırılmalı Döküm

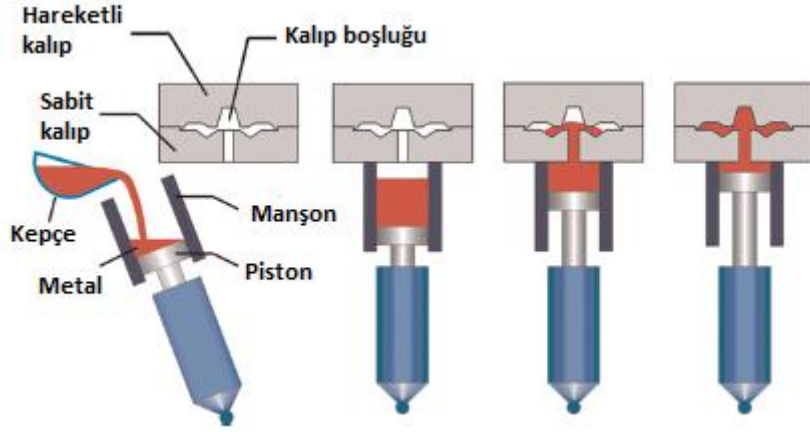
Sıkıştırılmalı döküm, döküm ve dövme yöntemlerinin birleştirilmiş halidir. Ergimiş metal önceden ısıtılmış kalıba dökülür. Kalıp kapatılır ve basınçlandırılır. Katılaşma tamamlanana kadar basınç korunur ve döküm çıkarılır. İndirekt sıkıştırılmalı döküm ve direkt sıkıştırılmalı döküm olmak üzere iki çeşit sıkıştırılmalı döküm yöntemi vardır. Her iki yöntemde de gözenek oluşumunu azaltmak, katılaşan metali istenen şekilde sıkıştırarak kalıp ile arasında iyi bir termal temas sağlamak için yüksek basınç uygulanır. Sıkıştırılmalı döküm yöntemi ile alaşımlı jantlar, direksiyon ve süspansiyon parçaları üretilir. [59,64,65].



Şekil 2.26. Sıkıştırılmalı döküm prosesi [64].

2.1.12.4.1. İndirekt Sıkıştırılmalı Döküm

İndirekt sıkıştırılmalı döküm yönteminde yüksek basınçlı döküm makinesi kullanılır ancak kalıp yerçekimine ters olarak alttan doldurulabilir. Karmaşık yapıdaki bu makineler aynı zamanda sermaye yoğunudur. Doldurma işleminin basit olması hassas kontrol sağlar. Ergimiş metal, pistonun dikey hareketi ile kalıba aktarılır. Metalin katılaşması sırasında basınç doğrudan piston tarafından uygulanır. Oksit hatalarını önlemek için metalin kalıba giriş hızı 0.5 m/s'den düşük tutulur [65].



Şekil 2.27. İndirekt sıkıştırırmalı döküm prosesi [59].

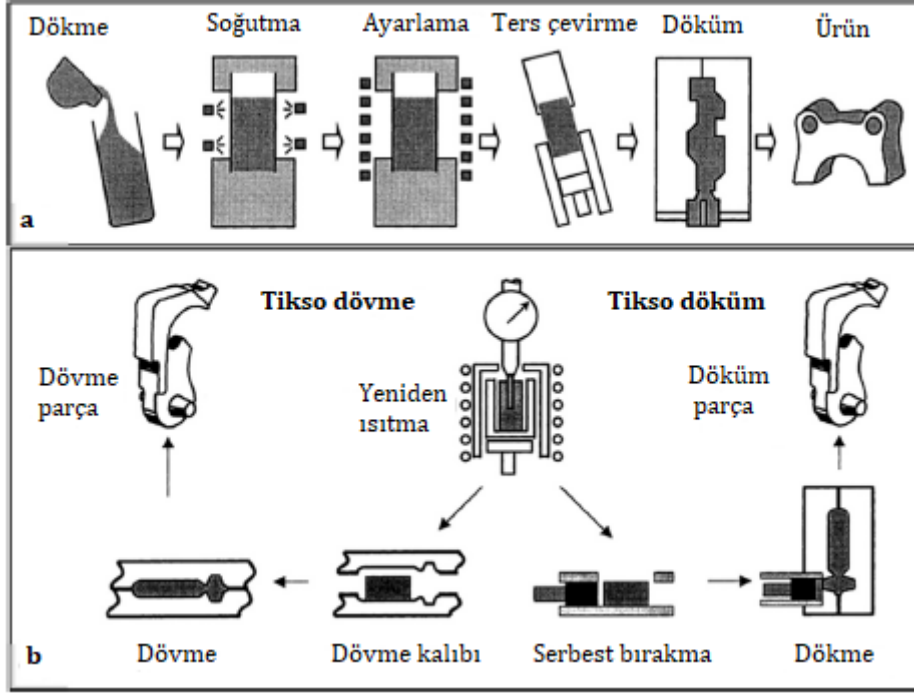
2.1.12.4.2. Direkt Sıkıştırırmalı Döküm

Direkt sıkıştırırmalı döküm yönteminde, ölçülü miktarda ergimiş metal alt kalıba dökülür ve üst kalıp kontrollü bir şekilde aşağı indirilir. Kalıplar yavaşça kapatılırken aralarına 50-150 MPa basınç uygulanır. Kalıp boşluğundaki gerekli şekil türbülanssız bir şekilde oluşturulur ve gözeneklerden arındırılmış olur. Uygulanan basınç sayesinde parçanın soğuma hızı yüksek olur ve mikroyapı kontrolü sağlanır. Böylece ince taneli yapılar tane inceltici ilaveler kullanılmadan üretilebilir. Ayrıca bu yöntemde besleyici ve yolluk gerekmez [66].

2.1.12.5. Yarı Katı Döküm

Yarı katı döküm yönteminde metalin %60'a kadar olan kısmı ergitilir, %40'ı katı olarak kalır. Bu durum standart dendritik mikroyapının küresel mikroyapıya dönüşmesine neden olur. Yarı katı metal kalıplama maknesine hızlı bir şekilde itilir, ekstrüde edilir ya da enjekte edilir. Kalıbın daha düşük türbülansla doldurulması çeşitli avantajlar sağlar. Metal işlem başlangıcında kısmen katılaştığı için işlemin katılaşma süreci kısalmıştır. İşlem sonucu, ince taneli bir mikroyapı ve çok düşük gözenek oranı ile yüksek mekanik özelliklere sahip ürün oluşur. Yüksek mekanik özellikler, yüksek boyutsal doğruluk, yüksek basıçlı döküme benzer yüzey özellikleri ve ısı işlemi için uygunluk yarı katı döküm yönteminin önemli avantajlarıdır. Bu yöntem ile bağlantı kolları ve aktarma organları gibi otomotiv parçaları üretilir [59,67,68].

Yarı katı döküm yöntemi tikso döküm ve reo döküm olmak üzere iki farklı yöntemi içerir. Reo döküm, katılaşma sırasında kesme işlemi ile dendritik olmayan yarı katı bulamaç üretim sürecidir. Reo döküm sırasında yarı katı alaşımın çalkalanmasıyla dendritler parçalanır. Tiksoform(tikso şekillendirme), kısmen ergitilmiş dendritik olmayan alaşım külçesinden neredeyse net şekli oluşturma işlemidir. Şekillendirme kapalı kalıpta yapılıyorsa tikso döküm, açık kalıpta yapılıyorsa tikso dövme olarak adlandırılır [69].



Şekil 2.28. a) Reo döküm prosesi, b) Tiksoform(tikso şekillendirme) prosesi [69].

2.1.12.5.1. Tikso Prosesi

Tikso prosesi, tikso dövme, tikso döküm ve ardından malzemenin ısıtılması ve kesilmesi için özel yöntem olan tikso kalıplama olarak sınıflandırılabilir [70].

