
GAZİ ÜNİVERSİTESİ
Gazi
1926

TOZ METALURJİSİ YÖNTEMİYLE AZ91 MG ALAŞIMININ ÜRETİMİ VE SOL-JEL YÖNTEMİYLE Ta_2O_5/HİDROKSİAPATİT TABAKALI KAPLANMASI VE KARAKTERİZE EDİLMESİ

İlhan DANACI

YÜKSEK LİSANS TEZİ
METALURJİ VE MALZEME MÜHENDİSLİĞİ ANA BİLİM DALI

GAZİ ÜNİVERSİTESİ
FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

EYLÜL 2020

İlhan Danacı tarafından hazırlan "TOZ METALURJİSİ YÖNTEMİYLE AZ91 MG ALAŞIMININ ÜRETİMİ VE SOL-JEL YÖNTEMİYLE Ta_2O_5/HİDROKSİAPATİT TABAKALI KAPLANMASI VE KARAKTERİZE EDİLMESİ" adlı tez çalışması aşağıdaki jüri tarafından OY BİRLİĞİ ile Gazi Üniversitesi Metalurji ve Malzeme Mühendisliği Ana Bilim Dalında YÜKSEK LİSANS TEZİ olarak kabul edilmiştir

Danışman: Doç. Dr. Hanifi ÇİNİCİ

Metalürji ve Malzeme Mühendisliği Ana Bilim Dalı, Gazi Üniversitesi

Bu tezin, kapsam ve kalite olarak Yüksek Lisans Tezi olduğunu onaylıyorum.

...……...

Başkan: Doç. Dr. Arif UZUN

Makine Mühendisliği Ana Bilim Dalı, Kastamonu Üniversitesi

Bu tezin, kapsam ve kalite olarak Yüksek Lisans Tezi olduğunu onaylıyorum. …….

Üye: Dr. Öğr. Üyesi Volkan KILIÇLI

Metalürji ve Malzeme Mühendisliği Ana Bilim Dalı, Gazi Üniversitesi

Bu tezin, kapsam ve kalite olarak Yüksek Lisans Tezi olduğunu onaylıyorum …….

Tez Savunma Tarihi: 11/09/2020

Jüri tarafından kabul edilen bu tezin Yüksek Lisans Tezi olması için gerekli şartları yerine getirdiğini onaylıyorum.

……..…….

Prof. Dr. Cevriye GENCER

Fen Bilimleri Enstitüsü Müdürü

ETİK BEYAN

Gazi Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü Tez Yazım Kurallarına uygun olarak hazırladığım bu tez çalışmasında;

- Tez içinde sunduğum verileri, bilgileri ve dokümanları akademik ve etik kurallar çerçevesinde elde ettiğimi,
- Tüm bilgi, belge, değerlendirme ve sonuçları bilimsel etik ve ahlak kurallarına uygun olarak sunduğumu,
- Tez çalışmasında yararlandığım eserlerin tümüne uygun atıfta bulunarak kaynak gösterdiğimi,
- Kullanılan verilerde herhangi bir değişiklik yapmadığımı,
- Bu tezde sunduğum çalışmanın özgün olduğunu,

bildirir, aksi bir durumda aleyhime doğabilecek tüm hak kayıplarını kabullendiğimi beyan ederim.

İlhan DANACI
11/09/2020

TOZ METALURJİSİ YÖNTEMİYLE AZ91 MG ALAŞIMININ ÜRETİMİ VE SOL-JEL YÖNTEMİYLE Ta_2O_5/HİDROKSİAPATİT TABAKALI KAPLANMASI VE KARAKTERİZE EDİLMESİ

(Yüksek Lisans Tezi)

İlhan DANACI

GAZİ ÜNİVERSİTESİ
FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

Eylül 2020

ÖZET

AZ91 Mg alaşımının mekanik özelliklerinin kemiğin (kortikal kemiği) mekanik özelliklerine en yakın değerlere sahip olmasından dolayı implant olarak kullanımı konusunda diğer metalik malzemelere göre bir adım öndedir. Bu nedenle AZ91 Mg alaşımı toz metalurjisi yöntemi ile farklı basınç ve sinterleme sıcaklıklarında üretilmiştir. Farklı sinterleme sıcaklıkları ve basıncın AZ91 Mg alaşımının mekanik ve yapısal özellikleri üzerindeki etkileri incelenmiş ve optimum özellikleri veren basınç ve sıcaklık değerleri belirlenmiştir. AZ91 Mg alaşımının daha uzun süre vücut içerisinde bozulmadan kalması için numune yüzeyleri Ta_2O_5/HA ile tabakalı kaplanmıştır. AZ91 Mg alaşım tozları tek eksenli hidrolik pres ile sıcak preslenmesi yöntemi uygulanarak üretilmiştir. Üretilen numuneler 60×10×2 mm^3 ebatlarında kesilmiş ve yüzeyleri 1200 SiC kum zımparaya kadar zımparalanmıştır. Hazırlanmış olan altlık malzemelerin üzerine, sol-jel ve daldırmalı kaplama yöntemleri ile öncelikle Ta_2O_5 ve ardından Ta_2O_5 üzerine HA kaplanmıştır. Numunelerin yapısal özellikleri; X-Işını Kırınımı (XRD), Enerji Dağılımlı X-Işını Spektrometreli (EDS) ve Taramalı Elektron Mikroskobu (SEM) ile incelenmiştir. Yapılan değerlendirmeler sonucunda kaplama altlık malzemesi olarak üretilecek AZ91 Mg alaşımının 400˚C sıcaklıkta ve 350 MPa basınç altında üretilmesi uygun bulunmuştur. Doku-implant arayüzeyindeki mekanik uyumsuzluğun AZ91 Mg alaşımı kullanılarak giderilmesi sağlanmıştır.

Bilim Kodu : 91528

Anahtar Kelimeler : Toz Metalurjisi, AZ91 Mg alaşımları, Sol-jel, Hidroksiapatit, Tantal

Sayfa Adedi : 82

Danışman : Doç. Dr. Hanifi ÇİNİCİ

PRODUCTION OF AZ91 MG ALLOY BY POWDER METALLURGY METHOD AND CHARACTERIZATION OF COATING WITH TANTALUM OXIDE/HYDROXYAPATITE BY USING SOL-GEL METHOD

(M. Sc. Thesis)

İlhan DANACI

GAZİ UNIVERSITY

GRADUATE SCHOOL OF NATURAL AND APPLIED SCIENCES

September 2020

ABSTRACT

As mechanical properties of AZ91 Mg alloy have the closest values to the mechanical properties of bone (cortical bone), it is more important than other metallic materials in its use as an implant. Therefore, AZ91 Mg alloy was produced by powder metallurgy method at different pressures and sintering temperatures. The effects of different sintering temperatures and pressure on the mechanical and structural properties of AZ91 Mg alloy were investigated and the pressure and temperature values giving the optimum properties were determined. In order for the AZ91 Mg alloy to remain in the body for a longer time, the sample surfaces were layered with Ta_2O_5 / HA. AZ91 Mg alloy powders are produced by applying the method of hot pressing with a uniaxial hydraulic press. The samples produced were cut in dimensions of 60 × 10 × 2 mm^3 and their surfaces were sanded up to 1200 grid emery paper. On the prepared base materials, firstly Ta_2O_5 and then HA was coated on Ta_2O_5 by sol-gel and dip coating methods. Microstructural properties of samples; It was studied by X-Ray Diffraction (XRD), Energy Dispersion Spectrometer (EDS) and Scanning Electron Microscope (SEM). As a result of the evaluations made, it was found appropriate to produce AZ91 Mg alloy to be produced as a coating base material at a temperature of 400 °C and under 350 MPa pressure. The mechanical incompatibility at the tissue-implant interface was eliminated by using AZ91 Mg alloy.

Science Code : 91528

Key Words : Powder Metallurgy, AZ91 Magnesium alloy, Sol-gel coating, Hydroxyapatite Tantalum

Page Number : 82

Supervisor : Assist. Prof. Dr. Hanifi ÇİNİCİ

TEŞEKKÜR

Yüksek lisans tez konumun belirlenmesinden başlayarak, deneysel çalışmalar ve araştırmalar boyunca kendi bilgi birikimi ve tecrübesini benimle her zaman paylaşan ve beni tezle alakalı her konuda yönlendiren değerli danışman hocam Doç. Dr. Hanifi ÇİNİCİ'ye sonsuz saygı ve teşekkürlerimi sunarım.

Deneysel çalışmalar sırasında gerekli olan test cihazlarının çalışma prensibi ve nasıl kullanılacağını ayrıntılı bir şekilde anlatıp detaylarıyla birlikte bana öğreten kıymetli hocam Dr. Öğr. Üyesi Volkan KILIÇLI'ya saygı ve teşekkürlerimi sunarım.

Gerek proje çalışmaları gerek diğer test ve laboratuvar çalışmalarında bilgi ve tecrübeleri ile bana yol gösteren Doç. Dr. Uğur GÖKMEN ve Doç. Dr. Arif UZUN hocalarıma saygı ve teşekkürlerimi sunarım.

Çalışmalarım boyunca her konuda bana destek olan ve çözüm bulmam konusunda her türlü desteği veren iş arkadaşlarım Arş. Gör. Burak NALÇACI, Arş. Gör. Tolga YILMAZ, Arş. Gör. Ahmet Merih HIRPA, Arş. Gör. Sevda ALBAYRAK, Arş. Gör. İrem Burcu ALGAN, Arş. Gör. Yasemin AKSU, Öğr. Gör. Dr. Meryem POLAT GÖNÜLLÜ ve Öğr. Gör. Ömer ŞAHİN'e şükranlarımı sunarım.

Bu tez çalışmasını TUBİTAK-1001 projesi kapsamında 118M364 proje numarası ile destekleyen TÜBİTAK'a teşekkür ederim.

Tez çalışmam boyunca benden desteğini biran bile esirgemeyen kıymetli aileme sabır ve desteklerinden dolayı sonsuz teşekkür ederim.

İÇİNDEKİLER

Sayfa

ÖZET iv

ABSTRACT v

TEŞEKKÜR vi

İÇİNDEKİLER vii

ÇİZELGELERİN LİSTESİ ix

ŞEKİLLERİN LİSTESİ x

RESİMLERİN LİSTESİ xii

SİMGELER VE KISALTMALAR xiv

1. GİRİŞ 1

2. GENEL BİLGİLER 3

2.1. Biyomalzemeler 3

2.2. Biyomalzemelerin Sınıflandırılması 3

2.2.1. Metalik biyomalzemeler 4

2.2.2. Seramik biyomalzemeler 9

2.2.3. Polimerik biyomalzemeler 12

2.2.4. Kompozit biyomalzemeler 15

2.3. Magnezyum Alaşımları 16

2.4. Sol-Jel Yöntemi 22

2.5. Tantal ve Tantal Pentaoksit (Ta_2O_5) 24

2.6. Hidroksiapatit (HA) 26

3. LİTERATÜR TARAMASI 29

4. DENEYSEL ÇALIŞMA 33

4.1. AZ91 Magnezyum Alaşımının Toz Metalürji Yöntemi ile Üretimi 33

4.2. AZ91 Mg Alaşımının Yoğunluk Testi 36

Sayfa

4.2.1. Sertlik ve üç nokta eğme testleri 38

4.2.2. Darbe dayanımı testi 39

4.3. AZ91 Mg Alaşımının Sol-jel Yöntemi ile Tantal Pentaoksit Kaplanması 40

4.4. Kaplamaların Yüzey Morfolojileri 44

4.5. Kaplamaların XRD Analizleri 46

5. BULGULAR 49

5.1. Yoğunluk ve Gözeneklilik 49

5.2. Farklı Presleme Sıcaklığı ve Presleme Basıncının Sertliğe Etkisi 50

5.3. Farklı Presleme Sıcaklığı ve Presleme Basıncının Üç Nokta Eğme Dayanımına Etkisi 51

5.4. Presleme Sıcaklığı ve Presleme Basıncının Darbe Dayanımına Etkisi 52

5.5. Üretilen numunelerin XRD grafikleri analizi 53

5.6. Yüzey Pürüzlülük Testi 57

5.7. Kaplama Kalınlığı 59

5.8. Taramalı Elektron Mikroskobu (SEM) ve Enerji Dağılımlı X-ışınları Spektrometresi (EDS) Analizi 61

5.9. Çizik Testi 63

6. SONUÇ VE ÖNERİLER 71

KAYNAKLAR 73

ÖZGEÇMİŞ 81

ÇİZELGELERİN LİSTESİ

Çizelge **Sayfa**

Çizelge 2.1. Altı metalik biyomalzeme kategorisi ve bunların implant olarak birincil uygulamaları 6

Çizelge 2.2. Metalik implant malzemelerinin ve kortikal kemiğin mekanik özellikleri 8

Çizelge 2.3. Eklem protezlerinde kullanılan modern biyomalzemeler 9

Çizelge 2.4. Bazı seramik biyomalzemeler ve özellikleri 12

Çizelge 2.5. Polimerik biyomalzemler 14

Çizelge 2.6. Polimerlerin mekanik özellikleri 15

Çizelge 2.7. Bazı polimer malzemelerin fiziksel özellikleri. 15

Çizelge 2.8. Magnezyum alaşımı için ağırlıkça % bileşimi 18

Çizelge 2.9. Magnezyum matrisi içerisinde çözünür, kısmen çözünür ve çözünmez elementler 21

Çizelge 2.10. Magnezyum elementinin özellikleri 21

Çizelge 2.11. Tantal'ın bazı fiziksel, kimyasal ve mekanik özellikleri 25

Çizelge 2.12. Hidroksiapatitin fiziksel ve kimyasal özellikleri 27

Çizelge 4.1. AZ91 Mg alaşım tozlarının kimyasal bileşimi 33

Çizelge 4.2. Deneysel işlemlerde kullanılan kimyasallar 40

Çizelge 5.1. Ta_2O_5, HA ve Tabakalı Kaplanmış numunelerin ortalama yüzey pürüzlülük değerleri 57

ŞEKİLLERİN LİSTESİ

Şekil **Sayfa**

Şekil 2.1. Vasküler stent (a), Anevrizma klipsi (b).....7

Şekil 2.2. Sol-jel prosesinin şematik gösterimi.....23

Şekil 2.3. Hidroksiapatitin kristal yapısı.....27

Şekil 4.1. AZ91 Mg alaşımlı altlık üzerine Ta_2O_5/HA tabakalı kaplamasının şematik gösterimi 41

Şekil 4.2. AZ91 Mg alaşımlı altlık üzerine Ta_2O_5/HA tabakalı kaplama yapısı 42

Şekil 5.1. Numunelerin farklı presleme basıncı ve farklı sıcaklıklardaki gözeneklilik değerleri 49

Şekil 5.2. Numunelerin farklı presleme basıncı ve farklı sıcaklıklardaki yoğunluk değerleri 50

Şekil 5.3. Numunelerin farklı presleme basıncı ve farklı sıcaklıklardaki sertlik değerleri 51

Şekil 5.4. Numunelerin farklı presleme basınç ve sıcaklığındaki üç nokta eğme değerleri. 52

Şekil 5.5. Numunelerin farklı presleme basınç ve sıcaklığındaki darbe dayanımı değerleri 53

Şekil 5.6. Farklı sıcaklıklarda ve 200 MPa basınçta üretilmiş numunelerin XRD grafiği 54

Şekil 5.7. Farklı sıcaklıklarda ve 250 MPa basınçta üretilmiş numunelerin XRD grafiği 54

Şekil 5.8. Farklı sıcaklıklarda ve 300 MPa basınçta üretilmiş numunelerin XRD grafiği 55

Şekil 5.9. Farklı sıcaklıklarda ve 350 MPa basınçta üretilmiş numunelerin XRD grafiği 55

Şekil 5.10. Ta_2O_5 kaplı numunelerin Ra ve Rz değerleri 58

Şekil 5.11. HA kaplı numunelerin Ra ve Rz değerleri 58

Şekil 5.12. Tabakalı kaplanmış numunelerin Ra ve Rz değerleri.....59

Şekil 5.13. HA kaplanmış numunenin normal yük ve sürtünme grafiği 64

Şekil 5.14. HA kaplanmış numunenin nüfuziyet derinliği grafiği.....65

Şekil **Sayfa**

Şekil 5.15. HA kaplanmış numune üzerinde çiziğin oluşturduğu kırılmaların akustik yayınım-mesafe grafiği.....65