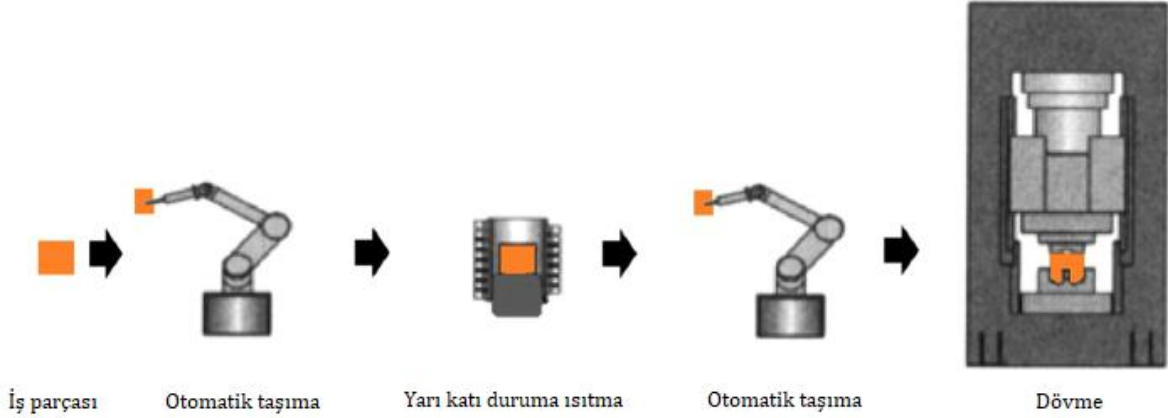
2.1.12.5.1.1. Tikso Dövme

Tikso dövmenin amacı, uygulanan şekillendirme kuvvetlerini ve kalıpların aşınmasını azaltarak daha uzun kalıp ömrü ve gelişmiş şekil kopyalama olanağı sağlamaktır. Tikso dövme için dendritik olmayan besleme stoğu, alüminyum alaşımları için genellikle sürekli döküm prosesinde elektrolitik karıştırma ile üretilir. Elektrolitik karıştırma ile oluşan dendritik yapılar parçalanır. Tikso dövme işlemi daha ucuz ve daha yumuşak kalıp malzemelerinin kullanılmasına olanak sağlar. Azaltılmış şekillendirme kuvvetleri sayesinde dövme sırasındaki mekanik stresler de azalır [70].

Tikso dövme işlemi dört adımda gerçekleşir:

- 1) Besleme çubuğu uygun parça uzunluklarında kesilir.
- 2) Daha sonra parçalar indüksiyon bobini veya kül fırınında kontrollü şekilde ısıtılır. Parça yüzeylerinin aşırı ısıtılmaması önemlidir. Fazla ısıtılırsa parça terler, kütle kaybına ve kimyasal değişikliğe neden olabilir.
- 3) Isıtılmış parça, dövme kalıbına aktarılır.

4) Kırpma presi kullanılarak çıkarılır.



Şekil 2.29. Tikso dövme prosesi [70].

2.1.12.5.1.2. Tikso Döküm

Tikso dökümün amacı, düşük ergime noktasına sahip sıvı faz tarafından çevrelenmiş küresel katı parçacıklardan oluşan faz ile iyi akışkanlığa sahip bulamaçlar hazırlamaktır. Tikso döküm için besleme stoğu, genellikle sürekli döküm prosesinde elektrolitik karıştırma ile üretilir. Tikso döküm süreci dört temel adım içerir:

- 1) Besleme çubuğu uygun parça uzunluklarında kesilir.
- 2) Daha sonra parçalar indüksiyon bobini veya kül fırınında kontrollü şekilde ısıtılır. Parça yüzeylerinin aşırı ısıtılmaması önemlidir. Fazla ısıtılırsa parça terler, kütle kaybına ve kimyasal değişikliğe neden olabilir.
- 3) Isıtılmış parça yüksek basınçlı döküm için atış manşonuna aktarılır.
- 4) Kırpma presi veya şerit testere kullanılarak çıkarılır.



Şekil 2.30. Tikso döküm prosesi [70].

Tikso döküm prosesinin avantajları:

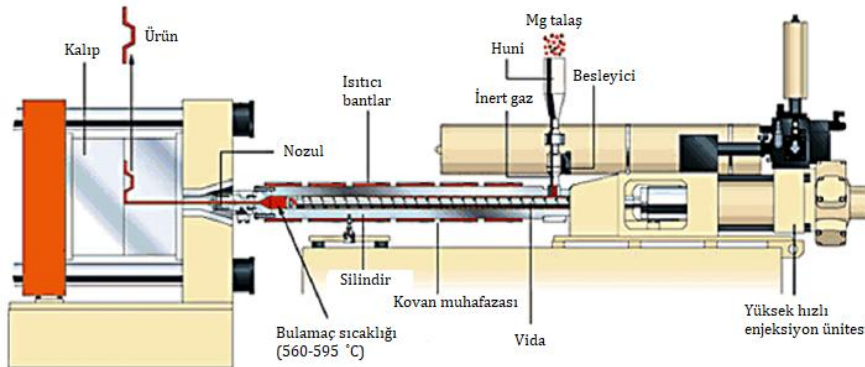
- 1) Isıtma, malzemenin hassas ölçülere sahip olmasını sağlar.
- 2) Ergitme ve bekletme sırasında çok az malzeme kaybı olduğu için enerji verimliliği yüksektir.

- 3) Proses, yüksek işlem ve parça tutarlılığı ile otomatikleştirilebilir.
- 4) Çevrim süresi azaltılabildiği için üretim oranları yüksek basınçlı döküm ile benzer veya daha iyidir.
- 5) Katı faz fraksiyonu, Reynold sayısını ve dolayısıyla türbülans ve büzülme gözenekliliğini azaltır, parça bütünlüğü sağlar.
- 6) Azaltılmış proses sıcaklığı ve kalıp boşluğuna giren malzemenin daha düşük ısı içeriği kalıbın termal şokunu azaltır ve kalıp ömrünü uzatır.
- 7) İnce duvar kapasitesi ile optimize edilmiş bileşen tasarımı ve ağırlık tasarrufu sağlanabilir.

Tikso döküm, sürecin bazı sınırlamalarından dolayı ticari olarak yaygınlaşmamıştır. Tikso döküm ile ilgili en önemli sorunlar hammaddenin özel işleme ihtiyaç duyması, sadece birkaç tedarikçiye bağlı olması ve hammadde maliyetidir. Prosesin geleneksel döküm yöntemlerinden farklı olması nedeniyle yolluk ve takımların tasarımı ile proses sorunlarının çözümü konusunda çalışmalar yapılması gerekmektedir [70].

2.1.12.5.1.3. Tikso Kalıplama

Tikso kalıplama makinesi, polimer enjeksiyonlu kalıplama makinesine benzer. Hammadde olarak yaklaşık 4 mm boyutunda magnezyum alaşımli talaş kullanılır. Tikso kalıplama makinesinin tasarımı yüksek enjeksiyon hızlarına izin verecek şekilde yapılmıştır. Besleme stoğu elektrikli ısıtıcılarda ısıtılarak elde edilen dendritik olmayan yarı katı bulamaç kalıba enjekte edilir. Malzeme olarak kullanılacak bir AZ91D alaşımı bulamaç kalıp içerisinde çok kısa sürede katılaşıcağı için enjeksiyon hızı yüksek basınçlı döküme kıyasla daha yavaş olmasına rağmen polimer enjeksiyonlu kalıplamaya göre yaklaşık on kat daha hızlıdır. Tikso kalıplama günümüzde yaygın olarak karmaşık şekilli ve ince duvarlı elektronikler, bilgisayar parçaları ve kasaları için kullanılır. Bu uygulamalar yarı katı bulamacın tiksotropik akış özelliklerine dayanır. Kalıp boşluğundaki düşük yoğunluk ve yüksek akış hızı sayesinde yüksek kalitede parçalar üretilir [70].



Şekil 2.31. Tikso kalıplama makinesi [70].

2.1.12.6. Dövme

Magnezyum alaşımlarının soğuk şekillendirilebilirliği alüminyum ve çeliğe göre sınırlıdır. Yeterli sayıda kayma düzleminin çalışması için sıcaklığın 250 °C'nin üzerinde olması gerekir. Belirgin kristalografik doku oluşumu nedeniyle haddelenmiş ve ekstrüde edilmiş magnezyum alaşımları çekme geriliminden önemli miktarda daha düşük akma gerilimi gösterir. Pres dövme, ekstrüzyon ve sıcak haddeleme en yaygın üretim yöntemleridir. Ekstrüzyon külçeleri genellikle direkt soğutmalı (DC) döküm yöntemi ile dökülür ve çeşitli şekillerdeki profillere iki adımda ekstrüde edilir. Ekstrüzyon basıncı alüminyum alaşımlarından daha yüksektir [61].

Magnezyum alaşımlı levhalara nadir toprak elementlerinin eklenmesi levhanın şekillendirilebilirliğini artırır fakat maliyeti yükseltir. Şekillendirilebilirliği arttırmak için yaygın olarak kullanılan sıcak haddelemenin dışında süper plastik şekillendirme (SPC), ikiz merdaneli haddeleme, eşit kanallı açısız presleme (ECAP) gibi yöntemler de kullanılmaktadır [61].

En yaygın dövme alaşımı AZ31B'dir. Mekanik özellikler sıcaklık ve hız gibi parametrelere bağlıdır. Çekme dayanımı 200 MPa, basma dayanımı 100 MPa civarında olmakla birlikte %10-14 arası uzamada çekme mukavemeti yaklaşık 260 MPa'dır. Haddelenmiş ürünlere genellikle yumuşak tavlama veya temperleme uygulanır. AZ61B ve AZ80A alaşımlarında olduğu gibi yüksek alüminyum içeriği mukavemeti artırır. ZE20 (Mg-2Zn-0.2Ce) alaşımının sünekliği AZ31'in sünekliğinden yaklaşık bir buçuk kat daha fazladır ve ekstrüde edilebilirliği AZ31'den daha yüksektir. Sikorsky UH60 (Blackhawk) helikopterinin şanzıman ünitesi ZE41 alaşımından yapılmıştır [61].

3.MATERYAL VE YÖNTEM

3.1. Giriş

Bu çalışmada, Mg-3Sn-2Y-1Zn-0.6Ca alaşımının mekanik ve korozyon özellikleri incelenmiştir. Ergitme işlemi, koruyucu atmosfer olarak % 4 SF₆ (sülfür hekzaflorid) ve %96 Argon içeren gaz karışımı kullanılarak elektrik dirençli fırında gerçekleştirilmiştir. Üretilen alaşımın mikroyapısı SEM ve EDS ile analiz edilmiştir. Faz analizleri, XRD kullanılarak yapılmıştır. Alaşımın çekme, sertlik ve korozyon testleri yapılmış, literatür ile karşılaştırılmış ve sonuçlar irdelenmiştir.

3.2. Alaşımın Üretilmesi

Alaşımın üretiminde saf magnezyum külçe, yüksek saflıkta kalay, itriyum, çinko ve kalsiyum (%99.9) granülleri kullanıldı. Saf Mg külçesi, elektrik dirençli fırın kullanılarak bir çelik pota içinde eritildi ve daha sonra alaşım elementleri ilave edildi. Üretimin her aşamasında koruyucu atmosfer olarak %4 SF₆ + %96 Argon gazı karışımı kullanıldı. Tüm elementlerin eridiğinden emin olmak için eriyik 10 dakika 740 °C sıcaklıkta bekletildikten sonra ultrasonik karıştırıcı (UIP220 - Hielscher) yardımıyla homojenlik sağlandı. Karıştırma işleminden sonra pota içerisindeki sıvı metalin katılaştırma işlemi bir su banyosunda gerçekleştirildi.

3.3. Mikroyapının İncelenmesi

Metalografik numuneler 220, 500, 800, 1200, 2500 grit SiC aşındırıcı kağıtlarla zımparalandı ve 1 µm kolloidal silika ve 0.25 µm elmas süspansiyon ile parlatıldı. Ardından 8 g pikrik asit, 5 ml asetik asit, 10 ml distile su ve 100 ml etanol içeren solüsyonda dağlandı. Mikroyapılar, dijital kamera ile donatılmış Olympus BX51 optik mikroskop ile gözlemlendi. Mikroyapılar ve faz tanımlamaları enerji dağılımlı X-ışını (EDX) spektrometresi ile donatılmış Tescan Vega 3 taramalı elektron mikroskobu (SEM) üzerinde incelendi. Faz analizleri, 40 kV ve 40 mA'da Cu difraktometreli (dalga boyu 0.15418 nm) bir difraktometre kullanılarak X-ışını kırınımı (XRD) ile yapılmıştır.



Şekil 3.1. Mikroyapı görüntülerini elde etmek için kullanılan Olympus BX51 optik mikroskop.



Şekil 3.2. Tescan Vega 3 taramalı elektron mikroskobu (SEM).



Şekil 3.3. Faz analizlerini yapmak için kullanılan XRD.

3.4. Nano Sertlik ve Çekme Testi

Alaşımın indirgenmiş elastik modül (E_r) ve nanosertlik değerini (H_N) belirlemek için nanoindentasyon analizi yapılmıştır. Testler için Hysitron Triboindenter TI950 cihazı kullanılmıştır. Sertlik testi sonrası yüzey analizi için, yüzeyin görüntüsü taramalı uç mikroskobu ile (Scanning Probe Microscopy; SPM) sertlik testi öncesi ve sonrası olarak kaydedilmiştir. Sertlik ucu olarak elmas Berkovich kullanılmıştır. Testler, yük kontrollü geribildirim modunda, 5 mN'luk maksimum kuvvet altında yüzey üzerinde oluşturulan 3x3'lük bir matris üzerine 9 farklı yük uygulanarak, 10 saniye yükleme ve boşaltma ve 5 saniye bekleme sürelerinde gerçekleştirilmiştir.

Çekme numuneleri, ASTM E8M-03 standardına göre evrensel test makinesinde 36.5 °C vücut sıcaklığında ve 0.2 mm/dk'lık ram hızında Raagen Universal Çekme Cihazı ile test edilmiştir.



Şekil 3.X. Raagen universal çekme cihazı.

3.5. Korozyon Testleri

Korozyon özelliklerinin belirlenmesi için daldırma ve potansiyodinamik polarizasyon testleri yapıldı. Testler için tuz çözeltisi (Hank's Balanced Salt Solution: 8 g/L NaCl, 0.4 g/L KCl, 0.4 g/L MgCl₂·6H₂O, 0.35 g/L NaHCO₃, 0.25 g/L NaH₂PO₄·2H₂O, 0.06 g/L Na₂HPO₄·2H₂O, 0.19 g/L CaCl₂·2H₂O, 0.06 g/L MgSO₄·7H₂O, 1 g/L glikoz) kullanıldı ve testler 36.5 °C vücut sıcaklığında gerçekleştirildi. Daldırma testinden önce, her bir kenarı 15 mm uzunluğunda olan

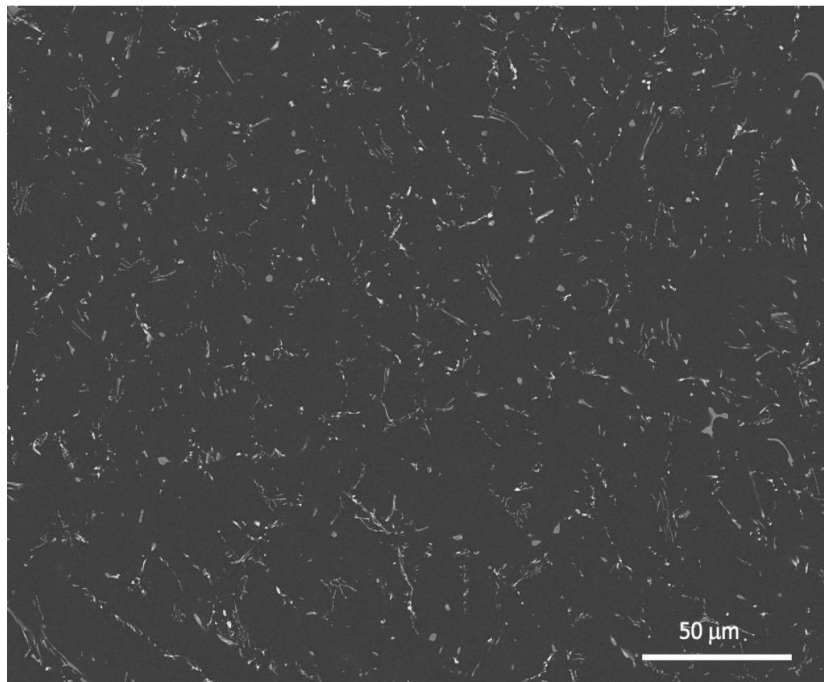
her numunenin yüzeyi parlatıldı ve etanol ile temizlendi. Çözeltilerin başlangıç pH değeri 7.4 olarak belirlendi. Daldırma testi 384 saat sürdü ve testten sonra aşınmış numunelerin üzerindeki oksitler $200 \text{ g L}^{-1} \text{ CrO}_3$ solüsyon ile temizlendi. Daha sonra numunelerdeki kütle kaybı 0.0001 g hassasiyete sahip dijital analitik terazi ile ölçüldü. Çözeltinin pH değişimleri 1, 2, 4, 8, 12, 24, 48, 96, 192 ve 384. saatlerde gözlemlendi.

Potansiyodinamik polarizasyon testleri, CHI602E model Potentiostat-Galvanostat (CHI Instruments, Inc. Shanghai) cihazında, $36.5 \text{ }^\circ\text{C}$ vücut sıcaklığında, 100 ml tuz çözeltisi (Hank's Balanced Salt Solution: 8 g/L NaCl , 0.4 g/L KCl , $0.4 \text{ g/L MgCl}_2 \cdot 6\text{H}_2\text{O}$, 0.35 g/L NaHCO_3 , $0.25 \text{ g/L NaH}_2\text{PO}_4 \cdot 2\text{H}_2\text{O}$, $0.06 \text{ g/L Na}_2\text{HPO}_4 \cdot 2\text{H}_2\text{O}$, $0.19 \text{ g/L CaCl}_2 \cdot 2\text{H}_2\text{O}$, $0.06 \text{ g/L MgSO}_4 \cdot 7\text{H}_2\text{O}$, 1 g/L glikoz) içinde, geleneksel üç elektrotlu düzenek (karşı elektrot olarak platin plaka, referans olarak doymuş Ag-AgCl elektrotu ve çalışma elektrotu olarak numune) kullanılarak gerçekleştirildi. Numunelerin tuz çözeltisine maruz kalan yüzey alanı yaklaşık 1 cm^2 idi. Potansiyodinamik polarizasyon testi, 1 mV/s 'lik potansiyel tarama hızında gerçekleştirildi. Kararlı durum korozyon potansiyeli (Ecorr) elde etmek için numuneler, ölçümlerden yaklaşık 1 saat önce çözeltiliye daldırıldı. Tafel ekstrapolasyon tekniği ile polarizasyon parametreleri sağlandı.