Şekil 5.16. Ta_2O_5 kaplanmış numunenin normal yük ve sürtünme grafiği 66

Şekil 5.17. Ta_2O_5 kaplanmış numunenin nüfuziyet derinliği grafiği.....67

Şekil 5.18. Ta_2O_5 kaplanmış numune üzerinde çiziğin oluşturduğu kırılmaların akustik yayınım-mesafe grafiği.....67

Şekil 5.19. Tabakalı kaplanmış numunenin normal yük ve sürtünme grafiği 68

Şekil 5.20. Tabakalı kaplanmış numunenin nüfuziyet derinliği grafiği.....69

Şekil 5.21. Ta_2O_5 kaplanmış numune üzerinde çiziğin oluşturduğu kırılmaların akustik yayınım-mesafe grafiği.....69

RESİMLERİN LİSTESİ

Resim **Sayfa**

Resim 2.1. Harrington çubuğu (a), Kalça protezi gövdesi (b) 6

Resim 2.2. α fazını ve β'yi gösteren AZ91 alaşımının mikro yapısı 20

Resim 2.3. Ta tozunun SEM görüntüsü 24

Resim 4.1. Altlık olarak üretilen AZ91 numuneler 34

Resim 4.2. AZ91 Mg alaşımlı blok numune üretiminde kullanılan Tek eksenli pres (a), sıkıştırma kalıbı (b) 34

Resim 4.3. Struers Accutom-5 hassas kesme cihazı 35

Resim 4.4. Metalografik numune zımparalama cihazı 35

Resim 4.5. Kudos ultrasonik banyo 35

Resim 4.6. Kesilen numunelerin kaplanmamış ve kaplanmış resimleri 36

Resim 4.7. Arşimed deney düzeneği 37

Resim 4.8. Leica DMI 5000M metal mikroskobu 37

Resim 4.9. Emcotest Duravision 200 sertlik ölçme cihazı 38

Resim 4.10. Instron 3369 üniversal test cihazı üç nokta eğme aparatlı 39

Resim 4.11. Üç nokta eğme testi için hazırlanan numuneler 39

Resim 4.12. Instron-Wolpert PW30 Darbe Test cihazı 40

Resim 4.13. Nükleon CO_2 Incubator 42

Resim 4.14. Protherm HLF 100 fırın 43

Resim 4.15. Gazi Üniversitesi Metalurji ve Malzeme Mühendisliği Bölümü'nde bulunan daldırmalı kaplama cihazı ve numunelerin kaplanması 44

Resim 4.16. Gazi Üniversitesi Metalurji ve Malzeme Mühendisliği Bölümü SEM Laboratuvarı Jeol JEM 6060 LV Taramalı Elektron Mikroskobu (SEM) 45

Resim 4.17. Gazi Üniversitesi İmalat Mühendisliği Bölümü Mitutoyo SJ-410 yüzey pürüzlülüğü ölçüm cihazı 45

Resim 4.18. CSM Instruments çizik test cihazı 46

Resim 4.19. Gazi Üniversitesi Metalurji ve Malzeme Mühendisliği Bölümüne ait XRD Laboratuvarı, Bruker D8 Advance X-ışını kırınım cihazı 47

Resim **Sayfa**

Resim 5.1. Farklı basınç ve sıcaklıklarda üretilen AZ91 Mg alaşımlarının 500X büyütmedeki optik görüntüleri. (a) 200 MPa, (b) 250 MPa, (c) 300 MPa (d) 400 MPa basınç ve 1) 300 °C, 2) 350 °C, 3) 400°C, 4) 450 °C sıcaklık 56

Resim 5.2. HA kaplı numunenin SEM resmi (a), Ta kaplı numunenin SEM resmi (b) 60

Resim 5.3. HA kaplı numunenin tabaka kalınlığı resmi (a), Ta_2O_5 kaplı numunenin tabaka kalınlığı resmi (b) 60

Resim 5.4. Tabakalı kaplanmış numunenin SEM resmi (a), Tabakalı kaplanmış numunenin tabaka kalınlığı resmi (b) 60

Resim 5.5. Tabakalı kaplanmış numunenin SEM yüzey görüntüsü 61

Resim 5.6. HA kaplanmış numunenin EDS analizi 61

Resim 5.7. Ta_2O_5 kaplanmış numunenin EDS analizi 62

Resim 5.8. Tabakalı kaplanmış numunenin EDS analizi 62

Resim 5.9. HA kaplanmış numunenin çizik görüntüsü 66

Resim 5.10. Ta_2O_5 kaplanmış numunenin çizik görüntüsü 68

Resim 5.11. Tabakalı kaplanmış numunenin çizik görüntüsü 70

SİMGELER VE KISALTMALAR

Bu çalışmada kullanılmış simgeler ve kısaltmalar, açıklamaları ile birlikte aşağıda sunulmuştur.

Simgeler	**Açıklamalar**
cm3	Santimetre küp
GPa	Giga paskal
Gr	Gram
mm3	Milimetre küp
MPa	Mega paskal
sn	Saniye
Å	Angstrom
µm	Mikro metre
V	Volt
Ω	Ohm

Kısaltmalar	**Açıklamalar**
EDS	Elektron Dağılım Spektrometresi
SEM	Taramalı Elektron Mikroskopu
XRD	X-Işını Kırınımı

1. GİRİŞ

Son zamanlarda kullanımı giderek yaygınlaşan magnezyumun önemli özelliklerinden bir tanesi olan hafifliğidir. Yoğunluğu 1,74 g/cm³ olan magnezyum, alüminyumdan %35, çelikten ise %75 daha hafiftir. Aynı zamanda magnezyum ve alaşımları, yaygın kullanılan metallerden olan alüminyuma çok yakın dayanım değerlerine sahip olmasından dolayı mühendislik malzemeleri arasında giderek önem kazanmaktadır. Magnezyum alaşımlarının, düşük yoğunluğa sahip olması, özgül mukavemetinin yüksek olması, uygun dökülebilirlik, iyi işlenebilme, iyi titreşim sönümleme ve yüksek geri dönüşüm özelliğine sahip olmasından dolayı birçok endüstriyel alanda kullanımı mevcuttur. Mg alaşımları içerisine ilave edilen alaşım elementinin türüne ve oranına göre ZK60, AZ80, AZ91, ZM21, HK31 vb. şekilde isimlendirilir. Bu alaşımlar içerisinde AZ91 Mg alaşımı daha iyi akma dayanımına ve daha iyi dökülebilme özelliğine sahip olmasından dolayı daha çok tercih edilmektedir. AZ91 ağırlıkça %9 Al ve %1 Zn içeren magnezyum alaşımlarıdır. Alaşımın içerisindeki alüminyumun varlığı korozyon direncini ve mekanik özellikleri artırırken, çinko varlığı ise katı çökelti mukavemetlendirmesi yaparak mekanik özeliklerin artmasına katkı sağlar (Abd El-Rehim, Zahran, Al-Masoud, & Habashy, 2019a; Lee, Yamasaki, Kawamura, Go, & Park, 2019; Mondet vd., 2016; Xiao vd., 2018; Yuan, Zhou, Liao, Liu, & Luo, 2018).

Magnezyum ve magnezyum alaşımlarının çok farklı alanlarda kullanımı mevcuttur. Bu alanlar arasında otomotiv, havacılık ekipmanları, medikal malzemeler vb. daha birçok alan bulunmaktadır. Otomotiv endüstrisinde, debriyaj ve fren pedalı destek braketleri, direksiyon kolonu kilit yuvaları ve manuel şanzıman gövdeleri gibi donanımlarda magnezyum alaşımlarının kullanımı giderek yaygınlaşmaktadır. Tekstil ve baskı makineleri gibi endüstriyel ölçekli cihazlarda, magnezyum alaşımları kullanılmaktadır. Magnezyum alaşımlarının bu cihazlarda kullanılmasının en temel sebebi, düşük yoğunluğa sahip olmasından dolayı, yüksek hızlarda çalışan parçalar için atalet kuvvetlerini en aza indirgemesidir. Magnezyum alaşımlarının hafif olmaları hem oda hem de yüksek sıcaklıklarda iyi derecede dayanım ve rijitlik sergilemeleri havacılık uygulamaları için de önemli bir yere sahiptir (Housh, S, Mikucki, B, Stevenson, 1998; Yang vd., 2016). Magnezyum alaşımları hafif olmalarının yanı sıra biyo-bozunur bir yapıya sahip olmalarından dolayı implant malzemesi olarak da kullanılmaktadır. Magnezyum alaşımlarından üretilen vidaların ve plakaların kullanımı, diğer metalik biyomalzemelerden üretilmiş implantlara kıyasla ikinci bir işlem gerektirmeden vücuttan atılmasından dolayı son

yıllarda artmaya başlamıştır. Bu tez çalışmasında toz metalurjisi yöntemi kullanılarak AZ91 Mg tozları farklı sıcaklık ve basınç değerleri kullanılarak sinterlenmiş ve 60x60x10 mm boyutlarında numuneler üretilmiştir. Üretilen numunelerin mikroyapısal karakterizasyonu ve mekanik özellikleri incelenerek optimum üretim parametrelerinin belirlenmesi amaçlanmıştır. Belirlenen optimum üretim parametrelerinde üretilen numuneler Ta_2O_5, Hidroksiapatit ve Tabakalı olacak şekilde kaplanmış ve bu kaplamaların özellikleri incelenmiştir.

2. GENEL BİLGİLER

2.1. Biyomalzemeler

Biyomalzemeler, günümüzde hayati derecede önemli bir role sahiptir. Yaklaşık son 30 yılda tıptaki ve malzeme işlemedeki gelişmelerle birlikte, çeşitli uygulamalar için uygun özelliklere sahip çok sayıda biyomateryal geliştirilmiştir. Biyomalzemeler esas olarak ortopedi uygulamalarında, diş bakımında, ilaç sanayiinde, deri doku mühendisliğinde ve kardiyovasküler cihazlarda kullanım alanı bulmaktadır. Herhangi bir materyali bir implant olarak tanımadan önce, söz konusu materyalin herhangi bir zarar verici etkiye neden olmadığını, yani insan vücudu için biyolojik olarak uyumlu olmasını bilmek gerekir. Williams biyouyumluluğu, "bir biyomateryalin, o terapinin alıcısında istenmeyen herhangi bir lokal veya sistemik etki ortaya çıkarmadan, tıbbi bir terapi için istenen işlevi yerine getirme yeteneği" olarak tanımlar. Bu tanımlamadan yola çıkarak, hastada sistemik hasara neden olabileceğinden dolayı kullanılan implantın vücutta toksik maddeler salmaması gerektiği anlaşılmaktadır. Herhangi bir malzeme, insan vücuduna yerleştirildikten sonra vücudun yerleştirilen malzemeye tepki göstermesi normal olarak karşılanır. Bu tepki, doku implant ara yüzünde daha belirgindir. Çünkü ara yüz malzemenin özünden daha reaktiftir. Biyomalzemeler, metaller ve alaşımları, polimerler, seramikler ve doğal malzemeler olarak dört ana sınıfa ayrılır. Bu malzemeler, farklı tıbbi alanlarda kardiyovasküler biyomateryaller olarak, deri onarımında, ilaç sistemlerinde ve hipertermi ile kanser tedavisinde yaygın olarak kullanılmaktadır (Jaganathan, Supriyanto, Murugesan, Balaji, & Asokan, 2014; Kaur & Singh, 2019; Oh, Moorthy, Manivasagan, Bharathiraja, & Oh, 2017; Roach, Eglin, Rohde, & Perry, 2007). Biyomalzemelerin yüzey morfolojisi, mikroyapısı ve kompozisyonu gibi yüzey özellikleri biyouyumluluğu önemli ölçüde etkiler. Bu nedenle yüzey özellikleri biyomalzemelerin işlevselleşmesinde önemli bir rol oynar (Kaur & Singh, 2019; Moniz, Hodgkinson, & Yates, 2017; Roach vd., 2007).

2.2. Biyomalzemelerin Sınıflandırılması

Biyomalzemeler 4 ana başlık altında incelenebilir. Bunlar; metalik, seramik, polimerik ve kompozit biyomalzemeler olarak tanımlanır.

2.2.1. Metalik biyomalzemeler

Medikal uygulamalarda kullanılan tıbbi implantlar için metalik malzemelerin kullanımı 19. yüzyılın başlarına dayanır. Bu tarih Sanayi Devrimi'ne kadar metal endüstrisinin olduğu genişlemeye devam ettiğini gösterir. Metalik implantların gelişimi ilk olarak uzun kemiklerin iç kırık fiksasyonunun onarımına olan taleplerin artması ile başladı. Bununla birlikte, demir, altın veya gümüşten yapılmış omurilik telleri ve kemik pimleri gibi metalik malzemeleri implante etme girişimleri, 1860'larda Lister'ın aseptik cerrahi tekniği uygulanana kadar başarılı olmamıştı. Bu zaman diliminden bu yana, metalik malzemeler ortopedik cerrahide yoğun bir şekilde kullanılmaktadır ve geçici cihazlar kemik plakaları, pimler ve vidalar ve kalıcı implantlar (toplam eklem replasmanları dâhil olmak üzere çoğu ortopedik cihazda önemli bir rol oynar (Q. Chen & Thouas, 2015; Kaur & Singh, 2019).

Aynı zamanda, metaller diş dolguları ve kökleri dâhil diş ve ortodontik uygulamalarda da kendilerine yer bulmuşlardır. Son zamanlarda, metalik biyomalzemelerin daha çok araştırılmasının nedeni geleneksel olmayan estetik cerrahisinde sert doku/organ uyumsuzluklarının giderilmesini sağlamaktır. Örneğin mühendislik ve yenileme çalışmalarından olan NiTi şekil hafızalı alaşımların vasküler stent olarak uygulanması ve kemik dokusu için yeni magnezyum bazlı alaşımların geliştirilmesine yönelik olan çalışmalara eğilim artmıştır (Q. Chen & Thouas, 2015; Kokubo, Hata, Nakamura, & Yamamuro, 1991).

Endüstride üretilebilen çok sayıda metal ve alaşım olmasına rağmen, sadece birkaçı biyolojik olarak uyumludur ve bir implant malzemesi olarak uzun vadeli başarıya sahiptir. Ancak bu malzemeler ticari olarak temin edilebilen ortopedik tıbbi cihazların büyük çoğunluğunda cihaz bileşenlerini oluşturur (Q. Chen & Thouas, 2015).

Biyomalzeme olarak ve ortepedik cihaz bileşeni olarak kullanılan metal ve alaşımları ana alaşım elementine bağlı olarak Çizelge 2.1'de gösterildiği gibi 6 grupta kategorize edilebilir. Bu grupları paslanmaz çelikler, kobalt bazlı alaşımlar, titanyum bazlı alaşımlar, NiTi alaşımları, Mg alaşımları ve Ta alaşımları oluşturur (Q. Chen & Thouas, 2015; Long & Rack, 1998).

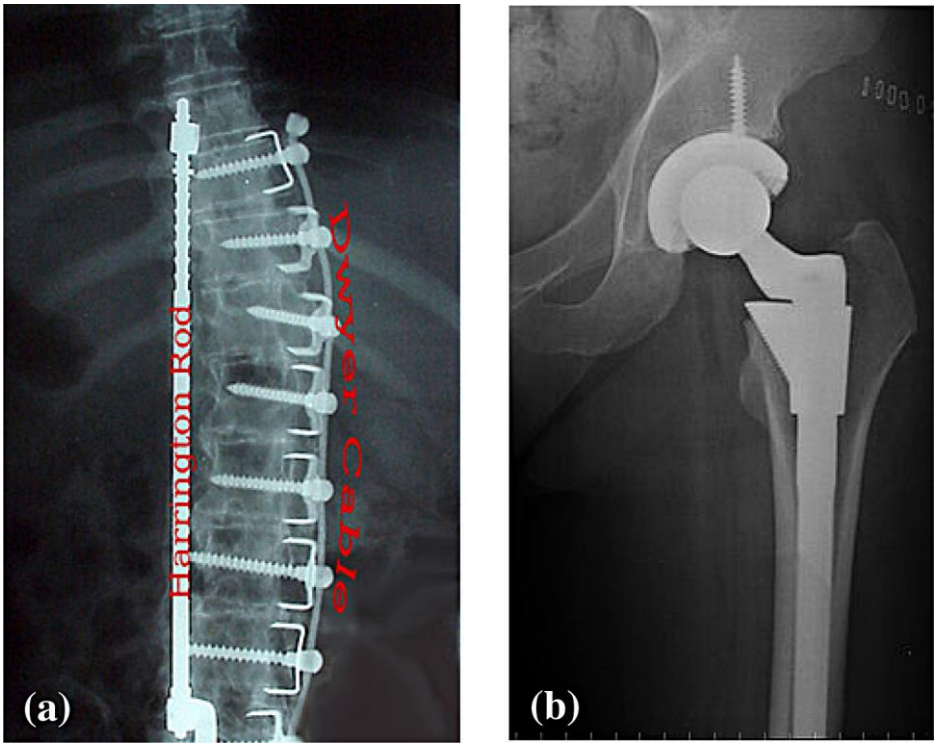
İlk üç gruptaki metalik malzemelerden yapılan çeşitli tıbbi implantlar Amerika Birleşik Devletleri Gıda ve İlaç Dairesi (FDA) tarafından onaylanmıştır ve rutin olarak ortopedik uygulamada kullanılmaktadır (Q. Chen & Thouas, 2015; Ramalingam, Ramasamy, Kovukkal, & Myilsamy, 2020; Sezer, Evis, Kayhan, Tahmasebifar, & Koç, 2018).