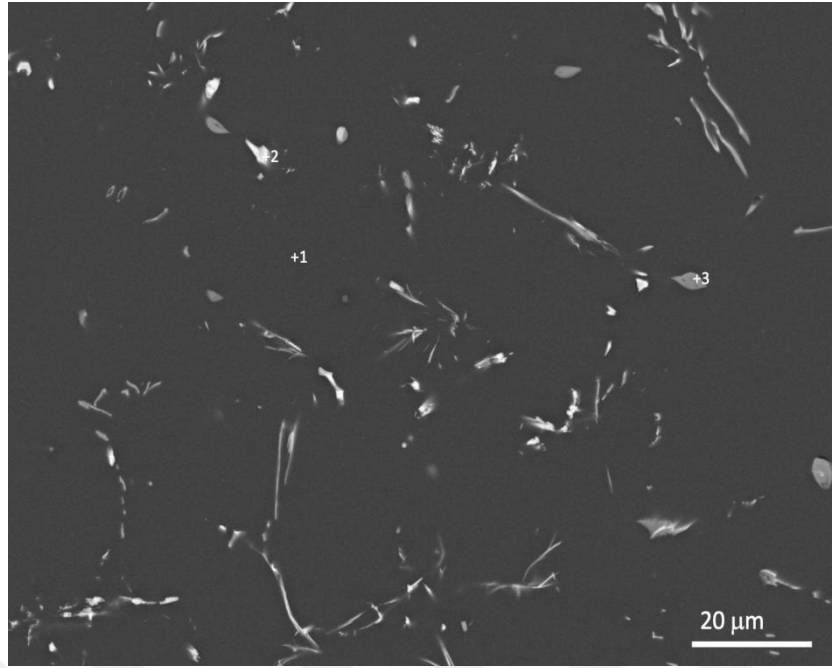
4. BULGULAR VE TARTIŞMA

4.1. Mikroyapının İncelenmesi

Üretilen alaşımların SEM ile yapılan mikroyapı karakterizasyonu Şekil 4.1'de, EDS görüntüsü ise Şekil 4.2'de yer almaktadır. Biyouyumlu magnezyum alaşımları arasında, Mg-Zn-Ca alaşım kombinasyonu, insan vücudunun günlük ihtiyacı olan elementleri içermesi nedeniyle çekici bir kombinasyondur [71-73]. Bu nedenle, bilim insanları Mg-Zn-Ca alaşımları üzerinde araştırmalar yapmaktadır. Mg-Zn-Ca alaşımının temel olarak α -Mg taneleri, $\text{Ca}_2\text{Mg}_6\text{Zn}_3$ ve Mg_2Ca intermetalik fazlarını içerdiği bildirilmiştir. Mg-Zn-Ca alaşımının korozyonu, Zn/Ca atomik içerik oranından kaynaklanan intermetalik fazların varlığına bağlı olarak farklılık gösterebilir. Zn/Ca atomik içerik oranı 1.0-1.2 aralığının üzerindeyse sadece $\text{Ca}_2\text{Mg}_6\text{Zn}_3$ intermetalik fazı oluşur. Zn/Ca atomik oranının 1.0-1.2 aralığının altında olması durumunda hem Mg_2Ca hem de $\text{Ca}_2\text{Mg}_6\text{Zn}_3$ intermetalik fazları oluşur [74-76]. Mg_2Ca intermetalik fazı magnezyumun korozyon direnci üzerinde zararlı etkiye sahipken, $\text{Ca}_2\text{Mg}_6\text{Zn}_3$ intermetalik fazı korozyon direncini artırır [71-73,77-79]. Şekil 4.2 Spot 1 elementel analiz sonuçları göz önüne alındığı zaman, α -Mg kristal kafes içerisinde alaşım elementlerinin bir miktar çözüldüğü görülmektedir. Spot 2'deki Sn/Y atomik oranı göz önüne alındığı zaman, bu intermetalik fazın MgSnY üçlü intermetalik, Spot 3 ise $\text{Ca}_2\text{Mg}_6\text{Zn}_3$ intermetalik fazının $\text{Mg-3Sn-2Y-1Zn-0.6Ca}$ alaşımında var olduğunu göstermektedir.



Şekil 4.1. Mg-3Sn-2Y-1Zn-0.6Ca alaşımının SEM mikroyapı görüntüsü.



Şekil 4.2. Mg-3Sn-2Y-1Zn-0.6Ca alaşımının EDS görüntüsü.

Tablo 4.1. Mg-3Sn-2Y-1Zn-0.6Ca alaşımının EDS analiz sonuçları.

Spot No	Kimyasal Bileşim (at.%)					Atomik Oran			
	Mg	Sn	Y	Zn	Ca	Mg/Sn	Sn/Y	Mg/Ca	Zn/Ca
1	99,398	0,080	0,095	0,281	0,146	-	0,842	-	-
2	69,340	12,194	15,647	0,645	2,175	5,686	0,779	31,880	0,297
3	80,840	0,025	0,628	11,788	6,719	3233,6	0,040	12,032	1,754

4.2. Sertlik ve Çekme Testi

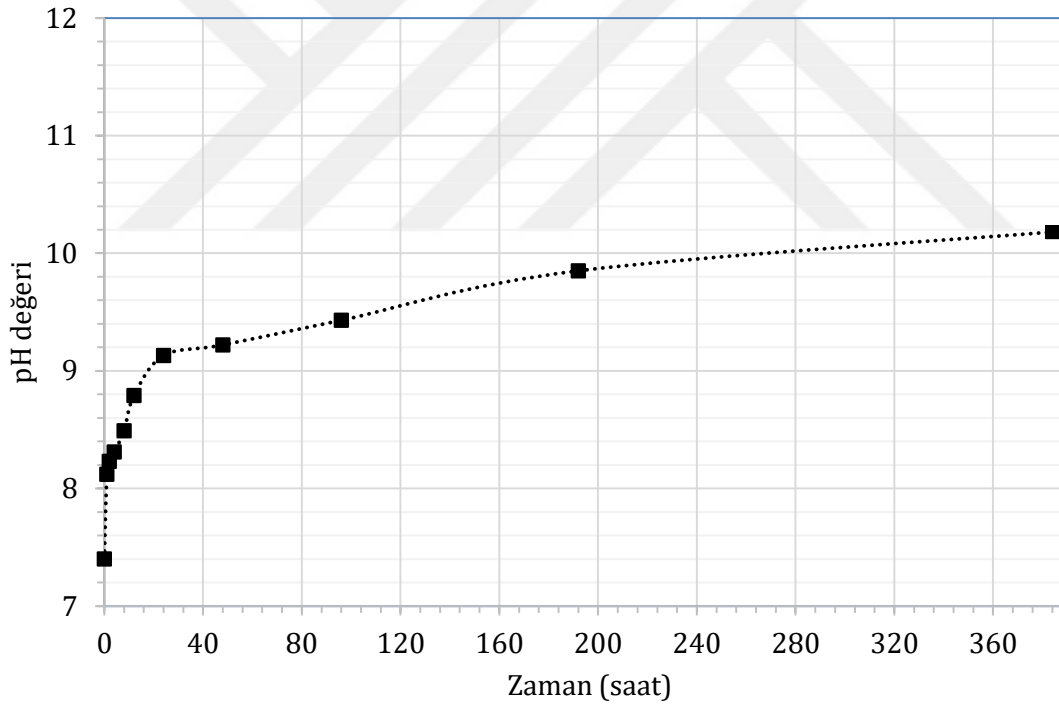
Tablo 4.2'de görüldüğü gibi Mg-3Sn-2Y-1Zn-0.6Ca alaşımının akma mukavemeti 58.06 MPa, çekme mukavemeti 92.5 MPa, Brinell sertlik değeri 59 HB, uzama değeri %3.75, nano sertlik değeri 1.32 GPa ve elastik modülü 43.9 GPa bulunmuştur. Biyobozunur magnezyum alaşımlarının gelişmekte olan bir iskelet sistemi içerisinde osteosentez malzemesi olarak kullanımı için spesifik özellikler bulundurması gerektirmektedir. Bu özellikler iyi biyouyumluluk, kırılmanın iyileşmesi sırasında yeterli mekanik kararlılık, kemik yapısının tam rejenerasyonu ve kemiğin iyileşme süreciyle dengeli, homojen bozunma performansı olarak sıralanmaktadır [80]. Ortopedik implantlarda, 90-180 günlük etkili bir kullanım ömrü sağlamak için, malzemenin minimum 200 MPa'lık akma dayanımına, %10'luk uzamaya ve 37 °C'de simüle edilmiş solüsyonlarda minimum 0,5 mm/yıl'lık bir bozunma hızına sahip olması gerekir [81]. Bu değerlerden de görüldüğü gibi Mg-3Sn-2Y-1Zn-0.6Ca alaşımının mekanik özellikleri beklenen minimum değerleri karşılamıyor olsa da ısıtma işlemi ve ekstrüzyon ile şekillendirilmeye uygun alaşım olmasından dolayı beklenen değerlere ulaşabileceği düşünülmektedir.