Resim 2.1. (a)' da Paslanmaz çelikten yapılmış Harrington çubuğunun resmi görünmektedir. Resim 2.1. (b)' de ise genellikle paslanmaz çelik, kobalt veya titanyum bazlı alaşımlardan yapılan kalça protezi gövdesinin tamamı gösterilmiştir.

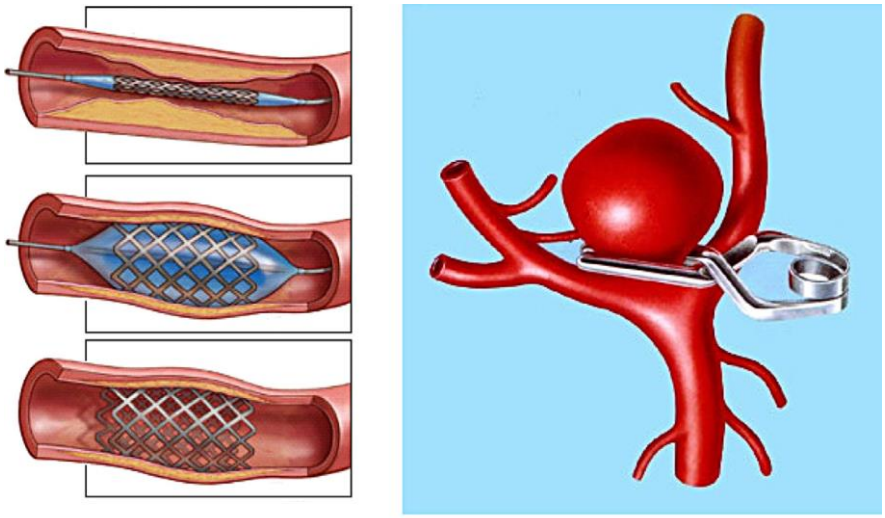
NiTi alaşımlarından ve Mg alaşımlarından üretilen malzemeler, potansiyel olarak daha özel doku gereksinimlerini karşılayabilmektedir. NiTi alaşımlarının şekil hafızasının olması ve Mg alaşımlarının biyobozunur olması gibi malzeme özelliklerine sahip olduklarından dolayı son zamanlarda daha çok rağbet görmektedir. Kalp ve damar cerrahisi için son derece önemli olan Şekil 2.1. (a) vasküler stent ve (b) anevrizma klipsi gösterilmiştir. Her iki malzeme de NiTi alaşımından yapılmıştır. Bununla birlikte, bu yeni geliştirilen alaşımlarla yapılan bazı tıbbi implantlar, öncelikle biyouyumluluk ile ilgili önemli konular nedeniyle henüz FDA onaylı değildir. Biyouyumluluk, herhangi bir biyomedikal implantın klinik uygulaması için temel gerekliliktir (Q. Chen & Thouas, 2015; Sezer vd., 2018; Zywiel, Sayeed, Johnson, Schmalzried, & Mont, 2011).

Çizelge 2.1. Altı metalik biyomalzeme kategorisi ve bunların implant olarak birincil uygulamaları (Q. Chen & Thouas, 2015; Geetha, Singh, Asokamani, & Gogia, 2009; Heublein vd., 2003; Manivasagam, Dhinasekaran, & Rajamanickam, 2010)

Metalik Malzeme Çeşidi	Birincil uygulamaları	Uygulamaların durumu
Paslanmaz Çelik	Geçici cihazlar (kırık plakaları, vidalar, kalça tırnakları, vb.)	Rutin olarak uygulanır
	Toplam kalça protezi	
Co Alaşımları	Tüm eklemlerin yerine (dövme alaşımlar)	Rutin olarak uygulanır
	Dişçilik	
Ti Alaşımları	Kök , kalça fincan kemiği ve femur başlarında CoCrMo veya seramiklerle birlikte	Rutin olarak uygulanır
	Diğer kalıcı cihazlar (çivi, kalp pili)	
NiTi	Ortodontik diş kemerleri	FDA onaylı (FDA=Amerika Birleşik Devletleri Yemek ve İlaç İdaresi)
	Vasküler stentler	FDA onaylı
	Vena kava filtresi	FDA onaylı
	İntrakraniyal anevrizma klipleri	FDA onaylı
	Yapay bir kalp için kontraktil yapay kaslar	Araştırılıyor
	Kateter kılavuz telleri	FDA onaylı
	Ortopedik zımba telleri	FDA onaylı
Mg	Biyolojik olarak parçalanabilen ortopedik implantlar	Hayvan denemeleri
Ta	Plastik cerrahi de kullanılan tel dikişler	FDA onaylı
	Radyografik işaretleyici	FDA onaylı



Resim 2.1. Harrington çubuğu (a), Kalça protezi gövdesi (b), (Q. Chen & Thouas, 2015; Ramalingam vd., 2020)



Şekil 2.1. Vasküler stent (a), Anevrizma klipsi (b) (Q. Chen & Thouas, 2015)

Son derece sağlam ve yüksek sertliğe sahip olan kemiğin yerini alabilmek için biyomalzemeler kemiğin sahip olduğu mekanik değerlerine yakın bir performans sergilemelidir. Biyomalzemelerin gelişimi için önemli olan mekanik özellikleri genellikle Young modülünü, nihai gerilme mukavemetini ve tokluğu içerir. Paslanmaz çelikler, kobalt bazlı alaşımlar ve titanyum bazlı alaşımlar gibi yaygın kullanılan metalik biyomalzemeler için mekanik özelliklerin bir özeti Çizelge 2.2'de verilmiştir. Bu üç metalik biyomateryal, esas olarak Çizelge 2.2'de verilen çekme gerilmesinden ve kırılma tokluğundan da anlaşıldığı gibi, yüksek yükler altında çalışma ve düşük gerilme değerlerinde plastik deformasyona uğramama özelliğine sahip olmalarından dolayı popülerliğini korumaktadır. Ancak paslanmaz çelik alaşımları, kobalt esaslı alaşımlar ve titanyum esaslı alaşımların Young modülünün 100 GPa'dan fazla olması kortikal kemiğin ise sadece 10-30 GPa değerleri arasında olan Young modülüne sahip olması üzerinde durulması gereken bir noktadır (Q. Chen & Thouas, 2015; Long & Rack, 1998; Ramalingam vd., 2020).

İmplantın daha yüksek yükü taşıma kapasitesine sahip olması onun hemen hemen tüm yükü taşımasına neden olabilir. Ancak daha az mekanik yük taşıma kapasitesine sahip olan kemik, özellikle implant bölgesi etrafında atrofi gibi biyolojik tepkilere maruz kalabilir. Bu nedenle daha fazla tekrar ameliyat cerrahisi gerekebilir. Buna "gerilme bariyer etkisi" denir. Dolayısıyla, kullanılacak olan implant malzemesinin mekanik özelliklerinin kemiklerin mekanik özelliklerine benzer mekanik özelliklere sahip olması arzu edilir. Çizelge 2.2'de metalik implant malzemelerinin ve kortikal kemiğin mekanik özellikleri gösterilmiştir. İnsan

vücudundaki mekanik çalışma koşulları karmaşıktır. Bu nedenle, yapay kalça eklemleri, diz eklemleri, omurga sabitlemeleri, plakalar ve teller gibi iskelet kemiği implantları, döngüsel yüklemeden dolayı yorgunluktan muzdariptir. Örneğin yapay kalça eklemleri üzerine uygulanan yük hastanın vücut ağırlığından birkaç kat daha fazladır (Q. Chen & Thouas, 2015; Sumita, Hanawa, & Ohnishi, 2003). Çizelge 2.3'te Eklem protezlerinde kullanılan modern biyomalzemeler gösterilmiştir.

Çizelge 2.2. Metalik implant malzemelerinin ve kortikal kemiğin mekanik özellikleri, (Q. Chen & Thouas, 2015; Long & Rack, 1998; Manivasagam vd., 2010)

Malzemeler	Young Modülü (GPa)	Çekme Gerilmesi (MPa)	Kırılma Tokluğu (MPa√m)
CoCrMo alaşımları	240	900-1540	~100
316L paslanmaz çelik	200	540-1000	~100
Ti alaşımları	105-125	900	~80
Mg alaşımları	40-45	100-250	15-40
NiTi alaşımları	30-50	1355	30-60
Kortikal kemik	10-30	130-150	2-12

Çizelge 2.3. Eklem protezlerinde kullanılan modern biyomalzemeler (Q. Chen & Thouas, 2015; Zywiel vd., 2011)

	Femoral Gövde	Femoral Baş	Yuva	Yıl
1960'lardan önce yapılan metal üzerine metal çalışmaları				
Philip Wiles	Paslanmaz Çelik	Paslanmaz Çelik	Paslanmaz Çelik	1938
Austin Moore	CoCr Alaşımı	CoCr Alaşımı	-	1950'ler
McKee–Farrar	Paslanmaz Çelik	Paslanmaz Çelik	Paslanmaz Çelik	1950'ler
	CoCrMo Alaşımı	CoCrMo Alaşımı	Co Alaşımı	
Peter Ring	Paslanmaz Çelik	Paslanmaz Çelik	Paslanmaz Çelik	1950'ler
	CoCrMo Alaşımı	CoCrMo Alaşımı	CoCrMo Alaşımı	
UHMWPE üzerine metal çalışmaları (UHMWPE, ultra-high molecular weight polyethylene)				
Charnley	Paslanmaz Çelik	Paslanmaz Çelik	Paslanmaz Çelik	1960'lar
	CoCrMo Alaşımı	CoCrMo Alaşımı	CoCrMo Alaşımı	
	Ti Alaşımı	Seramikler	Ti Alaşımı	
1960'lardan sonra yapılan metal üzerine metal çalışmaları				
	CoCrMo Alaşımı	CoCrMo Alaşımı	CoCrMo Alaşımı	1960'lar
	Ti Alaşımı			
Seramik üzerine seramik çalışmaları				
	CoCrMo Alaşımı	Seramikler	Seramikler	1980'ler
	Ti Alaşımı			
Metal üzerine seramik çalışmaları				
	CoCrMo Alaşımı	Seramikler	CoCrMo Alaşımı	2000'ler
	Ti Alaşımı			

2.2.2. Seramik biyomalzemeler

Seramik eski yıllarda insanların ateşi keşfetmesi ile kili kullanması sonucu meydana gelmiş ve son yüzyılda insan vücudunun zarar gören organlarının onarımı veya yerini alması için özel tekniklerle geliştirilen biyomalzemedir (Wong & Bronzino, 2007). Bu amaçlarla kullanılan seramiğe "biyoseramik" denilmekte ve sağlık sektöründe, başta dış protez ve

ortopedik protez uygulamaları olmak üzere, çok çeşitli alanlarda kullanılmaktadır (Bulut & Karakurt, 2011; Görgeç, Öztürk, Aksoy, & Bombacı, 2005).

Biyoseramiklerin sağlık uygulamalarında yaygın olarak kullanılması malzemenin karakteristik özelliklerinin bir sonucudur. Karakteristik özellik olarak seramikler, sert, yüksek basma mukavemetli, biyouyumlu, korozyona ve vücut sıvılarına dirençli malzemelerdir. Bir seramiğin biyomalzeme olması için toksik, alerjik ve kanserojen olmaması gerekmektedir. Bunların yanı sıra seramiklerin biyomalzeme olarak kullanılmasını sınırlayan düşük mekanik dayanım, gözenekli, kırılganlık ve işlenmelerinin zor olması gibi özellikleri de mevcuttur (Hench & Wilson, 2014; Wong & Bronzino, 2007).

Biyoseramiklerin en yaygın kullanım alanlar (Wong & Bronzino, 2007; Xie vd., 2019);

- Bel ve omurilik omurlarının onarımı
- Diş implanları
- Kalça protezleri
- Solunum tüpleri
- Kalp kapakçıkları
- Kemik vidaları

Biyoseramikler, biyoinert, biyobozunur ve biyoaktif olmak üzere üç gruba ayrılan, inorganik ve metal olmayan malzemelerdir.

Biyoinert malzemeler, dokuyu değiştirmeden doku ile bir arada bulunmasını sağlayan mekanik bağa sahip biyoseramik türüdür. Biyoaktif malzemeler, doku ile kimyasal bağ yapan malzemelerdir. Bu bağ malzemenin vücut tarafından dışlanmasını engeller. Biyobozunur malzemeler, biyolojik olarak bozunarak zamanla doku ile yer değiştiren biyoseramik türüdür (Hamadouche & Sedel, 2000; Hench & Wilson, 2014).

Biyoinert seramiklerde implant ile doku arasında değişik kalınlıklarda fibröz doku oluşumu gerçekleşir. Bu ipliksi doku implanta karşı bir duvar örmek veya implantı izole etmek için üretilir. Alümina ve zirkonya gibi seramikler biyoinert seramiklere örnektir. Hidroksiapatit (HA), biyoaktif cam, cam seramikler gibi biyoaktif seramiklerde ise implant ile doku arasındaki ara yüzeyde bağlanma gerçekleşir. Bu yüzey “biyoaktif yüzey” olarak

adlandırılır. Bağlanma, implantla doku arasındaki hareketliliği ve implantın vücut tarafından dışlanmasını engeller. Çizelge 2.4'te bazı seramik biyomalzemeler ve özellikleri verilmiştir. Biyobozunur seramikler, vücut içindeki onarım işlemini tamamlandığında çözünür ve kendisini çevreleyen doku tarafından emilerek yok edilir. Bu nedenle emilebilir (rezorbe edilebilir) cinste biyomalzeme kullanıldığında, bu malzemenin vücut sıvılarınca kimyasal açıdan parçalanabilir yapıda olmasına ve zehirli olmamasına dikkat edilmelidir. Trikalsiyum fosfat (TCP) seramikleri biyobozunur malzemelerdir (Hench & Wilson, 2014; Jordan vd., 2000; Wong & Bronzino, 2007).

Çizelge 2.4. Bazı seramik biyomalzemeler ve özellikleri (Hench & Wilson, 2014; Wong & Bronzino, 2007; Xie vd., 2019)

,	Malzeme Özellikleri	Uygulama Alanları	Malzeme Türü
Alümina (Al_2O_3)	Korozyona karşı direnci yüksektir. Biyouyumlu fakat kırılgandır. Ana kaynağı boksittir. Yüksek aşınma direnci ve mukavemetine sahiptir. Düşük termal iletkenlik ve iyi elektriksel yalıtkanlığa sahiptir.	Kalça protezleri Diş implantları	Biyoinert
Zirkonya (ZrO_2)	Alümina seramiklere göre çatlama ve bükülme direnci çok yüksektir. Yüksek dayanıma sahiptir. Elastiktir. Sertlik ve aşınma dayanımı yüksektir.	Uyluk kemiği protezleri Kemik çivileri	Biyoinert
Biyocam Cam ve cam-seramikler	Ana bileşeni silikon, kalsiyum, fosfor oksitleri ve kalsiyum florürdür. Amorf katıdır. Ana doku ile doğrudan kimyasal bağ kurar. Kemik yapılanma hücreleri üzerine uyarıcı etkileri vardır. Kırılgandır.	Kemik değiştirme Kaplama ve kemik dolgusu	Biyoaktif
Hidroksiapatit (HA)	Biyouyumluluğu ve biyoaktifliği yüksektir. Kemik ve dişlerdeki mineral yapılarla aynı kompozisyondadır. Ostekondüktif, toksik olmayan bir maddedir.	Kemik girinti dolguları Kaplamalar Kulak implantları Belkemiği değiştirme	Biyoaktif
Kalsiyum Fosfat	Kemik içerisinde bulunan minerallerle yapı ve kompozisyon açısından çok benzerdir.	Ortopedik kaplamalar Diş implantları Yüz kemikleri Kulak kemikleri Kalça ve diz protezleri uygulamalarında kemik tozu olarak kullanılırlar.	Biyoaktif
Trikalsiyum Fosfat (TCP)	Gözenekli ve emilebilen malzemelerdir.	Granül, çimento ve blok şeklinde ortopedik ve dental tedavilerde kullanılmaktadır.	Biyobozunur

2.2.3. Polimerik biyomalzemeler

Polimerler, doğal veya sentetik yollarda elde edilebilen, monomerlerin birleşmesinden meydana gelen büyük moleküllü malzemelerdir. Nişasta, selüloz, doğal kauçuk ve DNA doğal polimerler olurken, içerdiği monomere göre adlandırılan polietilen (PE), poliasetal

(PA), polimetilmetakrilat (PMMA), polietilenteraftalat (PET), poliüretan (PU), politetrasoroetilen (PTFE), silikon kauçuk (SR), poliaktik asit (PLA), polistiren (PS) ve poliglikolik asit (PGA) gibi polimerler sentetik polimer grubuna girer (Bharadwaz & Jayasuriya, 2020; Kostka vd., 2020).

Çok çeşitli bileşimlerde ve şekillerde bulunan polimerler, prostetik, optik, dental ve ilaç salınımı gibi uygulamalarda biyomalzeme olarak yaygın bir şekilde kullanılmaktadır (Wong & Bronzino, 2007). Esnek olmaları sebebiyle polimer malzemelere özellikle yumuşak doku ve kıkırdak uygulamalarında sıkça rastlanmaktadır (J. B. Park & Bronzino, 2000). Fakat polimer malzemelerin kullanım alanlarını sınırlayan bazı özellikleri mevcuttur. Mekanik dayanımlarının zayıf olması, yapısına giren sıvılar sonucu şişmesi, zehirli ürünler salgılaması bu dezavantajlardan bazılardır (Kostka vd., 2020).

Yüzlerce polimer çeşidinin polimer biyomalzeme olarak kullanılmasına rağmen, sadece 10-20 polimer çeşidi medikal uygulamalarda yaygın olarak kullanılmaktadır (Wong & Bronzino, 2007).

Çizelge 2.5’te bu polimer biyomalzemelerin kullanıldığı alanlar ve özellikleri verilmiştir. Çizelge 2.6 ve 2.7’de ise polimerlerin mekanik ve fiziksel özellikleri verilmiştir.

Çizelge 2.5. Polimerik biyomalzemler (Bharadwaz & Jayasuriya, 2020; Wong & Bronzino, 2007)

Malzeme Adı	Malzeme Özelliği	Kullanım Alanı
Polietilen (PE)	Sert, yağlara karşı dirençli ve ucuzdur	Eczacılığa ait şişeler Katater Ortopedik implatlar
Polimetilmetakrilat (PMMA)	PMMA, olağan üstü ışık geçirgenliği ve yüksek ışık kırılganlığı indeksi ile bilinen en iyi malzemedir. Aynı zamanda en biyouyumlu polimerlerden biridir. Hidrofobik, doğrusal yapıda bir zincir polimeridir.	Göz içi lensler Nakledilebilir göz lensi Sert kontakt lensler Kan pompası ve rezervuarı Kan diyalizleri için membran Maxillofacial protez Takma diş yapımı
Poliüretan (PU)	Diol veya gliserinin diizosyanat ile polimerizasyonundan oluşur. Kanla biyouyumluluğu yüksektir.	Kalp kapakçığı Yapay kalp
Silikon Kauçuk (SR)	Silikon kauçuk, en biyouyumlu polimerlerden biridir ve yüksek sıcaklıklara dayanıklıdır. İnsan sağlığına zarar vermez.	Gıda makinelerinin parçaları Damar protezleri Solunum cihazları Kataterler ve drenaj boruları Parmak eklemleri, kan damarları, kalp kapakçığı, dış kulak, çene ve burun implantları
Polistiren (PS)	Modifiye edilmiş genel amaçlı PS, iyi saydamlığa, üretim rahatlığına, düşük özkütleye ve termal stabiliteye sahiptir. Yüksek darbe PS, darbeye karşı güz artışı ve gerilme çatlaması dayanımı sağlar.	Doku kültür şişeleri Vakum kutuları ve filtreler
Polivinilklorür (PVC)	Sert ve kırılgan yapıya sahiptir. İçine eklenen malzemeler ile yumuşak ve esnek hale gelir. 75~105 °C Tg noktası ile yüksek yumuşama viskozitesine sahiptir; bundan dolayı işlenmesi zordur.	Kan ve çözelti depolama torbaları Cerrahi paketler Damar içi tüpler Diyaliz cihazları Sonda
Poliamid (Naylon)	Poliamidde -CONH- grubu bulunur. -CONH- grubunun sayısı ve dağılımı ile poliamidin fiziksel özellikleri değişir.	Ameliyat ipliği

Çizelge 2.6. Polimerlerin mekanik özellikleri (J. Park & Lakes, 2007)

Polimer Adı	Çekme Gerilmesi, σ_{UTS} (MPa)	Young Modülü, E (GPa)	%Uzama
Polimetilmetakrilat (PMMA)	30	2.2	1.4
Naylon 6/6	76	2.8	90
Polietilenteraftalat (PET)	53	2.14	300
Poliaktik asit (PLA)	28-50	1.2-3	2-6
Polipropilen	28-36	1.1-1.55	400-900
Politetrafloroetilen	17-28	0.5	120-350
Silikon Kauçuk	2.8	10'a kadar	160

Çizelge 2.7. Bazı polimer malzemelerin fiziksel özellikleri(Ramakrishna, Mayer, Wintermantel, & Leong, 2001).

Polimer	Darbe Dayanımı (J/m)	Yoğunluk (g/cc)	Sertlik (Rocwell)	Su emme (%)
Polimetil-metakrilat (PMMA)	16-75	1,2	M60-100	0,1-0,4
Poliüretan (PU)	1300	1,05-1,50	A10-D90	---
PolivinilKlorür (PVC)	---	1,16-1,35	A50-100	0,04-0,4
Silikon Kauçuk	---	1-1,15	A15-A65	---
Polietilen (LDPE)	Kırılmadı	0,91-0,92	D41-D46	0,01
Polietilen (MDPE)	26,7-850	0,92-0,94	D50-D60	0,01
Polietilen (HDPE)	26,7-1070	0,94-0,97	D60-D70	0,01
Polietilen (UHMWPE)	---	0,94	D65	0,01

2.2.4. Kompozit biyomalzemeler

Kompozit malzemeler, kimyasal ve fiziksel yapıları birbirinden farklı olan birden fazla malzemenin bir araya getirilerek oluşturulan malzemelerdir. Kompozit malzemeler oluşturulduğu malzemelerin özelliklerini taşımanın yanı sıra onlardan daha üstün özelliklere de sahiptir. Kompozit malzemelerin fiziksel özellikleri (hafiflik, sertlik, dayanım gibi) malzeme bileşenleri değiştirilerek kontrol edilir (Wong & Bronzino, 2007).

Biyoinert, biyoaktif ve biyobozunur olabilen kompozit biyomalzemeler, başta kemik dokusu, damar sistemi, kalp kapakçıkları ve sinirdoku sistemleri olmak üzere birçok medikal uygulamada yaygın olarak kullanılmaktadır (Davis & Leach, 2008).

Kompozit malzemeler, "matris" adı verilen güçlendirici malzemeler eklenerek elde edilir. Dolayısıyla kompozit biyomalzemeleri, polimer matrisli kompozitler, metal matrisli kompozitler ve seramik matrisli kompozitler olmak üzere üç grupta incelemek gerekmektedir. Metal matrisli kompozitlere, HA katkılı titanyum matrisli kompozitler, polimer matrisli kompozitlere, polietilen matrisli HA katkılı kompozitler, seramiklere ise HA matrisli paslanmaz çelik katkılı kompozitler örnek olarak gösterilebilir (Ramakrishna vd., 2001).

2.3. Magnezyum Alaşımları

Günümüzde endüstriyel ve biyomedikal uygulamalar için magnezyum alaşımlarının geliştirilmesi üzerine birçok araştırma yapılmaktadır. Son zamanlarda çevre koruma politikaları, özellikle otomobillerin ağırlığını azaltarak yakıt verimliliğini artırmak ve otomobillerin neden olduğu sera gazlarının etkisini azaltmak için yapılan çalışmalara odaklanmıştır. Bu nedenle araştırmacılar, artan yakıt verimliliği ve azaltılmış sera gazı emisyonu elde etmek amacıyla hafif yapısal alaşımların kullanımını vurgulamışlardır (Ramalingam vd., 2020; Sezer vd., 2018; S. Zhang vd., 2010; X. Zhang, Yuan, Niu, Fu, & Ding, 2012).

Magnezyum alaşımları, alüminyum alaşımları ve çeliğe kıyasla iyi özgül dayanım, iyi ısı dağılımı ve iyi darbe sönümleme özelliği sergilerler (Ramalingam vd., 2020; Vaira Vignesh, Padmanaban, & Govindaraju, 2019).

Günümüzde magnezyum alaşımları en hafif yapısal malzemelerden biridir. Ayrıca iyi ısı dağılımı ve darbe sönümleme özelliklerine sahip olmasından ötürü otomotiv uygulamalarında da yaygın olarak kullanılırlar. Örneğin, düşük sıcaklıklarda çalışan otomotiv parçalarının bileşenleri olan braketler ve kapaklar magnezyum alaşımlarından yapılmaktadır (Housh, S, Mikucki, B, Stevenson, 1998; Mondet vd., 2016; Ramalingam vd., 2020; Sezer vd., 2018; Yang vd., 2016). Ayrıca magnezyum alaşımları, kendilerine biyomedikal uygulamalarda da kullanım alanı bulmaktadır. Biyomalzemeler, insan

vücudunun etkilenen veya hasar gören kısmının yerine kullanılabilen ve insan vücudunun normal işleyişine yardımcı olan yüksek derecede fizyolojik olarak vücut tarafından kabullenilmiş malzemelerdir. İmplantlar için geleneksel olarak kullanılan malzemelerin bazıları, insan kemiğinden daha yüksek mukavemete sahip olan paslanmaz çelik, tungsten, kobalt ve titanyum bazlı alaşımlardır (Q. Chen & Thouas, 2015; Y.-T. Chen, Hung, & Syu, 2019; hong Yuan, hua Zhou, Liao, Liu, & Luo, 2018; Sezer vd., 2018).

Sonuç olarak, bu tür yüksek mukavemetli malzemelerin implantasyonu, komşu dokuların yakınında stres-koruyucu etki oluşturur. İnsan vücudundaki magnezyum iyonları konsantrasyonu yüksek olması nedeniyle, magnezyumun biyouyumluluğu çok yüksektir, bu da onu biyoimplant uygulamaları için potansiyel bir malzeme haline getirir. Magnezyum, çözünürlüğü kolay olan ve toksik olmayan korozyon ürünlerini oluşturur ve bu ürünler idrar yoluyla zararsız bir şekilde atılır (Q. Chen & Thouas, 2015; Y.-T. Chen vd., 2019; Ramalingam vd., 2020; Vaira Vignesh vd., 2019; X. Zhang vd., 2012). Çizelge 2.8’de magnezyum alaşımı için ağırlıkça % bileşimi verilmiştir.

Çizelge 2.8. Magnezyum alaşımı için ağırlıkça % bileşimi (J. Chen vd., 2018; Q. Chen & Thouas, 2015; Mondet vd., 2016)

Tür	Grup	Al	Mn	Si	Zn	Ag	Cu	Zr	Nd	Ni	Y
Döküm	AM serisi (AM20)	2	0.5	-	-	-	-	-	-	-	-
	AS serisi (AS21)	2	0.4	1	-	-	-	-	-	-	-
	AZ serisi (AZ61)	6	0.2	-	0.7	-	-	-	-	-	-
	EQ serisi (EQ21)	-	-	-	-	1.5-2	0.075	0.7	2.25	-	-
	EZ serisi (EZ33)	-	-	-	2-3.1	-	0-0.1	0.5-1	3	0-0.01	-
	QE serisi	-	-	-	-	2-2.5	-	0.6	2	-	-
	WE serisi (WE43)	-	-	-	-	-	-	0.5	3.25	-	4
	ZC serisi (ZC63)	-	0.5	-	6	-	2.7	-	-	-	-
	ZE serisi (ZE41)	-	0-0.15	-	3.5-5	-	0-0.1	0.4-1	1.3	0-0.01	-
Dövme	AZ serisi (AZ31)	3	0.3	-	1	-	-	-	-	-	-
	EA serisi (EA55RS)	5	-	-	5	-	-	-	4.9	-	-
	WE serisi (WE54)	-	-	-	-	-	-	0.5	3.15	-	5.1
	Z serisi (Z6)	-	-	-	6	-	-	-	-	-	-
	ZC serisi (ZC71)	-	0.75	-	6.5	-	1.25	-	-	-	-
	ZK serisi (ZK60A-F)	-	-	-	6	-	-	0.45	-	-	-
	ZM serisi (ZM21)	-	1	-	2	-	-	-	-	-	-
	ZW serisi (ZW3)	-	-	-	3.25	-	-	0.6	-	-	-

Ayrıca magnezyum alaşımlarının diğer metalik implantlara göre biyobozunur olması magnezyum alaşımlarının biyomalzemeler için farklı bir avantaja sahip olduğunu göstermektedir (Q. Chen & Thouas, 2015; Y.-T. Chen vd., 2019; S. Zhang vd., 2010).

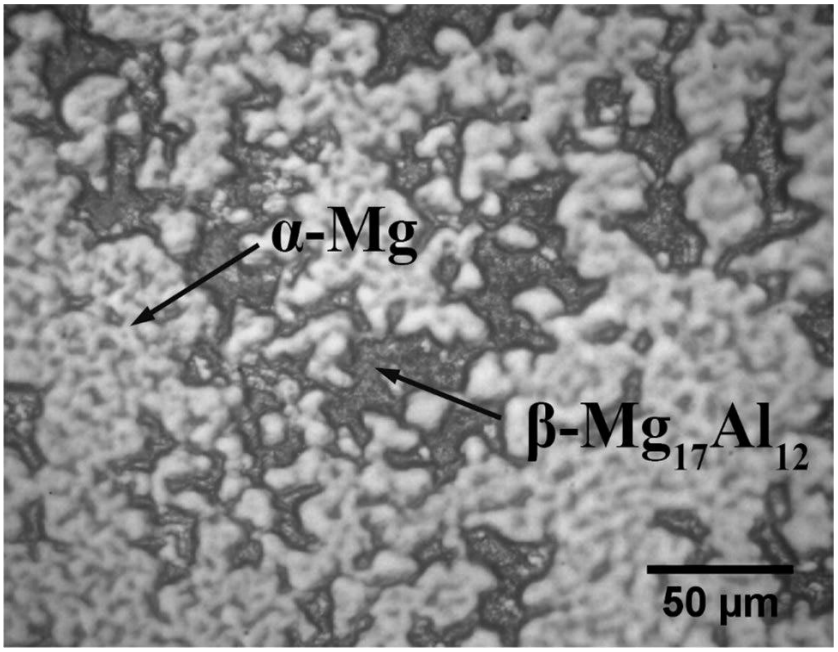
Magnezyum (Mg) ve alaşımları son yıllarda yeni nesil medikal metal malzeme olarak yoğun ilgi görmüştür. Magnezyum (Mg) ve alaşımlarının yoğunluklarının ve elastik modüllerinin insan kemiklerine benzer özelliklere sahip olması bu durumu desteklemiştir. Ayrıca Magnezyum (Mg) ve alaşımlarının yaralı kas-iskelet dokularına implante edilmesi sonrasında sahip olduğu yüksek biyouyumluluk sayesinde ikinci kez olması muhtemel ameliyat işlemlerinden kurtulmuş olunur. Çalışmalar, Mg implantlarının kemik armatürleri olarak implante olduklarında yeni kemiğin oluşumunu uyarmak için elverişli olduğunu

göstermiştir (Z. Li, Shang, Wei, & Zhao, 2019; S. Zhang vd., 2010; X. Zhang vd., 2012; Zhao vd., 2017).