Tablo 4.2. Mg-3Sn-2Y-1Zn-0.6Ca alaşımının mekanik özellikleri.

Alaşım	Akma Mukavemeti (MPa)	Çekme Mukavemeti (MPa)	Sertlik (HB)	Uzama (%)	Nano Sertlik (GPa)	Elastik Modül (GPa)
Mg-3Sn-2Y-1Zn-0.6Ca	58.06	92.5	59	3.75	1.32	43.9

4.3. Korozyon Testleri

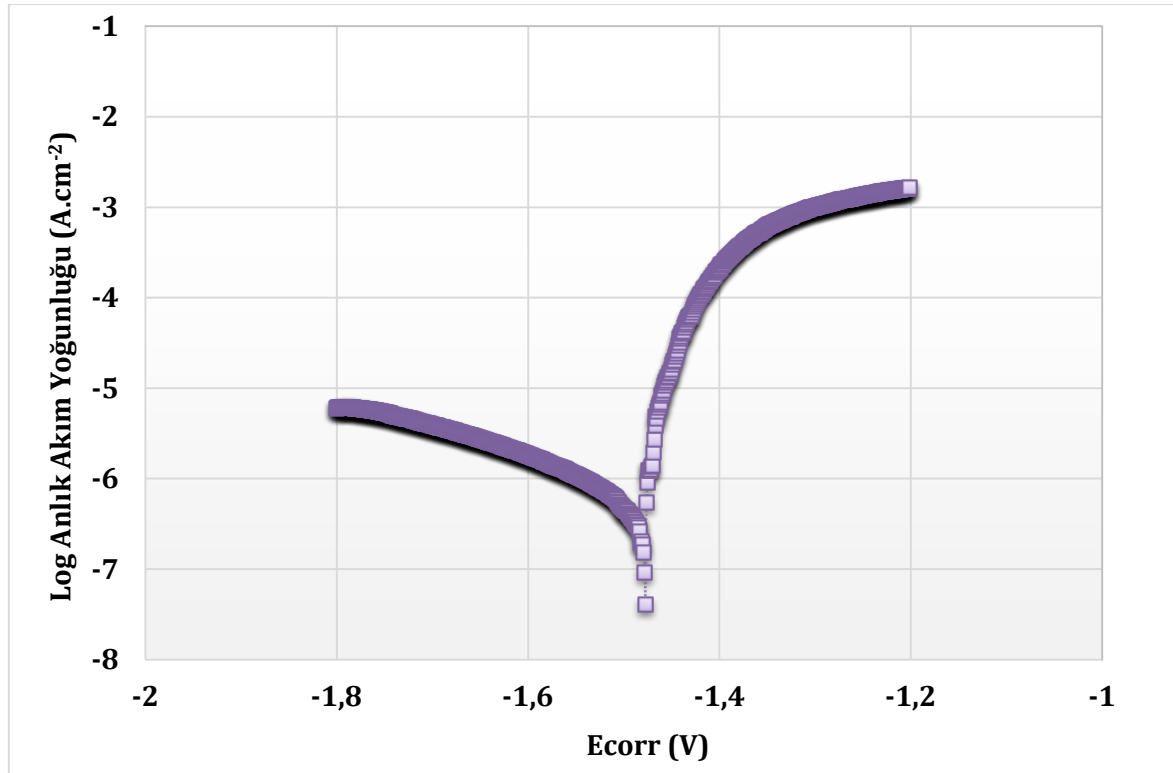
İmplant malzemenin korozyon hızı, implantın çevresinde bulunan dokunun tepkisinde kritik bir rol oynamaktadır. Hızlı bozunum gerçekleştiren implant malzemeler, kemik dokusunun rejenerasyonunu olumsuz yönde etkileyen osteoliz oluşumuna yol açtığı bildirilmiştir [82]. Bu nedenle, Mg-Sn esaslı alaşımların başlangıçtaki bozunma hızının azaltılması, implant uygulamaları için çok önemli bir husustur. Şekil 4.3'ten görülebileceği gibi, alaşımın pH değerleri, daldırma süresinin artmasıyla artmaktadır.



Şekil 4.3. Mg-3Sn-2Y-1Zn-0.6Ca alaşımının HBSS içerisinde farklı daldırma sürelerindeki pH değişim grafiği.

Tablo 4.3. Mg-3Sn-2Y-1Zn-0.6Ca alaşımının HBSS içerisinde farklı daldırma sürelerindeki pH değişim tablosu.

Zaman(saat)	0	1	2	4	8	12	24	48	96	192	384
pH değeri	7.4	8.12	8.23	8.31	8.49	8.79	9.13	9.22	9.43	9.85	10.18



Şekil 4.4. Mg-3Sn-2Y-1Zn-0.6Ca alaşımının Tafel Eğrisi.

Tablo 4.4'te görüldüğü gibi Mg-3Sn-2Y-1Zn-0.6Ca alaşımının Tafel Eğrisi ile hesaplanan korozyon hızı 2.05 mm/yıl, ağırlık kaybı ile hesaplanan korozyon hızı ise 1.91 mm/yıl' dır.

Tablo 4.4. Mg-3Sn-2Y-1Zn-0.6Ca alaşımının korozyon hızı.

Alaşım	Tafel Eğrisi ile hesaplanan Korozyon Hızı (mm/yıl)	Ağırlık kaybı ile hesaplanan Korozyon Hızı (mm/yıl)
Mg-3Sn-2Y-1Zn-0.6Ca	2.05	1.91

Biyobozunur stentler için incelenen farklı magnezyum alaşımlarının mekanik özellikleri ve bozunma hızı ile ilgili bilgiler Tablo 4.5'te verilmiştir. Tablo incelendiğinde stent olarak kullanılmakta olan bir biyobozunur WE43 magnezyum alaşımının potansiyodinamik polarizasyon testinden elde edilen bozunma hızı değeri 1.35 mm/yıl olduğu görülmektedir. Bu çalışmada Mg-3Sn-2Y-1Zn-0.6Ca alaşımı için bozunma hızı ise 2.05 mm/yıl bulunmuştur. Elde edilen bozunma hızı değeri WE43 alaşımından bir miktar fazla olmasına rağmen daha az nadir element içermesi ile bu alaşıma alternatif oluşturduğu düşünülmektedir. Ayrıca, günümüzde stent yüzey alanı 45-100 mm² ve bir çivinin (ortopedik uygulamalarda kullanılan) yüzey alanı ise 450-1000 mm² aralığında değişmektedir [83,84]. Mg-3Sn-2Y-1Zn-0.6Ca alaşımının bozunma hızı göz önüne alındığında ortopedik uygulamalardan ziyade kardiyovasküler stent uygulamaları için daha uygun olabileceği görülmektedir.

Tablo 4.5. Bazı biyobozunur magnezyum alaşımlarının mekanik ve korozyon değerleri [85].

Malzeme	Akma Mukavemeti (MPa)	Çekme Mukavemeti (MPa)	Uzama (%)	<i>In-vitro</i> Bozunma hızı (mm/yıl)	Ortalama dane boyutu (µm)
316L SS: tavllanmış	190	490	40	-	12-30
Saf Mg: döküm	20	86	2-13	407	-
WE43 alaşımı: ekstrüzyon-T5	195	280	2	1.35	10
ZW21: ekstrüzyon	200	270	17	-	4

5. SONUÇLAR VE ÖNERİLER

Bu çalışmada, saf magnezyum külçe, yüksek saflıkta kalay, itriyum, çinko ve kalsiyum granülleri kullanılarak elektrik dirençli fırın ile Mg-3Sn-2Y-1Zn-0.6Ca alaşımı üretilmiştir. Ergitme işleminde koruyucu atmosfer olarak %4 SF₆ (sülfür hekzaflorid) %96 Argon içeren gaz karışımı kullanılmıştır. Üretilen alaşımın mikroyapısı SEM ve EDS kullanılarak incelenmiş ve XRD ile faz analizi yapılmıştır. Alaşımın indirgenmiş elastik modül (E_r) ve nanosertlik değeri (H_N) nanoindentasyon analizi ile belirlenmiştir. Sertlik testi öncesi ve sonrası taramalı uç mikroskobu ile alaşımın yüzey görüntüleri alınarak yüzey analizi yapılmıştır. Alaşıma, 36.5 °C vücut sıcaklığında çekme testi uygulanmıştır. Daldırma ve potansiyodinamik polarizasyon testleri 36.5 °C vücut sıcaklığında gerçekleştirilerek alaşımın korozyon özellikleri belirlenmiştir. Yapılan korozyon testleri sonucunda alaşımın kararlı durum korozyon potansiyeli (E_{corr}) ve polarizasyon parametreleri elde edilmiştir.

Yapılan çalışmalar neticesinde elde edilen sonuçlar bu bölümde özetlenmektedir ;

- Mikroyapı çalışmaları sonucu, Mg-3Sn-2Y-1Zn-0.6Ca alaşımında, α-Mg kristal kafes içerisinde alaşım elementlerin bir miktar çözüldüğü, alaşımda MgSnY üçlü intermetalik fazının ve Ca₂Mg₆Zn₃ intermetalik fazının var olduğu tespit edilmiştir.
- Mg-3Sn-2Y-1Zn-0.6Ca alaşımına uygulanan mekanik testler sonucu, alaşımın mekanik özellikleri beklenen minimum değerleri karşılamıyor olsa da ısıl işlem ve ekstrüzyon ile şekillendirilmeye uygun alaşım olmasından dolayı beklenen değerlere ulaşılacağı düşünülmektedir.
- Mg-3Sn-2Y-1Zn-0.6Ca alaşımına uygulanan korozyon testleri sonucu, alaşımın pH değerleri, daldırma süresinin artmasıyla artmaktadır ve elde edilen bozunma hızı değeri WE43 alaşımından bir miktar fazla olmasına rağmen daha az nadir element içermesi ile bu alaşıma alternatif oluşturduğu düşünülmektedir. Mg-3Sn-2Y-1Zn-0.6Ca alaşımının bozunma hızı göz önüne alındığında ortopedik uygulamalardan ziyade kardiyovasküler stent uygulamaları için daha uygun olabileceği görülmektedir.

KAYNAKLAR

- [1]. Deepak, J. R., Arunkumar, T., Venkata, S., Datta, S., and Varma, S., Materials Today : Proceedings XRD investigation of biodegradable magnesium rare earth alloy, *Mater. Today Proc.*, vol. 47, 2021, doi: 10.1016/j.matpr.2021.05.542.
- [2]. Gu, X. N., Xie, X. H., Li, N., Zheng, Y. F., and Qin, L., Acta Biomaterialia In vitro and in vivo studies on a Mg – Sr binary alloy system developed as a new kind of biodegradable metal, vol. 8, pp. 2360–2374, 2012, doi: 10.1016/j.actbio.2012.02.018.
- [3]. Kramer, D. A., Magnesium, Its Alloys and Compounds, *US Geol. Surv. Open-File Rep.*, vol. 1, no. 341, p. 29, 2001.
- [4]. Tan, J., and Ramakrishna, S., Applications of Magnesium and Its Alloys: A Review, *Appl. Sci.*, vol. 11, no. 15, p. 16, 2021, doi: 10.3390/app11156861.
- [5]. Polmear, I. J., Magnesium alloys and applications, *Mater. Sci. Technol.*, vol. 10, no. 1, pp. 1–16, 2012, doi: 10.1179/026708394790163401.
- [6]. Prasad, S. V. S., Prasad, S. B., Verma, K., Mishra, R. K., Kumar, V., and Singh, S., The role and significance of Magnesium in modern day research-A review, *J. Magnes. Alloy.*, p. 61, 2021, doi: 10.1016/j.jma.2021.05.012.
- [7]. Sun, D., Proliferation of Twinning in HCP Metals : Application to Magnesium, pp. 1–23, 2017.
- [8]. Gupta, M., Nai, M. L. S., and Sharon, L., Magnesium, Magnesium Alloys and Magnesium Composites, p. 257, Nov. 2010, doi: 10.1002/9780470905098.ch4.
- [9]. Gerengi, H., Kaya, E., and Cabrini, M., Saf Magnezyumun Biyobozunur Malzeme Olarak Kullanılma Potansiyeli, *İleri Teknol. Bilim. Derg.*, vol. 6, no. 2, pp. 9–25, 2017.
- [10]. Song, J., She, J., Chen, D., and Pan, F., Latest Research Advances on Magnesium and Magnesium Alloys Worldwide, *J. Magnes. Alloy.*, vol. 8, no. 1, pp. 1–41, 2020, doi: 10.1016/j.jma.2020.02.003.
- [11]. Mordike, B. L., and Ebert, T., Magnesium Properties - Applications - Potential, *Mater. Sci. Eng. A*, vol. 302, no. 1, pp. 37–45, 2001, doi: 10.1016/S0921-5093(00)01351-4.
- [12]. Tsakiris, V., Tardei, C., and Clicinschi, F. M., Biodegradable Mg Alloys for Orthopedic Implants – A Review, *J. Magnes. Alloy.*, p. 22, 2021, doi: 10.1016/j.jma.2021.06.024.
- [13]. Sankaranarayanan, S., and Gupta, M., Emergence of God's Favorite Metallic Element: Magnesium Based Materials for Engineering and Biomedical Applications, *Mater. Today Proc.*, vol. 39, pp. 311–316, 2020, doi: 10.1016/j.matpr.2020.07.220.
- [14]. Öztürk, F., and Kaçar, İ., Magnezyum Alaşımları ve Kullanım Alanlarının İncelenmesi, *Niğde Üniversitesi Mühendislik Bilim. Derg.*, pp. 12–20, 2012.
- [15]. Westengen, H., and Isi, N., Magnesium : Alloying, no. 2015, pp. 10–15, 2016, doi: 10.1016/B978-0-12-803581-8.01118-8.
- [16]. Powell, B. R., Krajewski, P. E., and Luo, A. A., Magnesium Alloys for Lightweight Powertrains and Automotive Structures, *Mater. Des. Manuf. Light. Veh.*, pp. 125–186, 2021, doi: 10.1016/b978-0-12-818712-8.00004-5.
- [17]. Bairagi, D., and Mandal, S., A comprehensive review on biocompatible Mg-based alloys as temporary orthopaedic implants : Current status , challenges , and future prospects, *J. Magnes. Alloy.*, 2021, doi: 10.1016/j.jma.2021.09.005.