Magnezyum genellikle, mekanik mukavemeti, aşınma direncini ve korozyon direncini artırmak için alaşımlandırılarak kullanılır. Atomik yarıçap, elektronegatiflik, elektron çekiciliği ve atomların kararlılığı, alaşım elementlerinin magnezyumdaki çözünürlüğünü etkiler. Bu faktörlere dayanarak, aşağıdaki elementler magnezyum matris içerisinde çözünür, kısmen çözünür ve çözünmez olarak sınıflandırılır. Çizelge 2.9'da magnezyumun sınırlı sayıda alaşım elementine sahip olduğu vurgulanmaktadır. Bu elementler Al, Mn, RE, Y, Zn ve Zr sıralanabilir (Ramalingam vd., 2020; Witte vd., 2005). Çizelge 2.10'da magnezyum elementinin genel özelliklerinden bahsedilmiştir. Magnezyum alaşımları, alaşım bileşimine ve ısıl işlem türüne göre Alaşım element kodu + Isıl işlem türü şeklinde belirtilir. Magnezyum alaşımları için ısıl işlem tanımları aşağıdaki gibidir: F-Fabrikasyon, O-Tavlı, H1-Suda sertleştirilmiş, H2-Suda sertleştirilmiş ve kısmen tavlanmış, H3-Suda sertleştirilmiş ve stabilize edilmiş, T1-havada soğutulmuş ve doğal olarak yaşlanmış, T2-Tavlı, T3-Solüsyonla işlenmiş ve soğuk işlenmiş, T4-Solüsyonla işlenmiş, T5-Soğutulmuş ve yapay olarak yaşlandırılmış, T6-Solüsyona alınmış yapay olarak yaşlandırılmış, T7-Solüsyona alınmış ve stabilize edilmiş, T8-Solüsyona alınmış, soğuk işlenmiş ve yapay olarak yaşlanmış, T9-Solüsyona alınmış, yapay olarak yaşlandırılmış ve soğuk işlenmiş, T10-Havada soğutulmuş, yapay yaşlanmış ve soğuk işlenmiş, W- Çözeltiye alınmış (Chen vd., 2019; Ramalingam vd., 2020). Örneğin, %9 Al, %1 Zn ve solüsyona alınmış çözelti magnezyum alaşımı AZ91 T4 olarak adlandırılır.

Magnezyum alaşımları arasında otomotiv ve biyomedikal uygulamalar için tercih edilen magnezyum alaşımları, nispeten daha yüksek mekanik mukavemeti ve korozyon direnci göstermesi nedeniyle AZ91 magnezyum alaşımıdır. Alaşımın birincil fazı Mg (α fazı) ve alaşımın ikincil fazı $Mg_{17}Al_{12}$ (β faz) 'dır (Ramalingam vd., 2020).

Resim 2.2, α fazı ve β fazını gösteren AZ91 alaşımının tipik mikro yapısını gösterir (Ramalingam vd., 2020; Vaira Vignesh vd., 2019).



Resim 2.2. α fazını ve β'yi gösteren AZ91 alaşımının mikro yapısı

Bununla birlikte, AZ91 alaşımının dökme veya işlenmiş biçiminin belirli sınırlamaları vardır. AZ91 alaşımı, düşük yoğunluğundan dolayı yüksek aşınma direnci gösterir. Magnezyumun standart elektrot indirgeme potansiyeli yüksek kimyasal aktivasyon göstermesinden dolayı -2.37 V'dir. Bu magnezyumun elektronları kolayca kaybetme eğiliminde olduğunu ve normal şartlar altında bile kolayca oksit oluşturduğunu kanıtlar. Oluşan oksit tabakası yeterince yoğun olmamasına rağmen magnezyum alaşımlarını korozyona duyarlı hale getirir. AZ91 Mg alaşımı, deniz suyu veya vücut sıvıları gibi aşındırıcı ortamın etkisi altında gerilme korozyonu çatlamasına karşı hassastır. Ayrıca altıgen hegzagonel sıkı paketlenmiş yapısı magnezyumun ortam sıcaklığında şekillendirilebilirliğini kısıtlar. Kayma sistemlerinin düşük kullanılabilirliği, kabul edilen bir kırık olmayan yarılma kırığına neden olur (Q. Chen & Thouas, 2015; Ramalingam vd., 2020; Vaira Vignesh vd., 2019).

Çizelge 2.9. Magnezyum matrisi içerisinde çözünür, kısmen çözünür ve çözünmez elementler (Ramalingam vd., 2020)

Çözünür				Kısmen Çözünür	Çözünmez		
Li	Ag	Au	Hg	Cs	He	Se	W
Al	Pd	Pt	Pb	Ru	Cr	Kr	Po
Si	Zr	Ir	Th	Na	Ar	Rb	Rn
Ca	Y	La serisi	Ti	H	S	Nb	Fr
Sc	Sr	Ba	Bi	Te	B	Mo	
Mn	As	Sb	U	Ti	C	Rh	
Co	Ge	Sn	Pu	Be	N	Xe	
Ni	Ga	In	Ac serisi	P	Ne	Hf	
Cu	Zn	Cd		K	O	Ta	

Çizelge 2.10. Magnezyum elementinin özellikleri (Abd El-Rehim, Zahran, Al-Masoud, & Habashy, 2019b; Mondet vd., 2016; Ramalingam vd., 2020; Sezer vd., 2018; Xiao vd., 2018; Yang vd., 2016)

Magnezyum Elementinin Özellikleri	
Atom Numarası	12
Yoğunluğu	1,74 g/cm³
Maddenin Hali	Katı
Kristal Yapısı	Hegzagonal Sıkı Paket
Atom Ağırlığı	24,312 g/mol
Ergime Noktası	650 °C
Kaynama Noktası	1095 °C
Elektron Düzeni	$3s^2$
Çekme Dayanımı	80-180 MPa
Akma Dayanımı	20 MPa
Poison Oranı	0,35
Young Modülü	45 GPa
Brinel Sertlik Değeri	30
Elastik Modülü	44,5GPa
Atom Hacmi	14,0 (Atom Ağırlığı/Atom Yoğunluğu)
Özgül Isısı	0,25 cal/g°C
Elektrik İletkenliği	22,4 m/(Ωmm^2)(oda sıcaklığında)

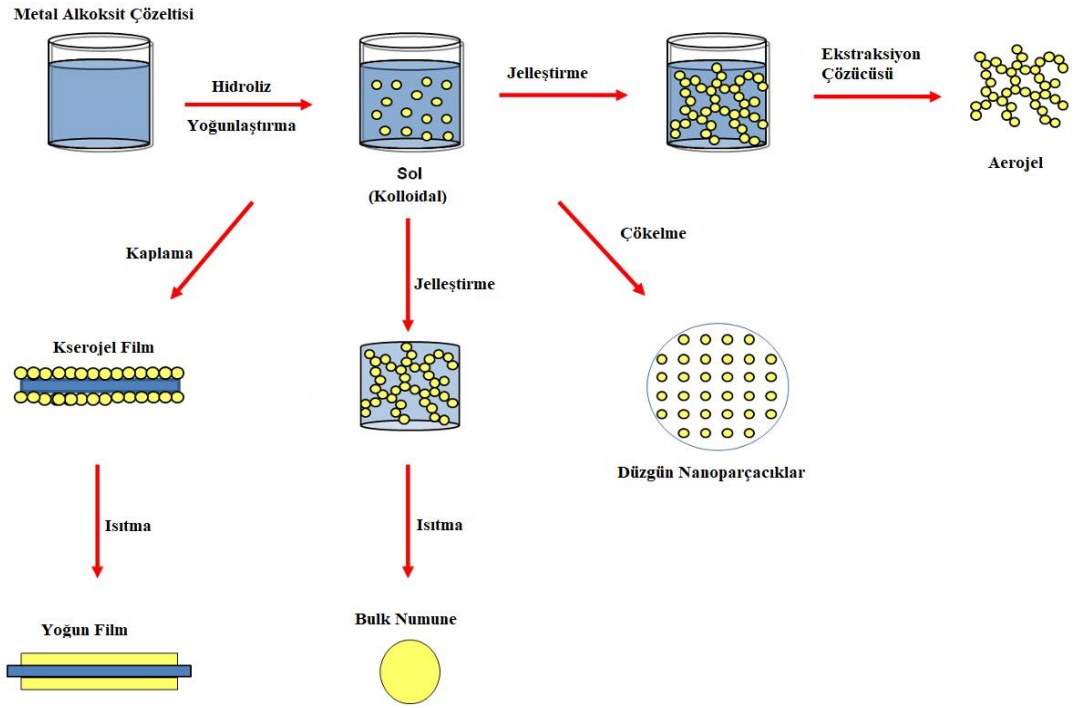
Çizelge 2.10. (Devam) Magnezyum elementinin özellikleri

Magnezyum Elementinin Özellikleri	
Elektrik Direnci	43,9 n Ω m (20 °C'de)
Isı İletkenliği	156 W/m K (oda sıcaklığında)
Isı Kapasitesi	24,869 J/mol K
Kaynama Isısı	32,517 kcal/atomgram
Ses Hızı	4940 m/sn
Asit-Baz özelliği	Baz
Atom yarıçapı	1.60°A
İyon yarıçapı	0.65°A(6 koordinasyon sayılı kristaldeki)

2.4. Sol-Jel Yöntemi

Sol-jel metodu, çözeltinin hazırlanması, jelleştirilmesi ve çözme işlemini bitiren çözücünün yapılan sistemden uzaklaştırılmasıyla karmaşık şekilli olan farklı malzeme türlerinin üretilebilmesine olanak sağlayan önemli kaplama tekniklerinden biridir (W. Zhang vd., 2017; Z. Zhang, Zhang, Guo, Guo, & Yang, 2011). Organik ve inorganik malzemelerin üretimine olanak tanıyan bu yöntemle yapılan kaplamaların kolay olması düşük sıcaklıklarda üretim olanağı tanıması ve homojen bir kaplama sağlamasından dolayı biyomedikal uygulamalar için sıklıkla tercih edilen bir yöntemdir. Prosesin uygulamasında farklı üretim değerleri kullanılarak istenilen kalınlık ve yüzey morfolojisinde numuneler üretilebilmektedir (Durán vd., 2004).

Daldırma kaplama işlemiyle yapılan sol-jel yöntemi, hazırlanmış olan solüsyon içerisine daldırma hızının sabit olarak seçilmesi ve aynı sabit hız değerinde solüsyonun içerisinden çıkması temeline dayanır. Bu işlem esnasında daldırma yapılan solüsyonun oldukça dengeli ve titreşimsiz olması önem arz etmektedir. Şekil 2.2'de Sol-jel prosesinin şematik gösterimi verilmiştir. Düzgün bir kaplama yapılması için belirlenen hızın optimum değerlerde olması ve sistemin titreşimsiz çalışması gerekmektedir. Bu sayede elde edilen kaplama istenilen et kalınlıkta olur ve homojen dağılımlı bir kaplama elde edilir (Abu-Dheir vd., 2019; Krishna, Padmapreetha, Chandrasekhar, Murugan, & Johnson, 2019; Omar vd., 2015; Romero-Gavilán vd., 2019).



Şekil 2.2. Sol-jel prosesinin şematik gösterimi

Sol-jel yönteminin avantajları;

- Düşük sıcaklıklarda işlem yapılmasından dolayı yüksek saflıkta malzeme üretimine olanak tanır. Aynı zamanda termal bozunma ihtimalini en düşük seviyeye indirilmiş olur.
- Homojen yapıda üretim yapılması kolaydır.
- Hem ince hem de kalın kaplamalar yapılmasına olanak sağlar.
- Kolay uygulanması ve basit işlem basamaklarına sahip olmasından dolayı uygulama alanı geniştir.
- Düşük boyutlarda (mikron ve nano boyutlarda) toz üretimine imkân sağlar.
- Farklı malzemeler kullanılarak yapılması gereken kompozit ve hibrit kaplamalar için uygundur (Asri vd., 2017; Barranco vd., 2010; Papynov vd., 2019; D. Wang & Bierwagen, 2009).

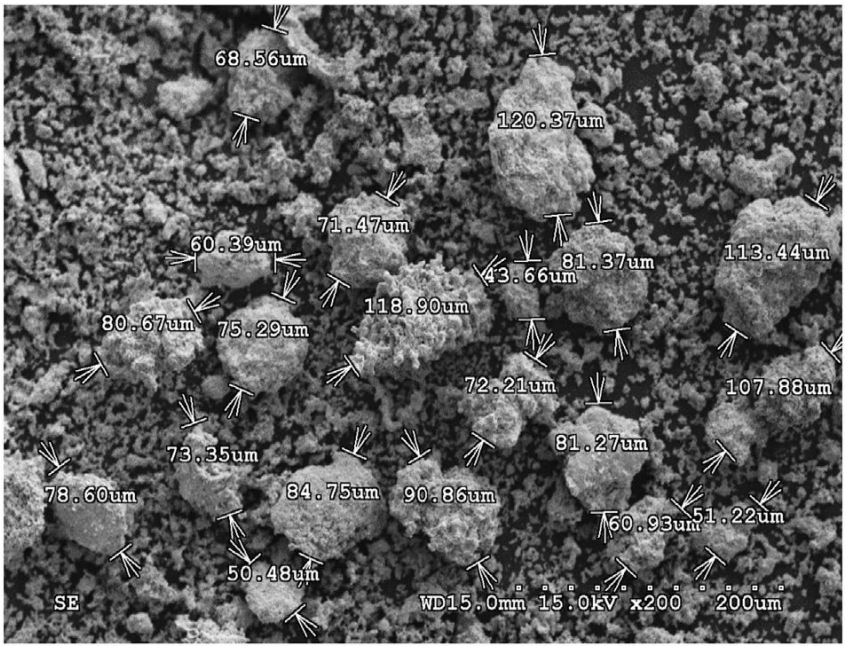
Sol-jel yönteminin dezavantajları;

- Yüzey morfolojisi, uzaklaştırılan uçucuların oluşturduğu çekmelerden dolayı gözenekli bir şekilde oluşabilir.
- İşlemin başlaması için gerekli olan başlatıcıların maliyeti yüksektir ve neme duyarlıdır.

- Özel uygulamalar gerektiren üretimler için yüksek sayıda üretim yapılma ihtimali düşüktür.
- Prosesin aşamasının çok olması ve zaman almasından dolayı işlem hızı yavaştır (Abu-Dheir vd., 2019; Asri vd., 2017; Barranco vd., 2010; Romero-Gavilán vd., 2020; D. Wang & Bierwagen, 2009).

2.5. Tantal ve Tantal Pentaoksit Ta_2O_5

Tantal (Ta) 73 Atom numarasına sahip, atom ağırlığı 180,88, yoğunluğu 16,6 olan, 3017 °C'de kadar erimeden kalabilen siyah renkli bir elementtir. 1802 yıllında İsveç'te keşfedilmiş olan Ta, Yunan mitolojisinde bulunan Tantalus'tan esinlenerek adlandırılmıştır. Sert bir malzeme olması, zor bulunur olması ve korozyona karşı mükemmel bir dayanım göstermesi ile bilinen bir elementtir. Tantal ve alaşımları sahip oldukları mekanik özellikleri 1000 ° C'ye kadar koruyabilirler (Black, 1994; Q. Chen & Thouas, 2015).



Resim 2.3. Ta tozunun SEM görüntüsü (Kuo, Chin, Chien, & Hsieh, 2019)

Çizelge 2.11. Tantal'ın bazı fiziksel, kimyasal ve mekanik özellikleri (Q. Chen & Thouas, 2015; X. Li vd., 2013; Lide, 2003)

Özellik	Değer
Atom numarası	73
Element serisi	Geçiş metalleri
Yoğunluk	16.69 g/cm³
Kristal yapısı	Hacim Merkezli Kübik
Ergime noktası	3017 °C
Elastik modülü	185 GPa
Kaynama noktası	5458 °C
Vickers sertliği	873 MPa
Brinell sertliği	800 MPa
Buharlaşma ısısı	732.8 kJ/mol
Isı kapasitesi	25.36 J/(mol·K)

Son 20 yılda eklem problemleri, omurga ameliyatları ve diş implantasyonlarının sayısı arttığından, implantla ilişkili enfeksiyonları önlemek için acil bir ihtiyaç ortaya çıkmıştır. Bu enfeksiyonlara sadece yaradaki postoperatif bakteriyel proliferasyon değil, aynı zamanda yetersiz sterilizasyonun bir sonucu olarak metal implantların ve cerrahi aletlerin yüzeylerine yerleştirilen mikroorganizmalar neden olmaktadır (Hickok, Shapiro, & Chen, 2018; Rodríguez-Contreras, Guillem-Marti, Lopez, Manero, & Ruperez, 2019) .

Biyomateryalle ilişkili enfeksiyonları önlemenin etkili bir yolu, antimikrobiyal özelliklere sahip yeni implantların oluşturulmasıdır. Tantal (Ta), ortopedik implantlarda kullanılan kimyasal olarak en stabil ve biyolojik olarak inert biyometallerden biridir. Aynı zamanda Tantal mükemmel korozyon direnci ve biyouyumluluk gösterir. Bununla birlikte, diğer mekanik özelliklerinin yanı sıra, önemli ölçüde yüksek elastik modülü (186 GPa) ve yoğunluğu (16.6 g/cm^3), onu kemik dokusu ile uyumsuz hale getirir ve yük taşıyan implantlar için uygun değildir (Ibrahim, Alwafi, Sangoof, Turkistani, & Alattas, 2017; Kwakman, Te Velde, Vandenbroucke-Grauls, Van Deventer, & Zaat, 2006; Prasad vd., 2017; Rodríguez-Contreras vd., 2019).

Ta ile gözenekli yapılar tasarlanarak daha uygun ve dikkat çekici mekanik özellikler elde edilebilir. Elastikiyet modülü, bu yapıların gözenekliliğine bağlı olarak değişir ve 2 ile 20

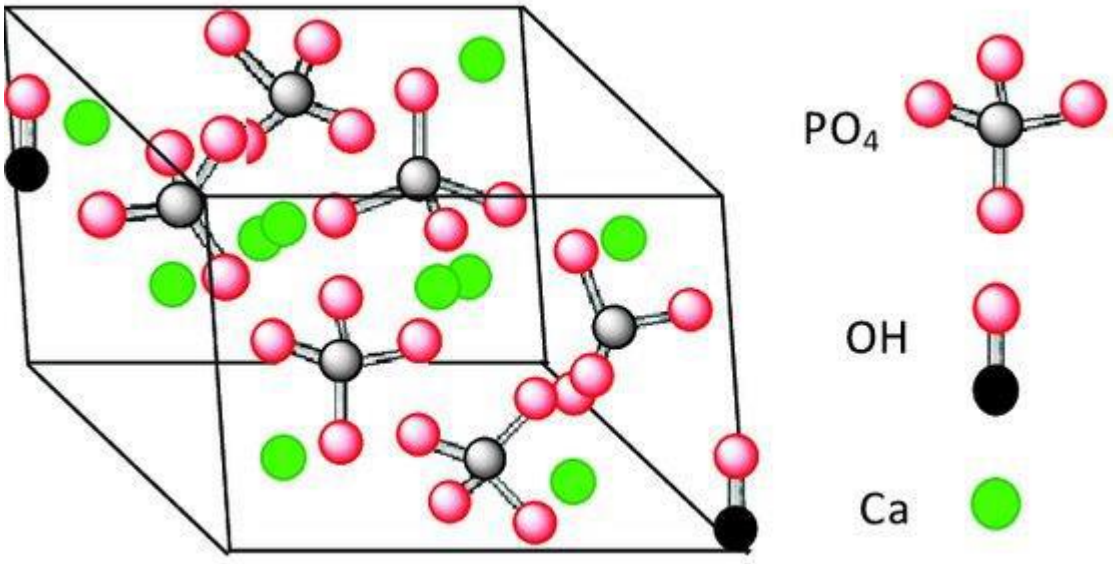
GPa arasında bulunabilir. Bu değerler 3–20 GPa aralığında bir modüle sahip olan insan kortikal kemiğinin elastikiyet modülü değerlerine yakın değerlerdir. Tantal ve insan kortikal kemiğinin bu uyumu, yük taşıyan metalik implantlarda stresi önleme ve bununla ilgili sorunları azaltma potansiyeline sahiptir (Antonio, Rangel, Mas, Duek, & Cruz, 2019; Black, 1994; Q. Chen & Thouas, 2015).

2.6. Hidroksiapatit (HA)

Mg'nin korozyon özelliklerini iyileştirmek için, kaplama malzemeleri olarak Hidroksiapatit (HA) gibi kalsiyum ortofosfatlar kullanılmaktadır (Ding, Li, Wang, Liu, & Zhou, 2018). Kimyasal formülü ($Ca_{10}(PO_4)_6(OH)_2$) olan HA, kırk yılı aşkın süredir tıp ve diş hekimliğinde en çok kullanılan biyomateryallerden biridir. Daha önce yapılmış olan araştırmalar sonucunda, HA seramiklerinin kırılgan olduğunu ve yük taşıma uygulamaları için implant olarak kullanılmasının uygun olmadığını iddia edilmiştir. Bunun sonucunda HA, mekanik özelliklerini geliştirmek için metalik biyomalzemelerin üzerine kaplama yapılarak kullanılmaya başlanmıştır. HA, metalik implantların mekanik özelliklerini (düşük esneklik, yorulma ve sürünme direnci) geliştirmek için kaplama malzemesi olarak kullanılabilir. HA, yük taşıma kabiliyetini geliştirmesi ve alt tabaka ile kaplama arasında üstün bir yapışma özelliğine sahip olmasından dolayı ön plana çıkmaktadır (Abu Bakar vd., 2003; Chakraborty, Sengupta, Saha, Das, & Das, 2016; Hadidi vd., 2017; Harun vd., 2018; Kim, Kim, Kim, Akaike, & Kim, 2002; Mihailescu vd., 2016; Wen vd., 2017). Çizelge 2.12’de Hidroksiapatitin fiziksel ve kimyasal özellikleri verilmiştir.

Çizelge 2.12. Hidroksiapatitin fiziksel ve kimyasal özellikleri (Murugan & Ramakrishna, 2005a)

Özellik	Değer
Kimyasal formülü	$Ca_{10}(PO_4)_6(OH)_2$
Ca/P oranı	1,67
Yoğunluğu (g/m^3)	3,16
Kristal yapısı	Hekzagonal
Gerilme dayanımı (MPa)	115-200
Basma dayanımı (MPa)	400-900
Biyoaktifliği	Yüksek
Biyobozunurluğu	Düşük
Biyouyumluluğu	Yüksek
Bozunma sıcaklığı (°C)	>1000
Isıl iletkenliği (W/cm.K)	0,013
Hücresel uygunluğu	Yüksek



Şekil 2.3. Hidroksiapatitin kristal yapısı (Evcin & Özdem, 2019)

HA, kemik mineraline yapısal ve kimyasal benzerliğinden ve biyomalzeme ile doku arasında kuvvetli bir bağ oluşturmasından dolayı günümüzde çok fazla tercih edilen bir biyomalzemedir. Ayrıca HA yüksek derecede biyouyumluluk ve biyoaktivite

göstermektedir. HA'in toksik olmamasından dolayı da biyomalzeme olarak kullanımı her geçen gün artmaktadır (Murugan & Ramakrishna, 2005b; Xiong, Yang, Hu, & Song, 2019).

Kemiğin mineral fazındaki biyolojik HA, yapısında biyolojik olarak aktif davranışlarını arttıran, Na, Mg, Zn, Sr ve Si gibi çeşitli iyonlara sahiptir ve bu da HA'nın biyomedikal malzeme olarak kullanımını artırır (Dehghanian, Aboudzadeh, & Shokrgozar, 2018).

Daha önce yapılmış olan çalışmalarda, HA kaplama ile komşu çözeltilerden gelen korozyon saldırılarının engellendiği gözlemlenmiştir (Ghoneim, Abdellatif, & Ameer, 2019). HA kaplamaları fizyolojik ortamda parçalanabilirler ve implant ile doku arasında üstün etkileşim özellikleri gösterirler. HA kaplamalarının magnezyum ve alaşımları üzerindeki imalatı üzerine çok sayıda araştırma yapılmıştır. Hazırlama yöntemleri elektrodepozisyon, aerosol kaplama, kimyasal çözelti ile kaplama, sol-gel yöntemi ile kaplama vb. olarak sıralanabilir (Mardali vd., 2018; Salleh, Zuhailawati, Mohd Noor, & Othman, 2018).

3. LİTERATÜR TARAMASI

AZ91 Magnezyum alaşımının sol-jel yöntemiyle Ta_2O_5/Hidroksiapatit(HA) tabakalı kaplanması üzerine literatürde pek fazla çalışma bulunmamaktadır. Daha çok Ta_2O_5'in ve HA'nın ayrı ayrı kaplanması üzerine çalışmalar yapılmıştır. Aşağıda AZ91 Mg alaşımı üzerine yapılmış olan kaplamaların, Ta_2O_5 veya HA ile sol-jel yöntemi kullanılarak yapılan kaplamaların ve sol-jel yöntemiyle yapılan farklı kaplamalarla ilgili literatür çalışmaları verilmiştir. Yapılmış olan bu çalışmalar, sol-jel yöntemiyle yapılan kaplamalar ve Ta_2O_5 veya HA ile yapılan kaplamalar hakkında çeşitli bilgiler vermektedir.

Tomozawa ve diğerlerinin (2010), MAO-Mg üzerine Ca-P kaplama yapmış ve Ca-P kaplamanın yüksek korozyon direncine sahip olduğu gözlenmiştir. Bu çalışmada kimyasal çöktürme metodunu kullanarak kaplamanın iyi biyoaktif özellik gösterdiğini gözlemlemişlerdir.

Tan ve diğerlerinin (2010), AZ31 Mg alaşımlı altlığın üzerine Ca-P kaplama uygulamış ve bu kaplamanın korozyon direncini arttırdığını gözlemlemişlerdir. Bu çalışmada kimyasal çöktürme yöntemi kullanılmış ve yapılan kaplamanın biyouyumluluğu arttırdığı sonucuna varılmıştır.

Hu ve diğerlerinin (2010), AZ91 Mg alaşımı altlığın üzerine dikalsiyum fosfat dihidrat (DCPD) kaplama yapmışlardır. Çalışmalarında SBF içerisinde süreyi artırarak yaptıkları daldırmalar sonucu elde ettikleri kaplamaların kalınlığının arttığı gözlemlemişlerdir ve bundan dolayı da korozyon direncinin arttığı sonucuna varmışlardır.

Yanovska ve diğerlerinin (2012), Mg altlığın üzerine HA kaplama yapmışlardır ve çalışmaları sonucunda HA kaplamanın korozyon direncini büyük ölçüde azalttığını gözlemlemişlerdir. Bu çalışmada düşük sıcaklık ve manyetik alanda biyomimetik yöntem kullanmışlardır.

Wang ve diğerlerinin (2013), AZ91 Mg alaşımı altlığın üzerine MgO/ZrO_2 kaplama yapmışlardır. Bu çalışmada çift katmanlı elektrolit kaplama yöntemini kullanmışlar ve çift katmanlı MgO/ZrO_2 kaplamasının tek katmanlı olan MgO kaplamaya kıyasla korozyon direncinin daha yüksek olduğunu saptamışlardır.

Gopi ve diğerlerinin (2014), AZ91 Mg alaşımı üzerine stronsiyum katkılı poroz hidroksiapatit (Sr-HA)/çinko oksit (ZnO) kaplama yapmışlardır. Elektrokaplama yöntemi ile elde ettikleri kaplamalarla yaptıkları testler sonucu korozyon direncinin arttığını gözlemlemişlerdir.

Gao ve diğerlerinin (2015), yapmış oldukları çalışmada AZ91 Mg alaşımı altlığın üzerine grafen oksit ve HA ile HA/GO kaplama tabakası ile kaplamışlardır. Yapılmış olan bu kaplama ile korozyon direncinin belirgin şekilde artış gösterdiği tespit edilmiştir.

Niu ve diğerlerinin (2016), AZ31 Mg alaşımı altlığın üzerine Ca-P kaplama yapmışlardır. Yaptıkları çalışmada 300, 400 ve 500 °C olmak üzere üç farklı sinterleme sıcaklıklarında sol-jel yöntemini kullanmışlardır. Yaptıkları deneyler ile sinterleme sıcaklığı ile korozyon direncinin ters orantılı olduğu sonucuna varmışlardır.

Li ve diğerlerinin (2019), yapmış oldukları çalışmada 30 keV enerjide 1×1015 iyon/cm^2 dozlarda N+ iyon implantasyonu ile AZ31 Mg alaşımının korozyon direncinin geliştirmesini araştırmışlardır. Sonuç olarak korozyon direncinin geliştiğini ve dolayısıyla N+ iyonlarının AZ31 Mg alaşımına implantasyonunun, Mg alaşımının klinik tıpta uygulanmasını gerçekleştirmek için etkili bir yöntem olduğunu göstermektedir.

Incesu & Gungor (2019), yapmış oldukları çalışmada biyouyumlu Mg-Zn-Ca-Mn alaşımlarına ağırlıkça % Zn/Ca oranının (0.62 ve 5.09) korozyon ve mekanik özellikleri üzerine etkisini araştırmışlardır. Alaşım içerisindeki Zn/Ca oranının artışının mekanik özellikler üzerinde döküm Mg'ye göre önemli bir artışa sebep olduğunu tespit etmişlerdir. Döküm Mg'a göre ZXM100'ün gerilme mukavemetinin %72 oranında daha iyi olduğu saptanmıştır.

Dou ve diğerlerinin (2019), yaptıkları çalışmada, mikro ark oksidasyon (MAO) yöntemi ile Mg-1.74Zn-0.55Ca alaşımında kompozit kaplamalar oluşturmak için farklı daldırma sürelerine sahip bir sol-jel yöntemi kullanılmıştır. Kaplamaların farklı daldırma sürelerindeki bozunma davranışları incelenmiştir. Ayrıca bu kaplamaların korozyon direnci, potansiyodinamik polarizasyon testleri ile vücut sıvısı içerisinde simüle edilmiştir. Yapılan çalışma sonucunda daldırma sürelerinin yüzey morfolojilerini önemli ölçüde etkilediği gözlemlenmiştir. Daldırma sürelerinin artmasıyla, kompozit kaplamaların kaplama

kalınlığının belirgin bir şekilde arttığı ve MAO kaplamanın yüzeyindeki mikro gözeneklerin çoğunun partiküllerle dolduğu saptanmıştır. Bununla birlikte, yapılan kaplamada yeni faz tespit edilmemiştir.

Kumar ve diğerlerinin (2020), yaptıkları çalışmada AZ91 Mg alaşımının üzerine kaplanan Al_2O_3 bazlı seramik kaplamaların korozyon direncini ve biyoaktifliğini araştırarak biyomedikal uygulamalar için uygulanabilirliğini de test etmişlerdir. Yapılan çalışmalar sonucunda biyomedikal implant uygulamalarında AZ91 Mg alaşımının üzerine kaplanan Al_2O_3 bazlı seramik kaplamaların biyoaktifliğinin yüksek olmasından dolayı biyomedikal uygulamalarda kullanımının uygun olacağı belirtilmiştir.

Bordbar-Khiabani ve diğerlerinin (2020), yapmış oldukları çalışmada biyomedikal özelliklerini geliştirmek için AZ91 Mg alaşımının üzerinde ZnO nanopartikülleri plazma elekrolitik oksitleme (PEO) yöntemiyle kaplamışlardır. ZnO nanopartiküllerinin yüzey gözenekliliğini ve pürüzlülüğünü azalttığını, aynı zamanda bariyer tabaka kalınlığı ile kalsiyum fosfat bileşiklerinin çekirdeklenmesi için gerekli olan alanları geliştirdiği için AZ91 Mg alaşımlı altlığın plazma elekrolitik oksitleme yöntemiyle kaplanmasının sızdırmazlık için iyi bir seçim olduğu bulmuşlardır. ZnO nanopartiküllerinin plazma elekrolitik oksitleme (PEO) yöntemiyle AZ91 Mg alaşımlarının üzerine kaplanmasının anti-korozyon ve in-vitro biyoaktivite özelliklerinin iyileşmesinde önemli bir role sahip olduğunu ve biyomedikal uygulamalar için uygun olduğunu ispat etmişlerdir.