- [18]. Mishra, A., Friction Stir Welding of Dissimilar Metal: A Review, *SSRN 3104223*, 2018.
- [19]. Yang, K., and Tan, L., Control of Biodegradation of Magnesium (Mg) Alloys for Medical Applications, in *Corrosion Prevention of Magnesium Alloys: A volume in Woodhead Publishing Series in Metals and Surface Engineering*, Woodhead Publishing Limited, 2013, pp. 509–543.
- [20]. Villegas-Armenta, L. A., Drew, R. A. L., and Pekguleryuz, M. O., The Ignition Behavior of Mg–Ca Binary Alloys: The Role of Heating Rate, *Oxid. Met.*, vol. 93, no. 5–6, pp. 545–558, Jun. 2020, doi: 10.1007/s11085-020-09970-x.
- [21]. Kapinos, D., Augustyn, B., and Szymanek, M., Methods of Introducing Alloying Elements Into Liquid Magnesium, *Metall. Foundry Eng.*, vol. 40, no. 3, p. 141, 2014, doi: 10.7494/mafe.2014.40.3.141.
- [22]. ASM International, *ASM Handbook Volume 3 : Alloy Phase Diagrams*. 1998.
- [23]. Baghni, I. M., Wu, Y.-S., Li, J.-Q., Du, C. W., and Zhang, W., Mechanical properties and potential applications of magnesium alloys, *Trans. Met. Soc. CHINA-ENGLISH Ed.*, vol. 13, no. 6, pp. 1253–1259, 2003.
- [24]. Pan, F., Yang, M., and Chen, X., A Review on Casting Magnesium Alloys: Modification of Commercial Alloys and Development of New Alloys, *J. Mater. Sci. Technol.*, vol. 32, no. 12, pp. 1211–1221, 2016, doi: 10.1016/j.jmst.2016.07.001.
- [25]. Aghion, E., Bronfín, B., Von Buch, F., Schumann, S., and Friedrich, H., Newly Developed Magnesium Alloys for Powertrain Applications, *Jom*, vol. 55, no. 11, pp. 30–33, 2003, doi: 10.1007/s11837-003-0206-8.
- [26]. Sankaran, K. K., and Mishra, R. S., Magnesium Alloys, in *Metallurgy and Design of Alloys with Hierarchical Microstructures*, Elsevier, 2017, pp. 345–383.
- [27]. Yang, Y., Liu, Y., Qin, S., and Fang, Y., High cycle fatigue properties of die-cast magnesium alloy AZ91D with addition of different concentrations of cerium, *J. Rare Earths*, vol. 24, no. 5, pp. 591–595, 2006.
- [28]. Cui, X.-P., Liu, H.-F., Jian, M., and Zhang, D.-P., Microstructure and mechanical properties of die-cast AZ91D magnesium alloy by Pr additions, *Trans. Nonferrous Met. Soc. China*, vol. 20, pp. 435–438, 2010.
- [29]. Candan, S., Unal, M., Koc, E., Turen, Y., and Candan, E., Effects of titanium addition on mechanical and corrosion behaviours of AZ91 magnesium alloy, *J. Alloys Compd.*, vol. 509, no. 5, pp. 1958–1963, 2011.
- [30]. Wang, F., Wang, Y., Mao, P., Yu, B., and Guo, Q., Effects of combined addition of Y and Ca on microstructure and mechanical properties of die casting AZ91 alloy, *Trans. Nonferrous Met. Soc. China - TRANS NONFERROUS Met. SOC CH*, vol. 20, pp. 311–317, 2010, doi: 10.1016/S1003-6326(10)60489-X.
- [31]. Sevik, H., Açıkgöz, S., and Can Kurnaz, S., The effect of tin addition on the microstructure and mechanical properties of squeeze cast AM60 alloy, *J. Alloys Compd.*, vol. 508, no. 1, pp. 110–114, 2010, doi: <https://doi.org/10.1016/j.jallcom.2010.07.185>.
- [32]. Açıkgöz, S., Sevik, H., and Kurnaz, S., Influence of silver addition on the microstructure and mechanical properties of squeeze cast Mg-6Al-1Sn-0.3Mn-0.3Ti, *J. Alloys Compd.*, vol. 509, pp. 7368–7372, 2011, doi: 10.1016/j.jallcom.2011.04.112.
- [33]. Wang, L., Zhang, B., Zhu, S., Zhang, M., Zhang, C., and Guan, S., Effects of silicocalcium on microstructure and properties of Mg-6Al-0.5Mn alloy, *Trans. Nonferrous Met. Soc. China*, vol. 16, no. 3, pp. 551–555, 2006, doi: [https://doi.org/10.1016/S1003-6326\(06\)60096-4](https://doi.org/10.1016/S1003-6326(06)60096-4).

- [34]. Fu, P., Peng, L., Jiang, H., Zhang, Z., and Zhai, C., Fracture behavior and mechanical properties of Mg-4Y-2Nd-1Gd-0.4Zr (wt.%) alloy at room temperature, *Mater. Sci. Eng. A*, vol. 486, no. 1, pp. 572-579, 2008, doi: <https://doi.org/10.1016/j.msea.2007.09.043>.
- [35]. Su, Z., Liu, C., and Wan, Y., Microstructures and mechanical properties of high performance Mg-4Y-2.4 Nd-0.2 Zn-0.4 Zr alloy, *Mater. Des.*, vol. 45, pp. 466-472, 2013.
- [36]. Kang, Y. H., Wu, D., Chen, R. S., and Han, E. H., Microstructures and mechanical properties of the age hardened Mg-4.2 Y-2.5 Nd-1Gd-0.6 Zr (WE43) microalloyed with Zn, *J. Magnes. Alloy.*, vol. 2, no. 2, pp. 109-115, 2014.
- [37]. Fu, P., Peng, L., Jiang, H., Ding, W., and Zhai, C., Tensile properties of high strength cast Mg alloys at room temperature: A review, *China Foundry*, vol. 11, no. 4, pp. 277-286, 2014.
- [38]. He, S. M., Zeng, X. Q., Peng, L. M., Gao, X., Nie, J. F., and Ding, W. J., Microstructure and strengthening mechanism of high strength Mg-10Gd-2Y-0.5Zr alloy, *J. Alloys Compd.*, vol. 427, no. 1, pp. 316-323, 2007, doi: <https://doi.org/10.1016/j.jallcom.2006.03.015>.
- [39]. Ozaki, T., Kuroki, Y., Yamada, K., Hoshikawa, H., Kamado, S., and Kojima, Y., Mechanical properties of newly developed age hardenable Mg-3.2 mol% Gd-0.5 mol% Zn casting alloy, *Mater. Trans.*, vol. 49, no. 10, pp. 2185-2189, 2008.
- [40]. Polmear, I. J., *Light Alloys: From Traditional Alloys to Nanocrystals*. Elsevier/Butterworth-Heinemann, 2006.
- [41]. Esmaily, M., Svensson, J. E., Fajardo, S., Birbilis, N., Frankel, G. S., Virtanen, S., Arrabal, R., Thomas, S., and Johansson, L. G., Fundamentals and advances in magnesium alloy corrosion, *Prog. Mater. Sci.*, vol. 89, pp. 92-193, 2017, doi: [10.1016/j.pmatsci.2017.04.011](https://doi.org/10.1016/j.pmatsci.2017.04.011).
- [42]. Song, G. L., and Atrens, A., Corrosion Mechanisms of Magnesium Alloys, *Adv. Eng. Mater.*, vol. 1, no. 1, pp. 11-33, Sep. 1999.
- [43]. Kainer, K. U., Bala Srinivasan, P., Blawert, C., and Dietzel, W., Corrosion of magnesium and its alloys, *Shreir's Corros.*, pp. 2011-2041, 2010, doi: [10.1016/B978-044452787-5.00096-2](https://doi.org/10.1016/B978-044452787-5.00096-2).
- [44]. Hamdy Makhoul, A. S., and Gajarla, Y., Advances in Smart Coatings for Magnesium Alloys and Their Applications in Industry, pp. 245-261, 2019, doi: [10.1016/B978-0-12-849870-5.00016-1](https://doi.org/10.1016/B978-0-12-849870-5.00016-1).
- [45]. Luo, A. A., Applications: Aerospace, Automotive and Other Structural Applications of Magnesium, *Fundam. Magnes. Alloy Metall. A Vol. Woodhead Publ. Ser. Met. Surf. Eng.*, pp. 266-316, 2013, doi: [10.1533/9780857097293.266](https://doi.org/10.1533/9780857097293.266).
- [46]. Kulekci, M. K., Magnesium and Its Alloys Applications in Automotive Industry, no. 2008, pp. 851-865, 2015, doi: [10.1007/s00170-007-1279-2](https://doi.org/10.1007/s00170-007-1279-2).
- [47]. Mert, F., Özdemir, A., and Karataş, Ç., Magnezyum Alaşımlarının Basınçlı Döküm Yöntemiyle Kalıplanabilirliğinin Değerlendirilmesi, *Politek. Derg.*, vol. 13, no. 3, pp. 165-176, 2010.
- [48]. Demirci, M., Vanlı, A. S., and Akdoğan, A., Savunma Sanayinde Kullanılan Magnezyum Alaşımları ve Uygulama Alanları, *Uluslararası Mühendislik Araştırma ve Geliştirme Derg.*, no. September 2019, pp. 13-20, 2015, doi: [10.29137/umagd.380998](https://doi.org/10.29137/umagd.380998).
- [49]. Banerjee, P. C., Al-saadi, S., and Choudhary, L., Magnesium Implants : Prospects and Challenges, *Materials (Basel)*, vol. 12, no. 1, pp. 1-21, 2019, doi: [10.3390/ma12010136](https://doi.org/10.3390/ma12010136).