Soleymani ve diğerlerinin (2020), Yaptıkları bu çalışmada AZ91 Mg alaşımının üzerine Polycaprolactone (PCL) ile kompozit kaplamanın biyoaktivite ve biyobozunurluk özelliklerini nasıl etkilediğini araştırmışlardır. Bu amaçla, AZ91 Mg alaşımının üzerine Polycaprolactone kaplamanın bir SBF çözeltisi içerinde farklı daldırma sürelerinde korozyon davranışını, biyoaktivitesi ve korozyon hızı üzerindeki etkisini değerlendirmişlerdir. Yapılan çalışmaların sonucunda korozyon hızının yavaşladığı, korozyon direncinin arttığı ve biyoaktivitenin iyileştiği tespit edilmiştir.

4. DENEYSEL ÇALIŞMA

4.1. AZ91 Magnezyum Alaşımının Toz Metalurji Yöntemi ile Üretimi

AZ91 Mg alaşımı altlık malzemesinin üretilmesi için, Zhejiang Bainianyin Industry and Trade firmasından alınmış olan <150 μm toz boyutlarına sahip AZ91 magnezyum alaşım tozları kullanılmıştır. AZ91 Mg alaşım tozlarının gerekli olan kimyasal bileşimi Çizelge 4.1'de verilmiştir.

Çizelge 4.1. AZ91 Mg alaşım tozlarının kimyasal bileşimi

Ağırlıkça (%)	8,77	0,74	<0,01	<0,01	Kalan

Kullanılacak olan altlık malzemesi numuneleri için gereken AZ91 Mg alaşım tozları miktarı, kullanılan kalıbın ölçüleri göz önüne alınarak Eş. 4.1'e göre hesaplanarak istenilen boyutlarda üretim gerçekleştirilmiştir. Tozların tartımı için 0,1 mg tartım hassasiyeti olan Weightlab Instrument WSA-224T marka hassas terazi kullanılmıştır.

$$m=d_{AZ91}\times V \tag{4.1}$$

m; İstenilen hacmin elde edilebileceği tozun kütlesi (g)
d_{AZ91}; AZ91 Mg alaşımının yoğunluğu (g/cm^3)
V; Üretilecek numunenin hacmi (cm^3)

Resim 4.2.b'de gösterilen kalıbın iç yüzey alanı 60×60 mm^2'dir. Bu alana uygun olarak, içerisine yerleştirilen tozun sahip olduğu kütlesi göz önünde bulundurulmak şartıyla istenilen et kalınlık değerinde üretim yapılabilmektedir. Yapılan tez çalışmasında üretilen numuneler 60×60×10 mm^3 boyutlarındadır. Belirlenmiş olan ölçülerde bir blok numune üretimi için gerekli olan AZ91 Mg alaşımının toz kütlesi Eşitlik 4.1'den faydalanılarak bulunmuştur.

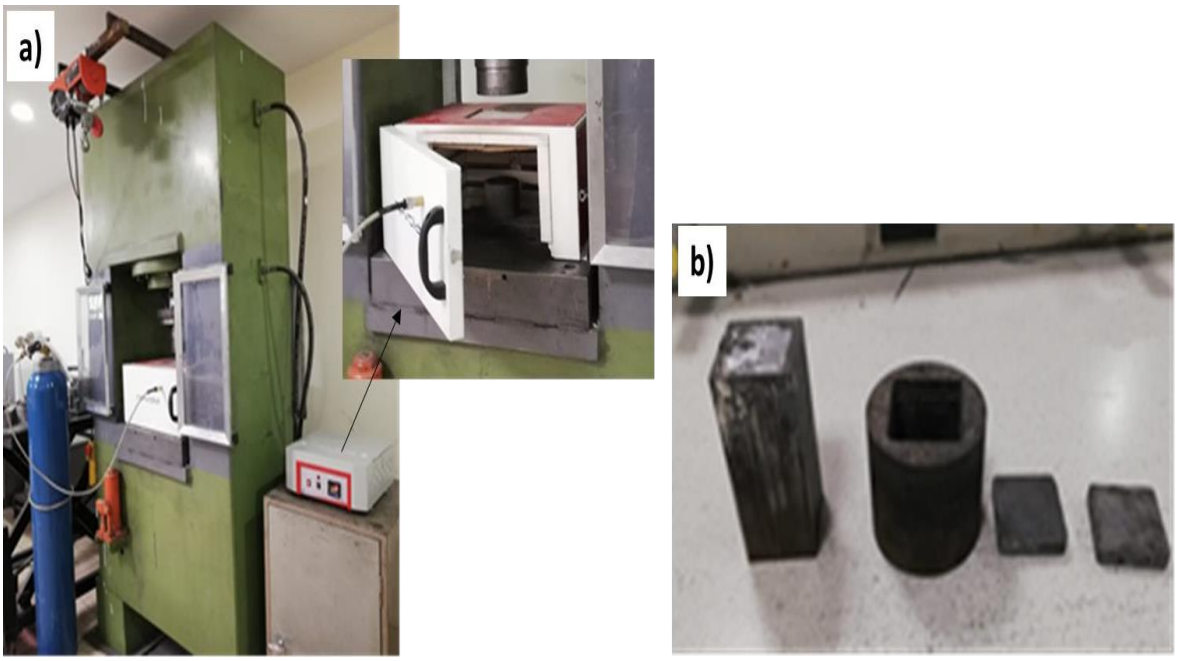
m=1,81 g/cm^3×(6×6×1,2 cm^3) =79,48 g

Üretilen numuneler, yaklaşık olarak 79 gram AZ91 Mg alaşım tozu kullanılarak ile Gazi Üniversitesi Metalurji ve Malzeme Mühendisliği Bölümüne ait Toz Metalurji

Laboratuvarında bulunan, Resim 4.2'da gösterilen özel tasarım eş eksenli 200 ton kapasiteli preste, argon atmosferi altında 200-250-300-350 MPa basınçlarda ve 300-350-400-450 °C sıcaklıklarda 45 dakika süre ile sıkıştırılarak sinterlenmiştir. Sinterleme sonrası 60x60x10 mm boyutlarında üretilen numuneler Resim 4.1'de gösterilmiştir.



Resim 4.1. Altlık olarak üretilen AZ91 numuneler



Resim 4.2. AZ91 Mg alaşımlı blok numune üretiminde kullanılan Tek eksenli pres (a), sıkıştırma kalıbı (b)

Üretilmiş olan AZ91 Mg alaşımı numuneler Resim 4.3'de gösterilen Struers marka Accutom-5 model hassas kesme cihazı ile 60×10×2 mm^3 boyutlarında kesilmiştir. Kesilmiş olan numunelerin her biri Resim 4.4'te gösterilen ATM Saphir marka Çift Diskli mekanik zımparalama cihazında mekanik olarak sırasıyla 120, 220, 320, 400, 600, 800, 1000 ve 1200 SiC zımparalar kullanılarak zımparalanmıştır. Zımparalama işlemi tamamlanan numunelerin hepsi sterilizasyon işlemi yapılarak temizlenmiştir. Sterilizasyon işlemleri, Resim 4.5'te

gösterilen Kudos marka ultrasonik banyoda önce 10 dakika aseton ile ve daha sonra 20 dakika etanol ile temizlenerek yapılmıştır. Sterilizasyon işlemi tamamlanmış olan numuneler kurutulmuş ve kurutma işleminden sonra kaplamaya hazır hale getirilmiştir.



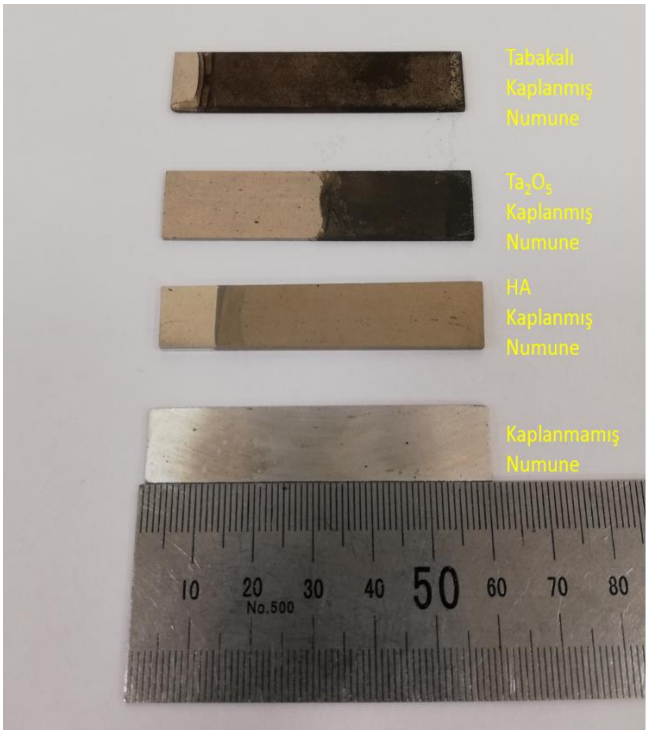
Resim 4.3. Struers Accutom-5 hassas kesme cihazı



Resim 4.4. Metalografik numune zımparalama cihazı



Resim 4.5. Kudos ultrasonik banyo



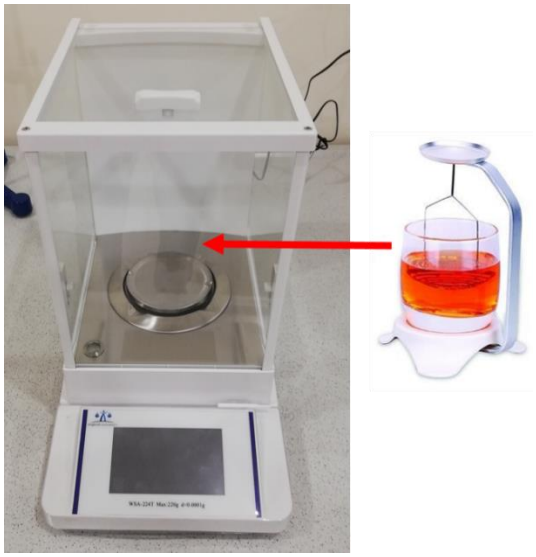
Resim 4.6. Kesilen numunelerin kaplanmamış ve kaplanmış resimleri

4.2. AZ91 Mg Alaşımının Yoğunluk Testi

Üretilmiş olan AZ91 Mg alaşım numunelerin yoğunluğu Buoyancy Methodu kullanılarak Arşimet yoğunluk prensibine göre hesaplanmıştır. Yoğunluk ölçümü için Resim 4.5'te gösterilen Arşimet deney düzeneği kullanılmıştır. Yapılan deney için ultra saf su kullanılmıştır. Yapılan deney sırasında ortam ve su sıcaklığı 23 °C olarak ölçülmüştür. Önce kuru olarak tartılan *(mh)* numuneler daha sonra su içine daldırılarak sudaki ağırlıkları *(ms)* ölçülmüştür. Ölçülen değerler Eş. 4.2'de kullanılmış ve numunelerin yoğunlukları bu eşitliğe göre belirlenmiştir.

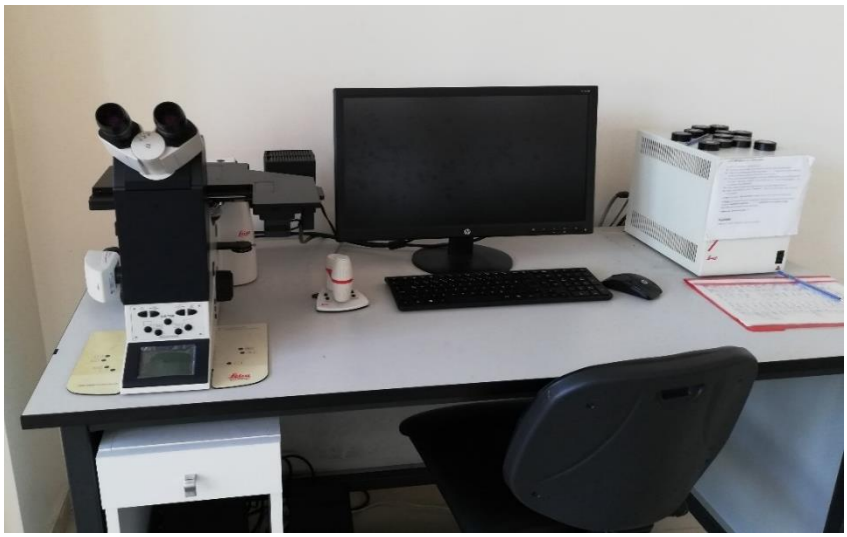
$$\rho h = [\frac{\mathrm{mh}}{\mathrm{mh}-\mathrm{ms}}] \times \rho s \qquad (4.2)$$

ρh; Gerçek yoğunluk
mh; Numunenin havadaki ağırlığı
ms; Numunenin sudaki ağırlığı
ρs; Suyun yoğunluğu



Resim 4.7. Arşimed deney düzeneği

Üretilen numunelerin yoğunlukları Arşimet Prensibi ile ölçülmüştür. Mikroyapısal karakterizasyon için numunelerin yüzeyleri 120, 220, 320, 400, 600, 800, 1000 ve 1200'lük SiC zımpara ile zımparalanmıştır. Zımparalanan yüzeyler 6 ve 3 µ'luk elmas pasta ile parlatılmış ve ardından %60 etilen glikol, %20 asidik asit, %1 nitrik asit, %19 saf su karışımı ile dağlanmıştır. Hazırlanan numunelerin Resim 4.8'de görünen Leica DMI 5000M marka metal mikroskobunda mikroyapıları incelenerek kaydedilmiştir.



Resim 4.8. Leica DMI 5000M metal mikroskobu

4.2.1. Sertlik ve üç nokta eğme testleri

Presleme sıcaklığı ve presleme basıncının mekanik özelliklere etkilerini belirlemek amacıyla önce sertlik değerlerine etkileri belirlenmiştir. Sertlik testi, Resim 4.9'da görüldüğü üzere Emcotest Duravision 200 model sertlik cihazında Brinell sertlik ölçme yöntemi kullanılarak yapılmıştır. Üretilen numuneler, Brinell test yöntemi ile 2,5 mm çapında çelik bilya kullanılarak ve 62,5 kilogram yük uygulanarak gerçekleştirilmiştir. Sertlik ölçümleri için üç farklı numuneden 5'er ölçüm yapılmış ve bu ölçümlerin ortalaması alınmıştır.



Resim 4.9. Emcotest Duravision 200 sertlik ölçme cihazı

Mekanik özelliklerin belirlenmesine yönelik ikinci olarak, 60x60x10 mm boyutlarında üretilen numuneler Şekil 4.11'de görüldüğü üzere ASTM B528-05 standardına göre kesilerek 31,7x12,7x6,35 mm boyutlarında üç nokta eğme numuneleri haline getirilmiştir. Elde edilen numuneler Resim 4.10'da görülen 50 kN kapasiteli Instron 3369 üniversal cihazında, üç nokta eğme testi yapılmıştır. Üç nokta eğme testleri için üçer adet numune kullanılmıştır.



Resim 4.10. Instron 3369 üniversal test cihazı üç nokta eğme aparatlı



Resim 4.11. Üç nokta eğme testi için hazırlanan numuneler

4.2.2. Darbe dayanımı testi

Darbe testi, boyutları 55x10x10 mm olan çentiksiz numunelere, Gazi Üniversitesi Metalurji ve Malzeme Mühendisliği'nde bulunan Resim 4.12'de görülen Instron-Wolpert PW30

Darbe Test cihazında Charpy yöntemi kullanılarak yapılmıştır.