- [50]. Luthringer, B. J. C., Feyerabend, F., and Römer, R. W., Magnesium-Based Implants: A Mini-Review, *Magnes. Res.*, vol. 27, no. 4, pp. 142–154, 2014, doi: 10.1684/mrh.2015.0375.
- [51]. Zhou, H., Liang, B., Jiang, H., Deng, Z., and Yu, K., Magnesium-based biomaterials as emerging agents for bone repair and regeneration: from mechanism to application, *J. Magnes. Alloy.*, vol. 9, no. 3, pp. 779–804, 2021, doi: 10.1016/j.jma.2021.03.004.
- [52]. Seelig, M., A Study of Magnesium Wire as an Absorbable Suture and Ligature Material, *Arch. Surg.*, vol. 8, no. 2, pp. 669–680, Mar. 1924, doi: 10.1001/archsurg.1924.01120050210011.
- [53]. McBride, E. D., Magnesium Screw and Nail Transfixion in Fractures, *South. Med. J.*, vol. 31, no. 5, pp. 508–514, 1938.
- [54]. McBride, E. D., Absorbable Metal in Bone Surgery: a further report on the use of magnesium alloys, vol. 111, no. 27, pp. 2464–2467, 1938.
- [55]. Wexler, B. C., Pathophysiologic Responses of Spontaneously Hypertensive Rats to Arterial Magnesium–Aluminum Wire Implants, *Atherosclerosis*, vol. 36, pp. 575–587, 1980.
- [56]. Hussl, H., Papp, C., Höpfel-Kreiner, I., Rumpl, E., and Wilflingseder, P., Resorption Time and Tissue Reactions with Magnesium Rods in Rats and Rabbits, *Chir. Plast.*, vol. 6, no. 2, pp. 117–126, 1981, doi: 10.1007/BF00289636.
- [57]. Wilflingseder, P., and Martin, R., Magnesium Seeds in the Treatment of Lymph- and Haemangiomas, *Chir. Plast.*, vol. 6, no. 2, pp. 105–116, 1981.
- [58]. Witte, F., The history of biodegradable magnesium implants : A review, *Acta Biomater.*, vol. 6, no. 5, pp. 1680–1692, 2010, doi: 10.1016/j.actbio.2010.02.028.
- [59]. Butler, W. A., Timelli, G., Battaglia, E., and Bonollo, F., Die Casting (Permanent Mold), in *Reference Module in Materials Science and Materials Engineering*, 2016, pp. 1–10.
- [60]. Fu, P., Luo, A. A., Jiang, H., Peng, L., Yu, Y., Zhai, C., and Sachdev, A. K., Low-pressure die casting of magnesium alloy AM50 : Response to process parameters, *J. Mater. Process. Technol.*, vol. 205, pp. 224–234, 2008, doi: 10.1016/j.jmatprotec.2007.11.111.
- [61]. Westengen, H., and Isi, N., Magnesium Alloys : Properties and Applications, *Encycl. Mater. Met. Alloy.*, vol. 1, pp. 11–19, 2016, doi: 10.1016/B978-0-12-803581-8.02568-6.
- [62]. Mouritz, A. P., Production and casting of aerospace metals, in *Introduction to Aerospace Materials*, 2012, pp. 128–153.
- [63]. Polmear, I., StJohn, D., Nie, J. F., and Qian, M., Casting of Light Alloys, in *Light Alloys*, 2017, pp. 109–156.
- [64]. Swift, K. G., and Booker, J. D., Casting Processes, in *Manufacturing Process Selection Handbook*, Oxford, 2013, pp. 61–91.
- [65]. Campbell, J., Casting, in *Complete Casting Handbook*, J. B. T. Campbell, Ed. Boston: Elsevier, 2015, pp. 821–882.
- [66]. Richardson, D. B., Blanzymski, T. Z., Gregory, E. N., Hutchinson, A. R., and Wyatt, L. M., Manufacturing methods, in *Mechanical Engineer's Reference Book*, 12th ed., E. H. B. T. Smith, Ed. Butterworth-Heinemann, 1994, pp. 16–112.
- [67]. Kridli, G. T., Friedman, P. A., and Boileau, J. M., Manufacturing processes for light alloys, in *Materials, Design and Manufacturing for Lightweight Vehicles*, Woodhead Publishing Limited, 2010, pp. 235–274.
- [68]. Butler, W. A., Die Casting (Permanent Mold), *Encyclopedia of Materials: Science*

- and Technology*. pp. 2147–2152, 2001, doi: 10.1016/b0-08-043152-6/00387-9.
- [69]. Deepak Kumar, S., Ghose, J., and Mandal, A., Thixoforming of light-weight alloys and composites: An approach toward sustainable manufacturing, in *Sustainable Engineering Products and Manufacturing Technologies*, Elsevier Inc., 2019, pp. 25–43.
- [70]. Jarfors, A. E. W., Semisolid Casting of Metallic Parts and Structures, in *Reference Module in Materials Science and Materials Engineering*, Elsevier Ltd., 2020, pp. 1–16.
- [71]. Kirkland, N. T., Staiger, M. P., Nisbet, D., Davies, C. H. J., and Birbilis, N., Performance-driven design of biocompatible Mg alloys, *Jom*, vol. 63, no. 6, pp. 28–34, 2011, doi: 10.1007/s11837-011-0089-z.
- [72]. Ali, M., Hussein, M. A., and Al-Aqeeli, N., Magnesium-based composites and alloys for medical applications: A review of mechanical and corrosion properties, *J. Alloys Compd.*, vol. 792, pp. 1162–1190, 2019, doi: 10.1016/j.jallcom.2019.04.080.
- [73]. Zander, D., and Zumdick, N. A., Influence of Ca and Zn on the microstructure and corrosion of biodegradable Mg-Ca-Zn alloys, *Corros. Sci.*, vol. 93, no. January, pp. 222–233, 2015, doi: 10.1016/j.corsci.2015.01.027.
- [74]. Zhang, Y., Li, J., and Li, J., Effects of microstructure transformation on mechanical properties, corrosion behaviors of Mg-Zn-Mn-Ca alloys in simulated body fluid, *J. Mech. Behav. Biomed. Mater.*, vol. 80, pp. 246–257, 2018, doi: 10.1016/j.jmbbm.2018.01.028.
- [75]. Cihova, M., Martinelli, E., Schmutz, P., Myrissa, A., Schäublin, R., Weinberg, A. M., Uggowitzer, P. J., and Löffler, J. F., The role of zinc in the biocorrosion behavior of resorbable Mg-Zn-Ca alloys, *Acta Biomater.*, vol. 100, pp. 398–414, 2019, doi: 10.1016/j.actbio.2019.09.021.
- [76]. Zhang, E., and Yang, L., Microstructure, mechanical properties and bio-corrosion properties of Mg-Zn-Mn-Ca alloy for biomedical application, *Mater. Sci. Eng. A*, vol. 497, no. 1–2, pp. 111–118, 2008, doi: 10.1016/j.msea.2008.06.019.
- [77]. Bakhsheshi-Rad, H. R., Abdul-Kadir, M. R., Idris, M. H., and Farahany, S., Relationship between the corrosion behavior and the thermal characteristics and microstructure of Mg-0.5Ca-xZn alloys, *Corros. Sci.*, vol. 64, pp. 184–197, 2012, doi: 10.1016/j.corsci.2012.07.015.
- [78]. Südholz, A. D., Kirkland, N. T., Buchheit, R. G., and Birbilis, N., Electrochemical properties of intermetallic phases and common impurity elements in magnesium alloys, *Electrochem. Solid-State Lett.*, vol. 14, no. 2, pp. 2010–2012, 2011, doi: 10.1149/1.3523229.
- [79]. Wei, L., Li, J., Zhang, Y., and Lai, H., Effects of Zn content on microstructure, mechanical and degradation behaviors of Mg-xZn-0.2Ca-0.1Mn alloys, *Mater. Chem. Phys.*, vol. 241, 2020, doi: 10.1016/j.matchemphys.2019.122441.
- [80]. Kraus, T., Fischerauer, S., Treichler, S., Martinelli, E., Eichler, J., Myrissa, A., Zötsch, S., Uggowitzer, P. J., Löffler, J. F., and Weinberg, A. M., The influence of biodegradable magnesium implants on the growth plate, *Acta Biomater.*, vol. 66, pp. 109–117, 2018, doi: 10.1016/j.actbio.2017.11.031.
- [81]. Erinc, M., Sillekens, W. H., Mannens, R., and Werkhoven, R. J., Applicability of existing magnesium alloys as biomedical implant materials, *Magnes. Technol.*, pp. 209–214, 2009.
- [82]. Gu, X., and Zheng, Y., A review on magnesium alloys as biodegradable materials, *Front. Mater. Sci. China*, vol. 4, no. 2, pp. 111–115, Jun. 2010, doi: 10.1007/s11706-010-0024-1.

- [83]. Bornapour, M., Investigation of New Biodegradable Magnesium Alloy With Improved Biocorrosion, Biocompatibility and Mechanical Properties for Use in Temporary Cardiovascular Stents, *Dr. Diss. McGill Univ. Libr.*, no. December, pp. 1–199, 2014.
- [84]. Windhagen, H., Radtke, K., Weizbauer, A., Diekmann, J., Noll, Y., Kreimeyer, U., Schavan, R., Stukenborg-Colsman, C., and Waizy, H., 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, *Biomed. Eng. Online*, vol. 12, no. 62, pp. 1–10, 2020, doi: 10.1186/s12938-020-00818-8.
- [85]. Moravej, M., and Mantovani, D., Biodegradable metals for cardiovascular stent application: Interests and new opportunities, *Int. J. Mol. Sci.*, vol. 12, no. 7, pp. 4250–4270, 2011, doi: 10.3390/ijms12074250.