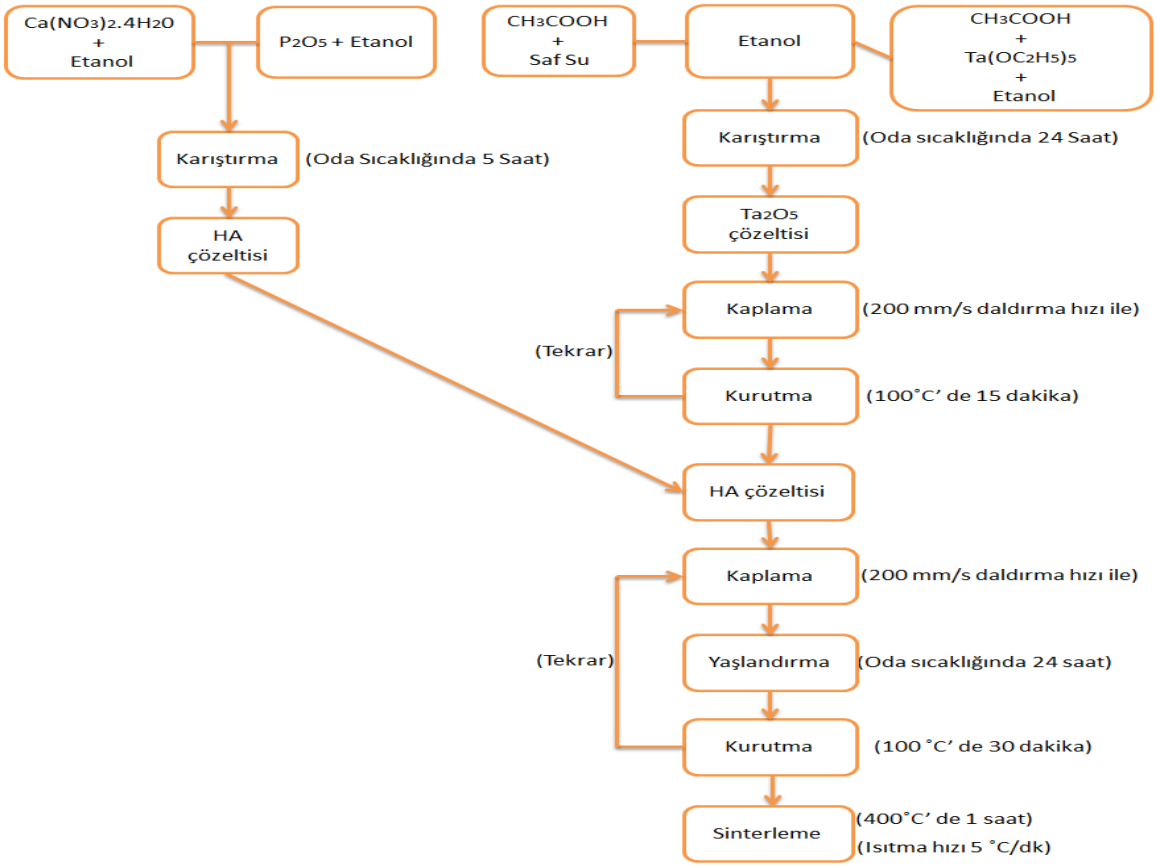
Resim 4.12. Instron-Wolpert PW30 Darbe Test cihazı

4.3. AZ91 Mg Alaşımının Sol-jel Yöntemi ile Tantal Pentaoksit Kaplanması

Yapılan deneylerde kullanılan kimyasal maddeler ile ilgili temin ve saflık derecesi bilgileri Çizelge 4.2'de verilmiştir:

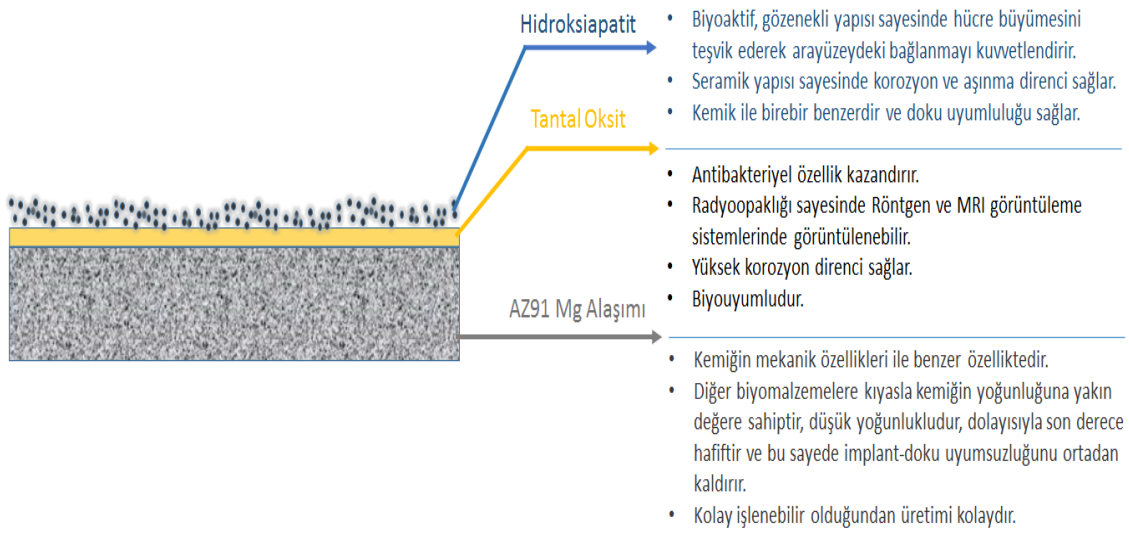
Çizelge 4.2. Deneysel işlemlerde kullanılan kimyasallar

Kimyasal	Temin Edildiği Firma	Saflık Derecesi (%)
Etil alkol	Merck	≥ 99,9
Aseton	Merck	≥ 99,8
Hidroklorik asit	Merck	37 - 38
Tantal (V) etoksit	Sigma-Aldrich	≥ 99,98
Dietanolamin	Merck	≥ 99,5



Şekil 4.1. AZ91 Mg alaşımlı altlık üzerine Ta_2O_5/HA tabakalı kaplamasının şematik gösterimi

Altlık malzemelerin kaplanması sol-jel yöntemi kullanılarak yapılmıştır. Şekil 4.1 ve Şekil 4.2'de AZ91 Mg alaşımlı altlık üzerine Ta_2O_5/HA tabakalı kaplamasının şematik gösterimi verilmiştir. Tabakalı kaplama işlemi için AZ91 Mg alaşımlı altlık malzemesi üzerine ilk olarak Ta_2O_5 ile sol-jel yöntemi uygulanarak kaplanmıştır. Daha sonra kaplanan bu tabakanın üzeri ise biyouyumluluğu arttırıp, apatit büyümesini teşvik etmesi amacıyla kemik dokusunun inorganik yapısını oluşturan HA ile kaplanmış ve böylece yüzeyde tabakalı bir kaplama yapısı elde edilmiştir. Kaplama prosesi için üretilen numunelerin kaplama sonrasındaki kurutma işlemleri, her bir kaplama daldırma işleminden sonra Resim 4.13'de gösterilen Nükleon CO_2 Incubator'de yapılmıştır.



Şekil 4.2. AZ91 Mg alaşımlı altlık üzerine Ta_2O_5/HA tabakalı kaplama yapısı



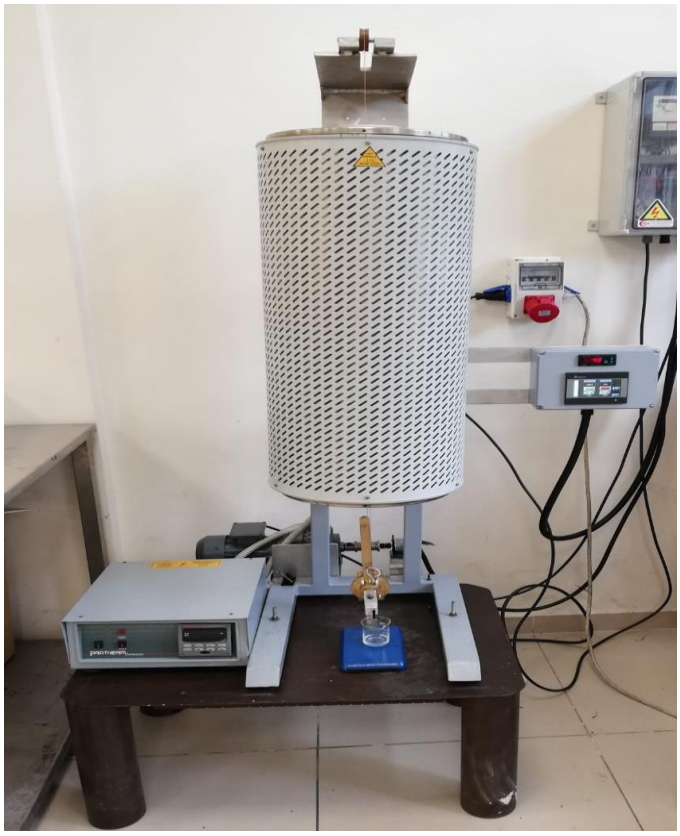
Resim 4.13. Nükleon CO_2 Incubator

Son kaplama tabakası tamamlandığında HA, Ta_2O_5 ve tabakalı kaplama işlemleri için her bir numune Resim 4.14.'de gösterilen Protherm HLF 100 fırınında 400 °C sıcaklıkta 1 saat süreyle sinterlenmiştir.



Resim 4.14. Protherm HLF 100 fırın

Kaplama işlemi için Resim 4.15'de gösterilen Gazi Üniversitesi Metalurji ve Malzeme Mühendisliği Bölümü'nde bulunan daldırmalı kaplama cihazı kullanılmıştır. Hazırlanmış olan numuneler hazırlanan çözelti içine 90°'lik bir açıyla 100 mm/dk daldırma hızı kullanılarak daldırılmıştır. Numuneler 10 saniye solüsyon içinde bekletilmiş ve aynı hız ile geri çekilmiştir. Kaplanan numuneler Resim 4.13'te görülen 60 °C'ye 60 dakikada çıkan Nükleon CO_2 Incubator içinde 1 saat bekletilerek kurutulmuştur. Kurutulmuş olan numuneler 5 °C/dk hız ile 400 °C'ye çıkan Resim 4.14'deki Protherm HLF 100 fırında, 400 °C sıcaklıkta 1 saat süre ile tutulmuş ve fırın içinde soğumaya bırakılmıştır.



Resim 4.15. Gazi Üniversitesi Metalurji ve Malzeme Mühendisliği Bölümü'nde bulunan daldırmalı kaplama cihazı ve numunelerin kaplanması

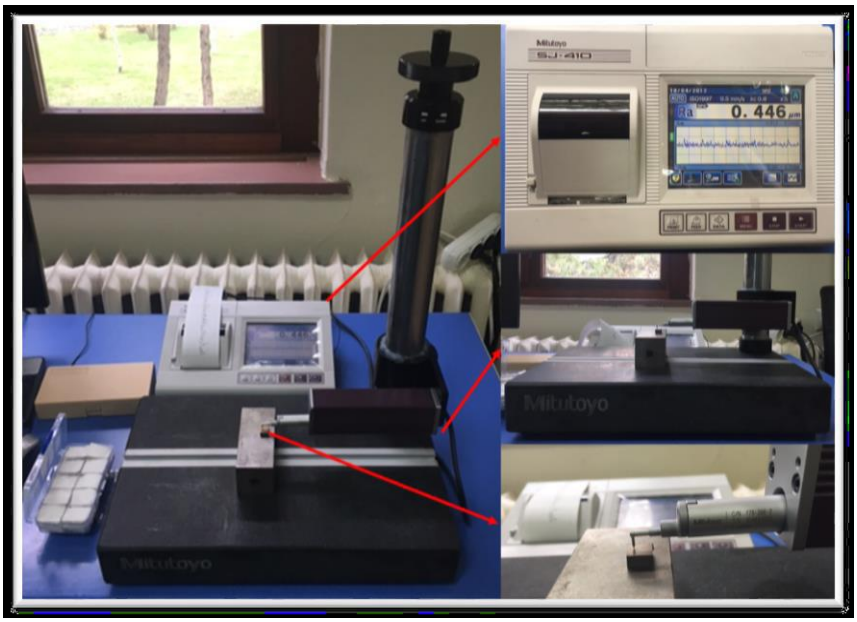
4.4. Kaplamaların Yüzey Morfolojileri

Kaplanmış AZ91 numunelerin yüzey morfolojileri ve kaplama kalınlıkları Resim 4.16'da gösterilen Gazi Üniversitesi Metalurji ve Malzeme Mühendisliği Bölümü SEM Laboratuvarında Jeol JEM 6060 LV Taramalı Elektron Mikroskobu (SEM) ile analiz edilmiştir. Yine bu cihaza ait Enerji Dağılımlı X-ışınları Spektrometresi (EDS) ünitesi ile numunelerin yüzeyindeki kaplamaların kimyasal değişimlerini görebilmek için noktasal EDS analizleri yapılmıştır. Numunelerin yüzey görüntüleri farklı büyütme oranlarında alınmış olup görüntü alınmasının zor olduğu numunelerde 10-15 kV'ya kadar çıkılmıştır. EDS analizlerinde 20 kV kullanılmıştır.



Resim 4.16. Gazi Üniversitesi Metalurji ve Malzeme Mühendisliği Bölümü SEM Laboratuvarı Jeol JEM 6060 LV Taramalı Elektron Mikroskobu (SEM)

Kaplamaların yüzey pürüzlülükleri Gazi Üniversitesi İmalat Mühendisliği Bölümü'nde bulunan Resim 4.17'de görülen Mitutoyo SJ-410 markalı cihaz ile ölçülmüştür.



Resim 4.17. Gazi Üniversitesi İmalat Mühendisliği Bölümü Mitutoyo SJ-410 yüzey pürüzlülüğü ölçüm cihazı

Kaplamanın yapışma mukavemetini ölçmek için yapılan çizik testi, Orta Doğu Teknik Üniversitesi Merkez Laboratuvarı'nda bulunan Nano-Mekanik Test Laboratuvarı'nda bulunan Resim 4.18'de görülen CSM Instruments Çizik Test cihazı ile yapılmıştır. Yapılan testte 4 mm boyunca numune üzerine yük uygulanmıştır. Üzeri HA, Ta_2O_5 ve tabakalı kaplanmış numunelerin üzerine 0,1 N yükten başlayarak 5 N' a kadar kademeli olarak artarak yük uygulanmıştır. Yapılmış olan çizik testlerinde 100 μm radüse sahip olan Rockwell I-128 elmas uç kullanılmıştır. Uygulanan yük oranı 4,9 N/dk olarak belirlenmiştir.



Resim 4.18. CSM Instruments çizik test cihazı

4.5. Kaplamaların XRD Analizleri

Farklı sıcaklık ve basınç değerleri kullanılarak toz metalurjisi yöntemiyle preslenerek üretilmiş olan AZ91 Mg alaşımı numunelerinin, X-ışını analizleri Resim 4.19'da gösterilen Gazi Üniversitesi Metalurji ve Malzeme Mühendisliği Bölümü'nde bulunan XRD Laboratuvarı'nda Bruker D8 Advance marka X-Işını Difraktometresi (XRD) ile yapılmıştır. Parametreler, saniyede 0,03° derece tarama hızında CuKα (λ=1,54056 Å) ışını, 30 mA akım ve 40 V voltaj belirlenmiştir. Ayrıca 10-80° aralığında tarama işlemi yapılmıştır. Üretilmiş

olan tüm numunelerin yapılan analizleri belirtilen parametreler kullanılarak gerçekleştirilmiştir.

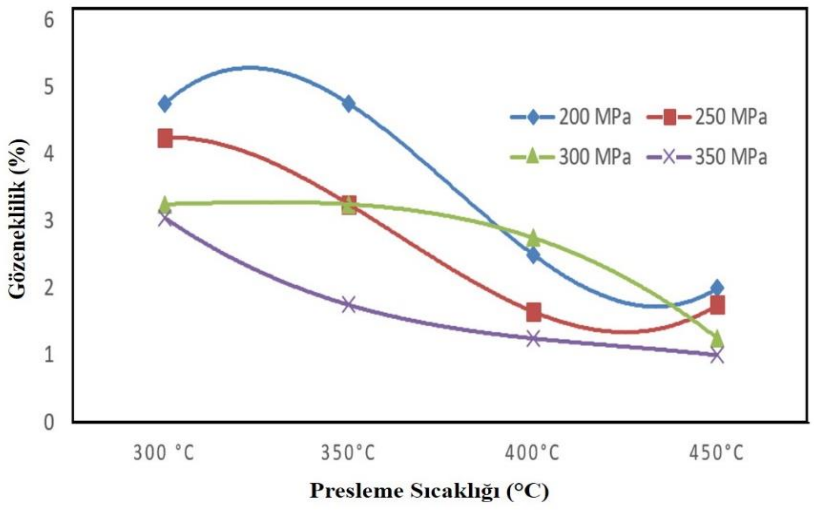


Resim 4.19. Gazi Üniversitesi Metalurji ve Malzeme Mühendisliği Bölümüne ait XRD Laboratuvarı, Bruker D8 Advance X-ışını kırınım cihazı

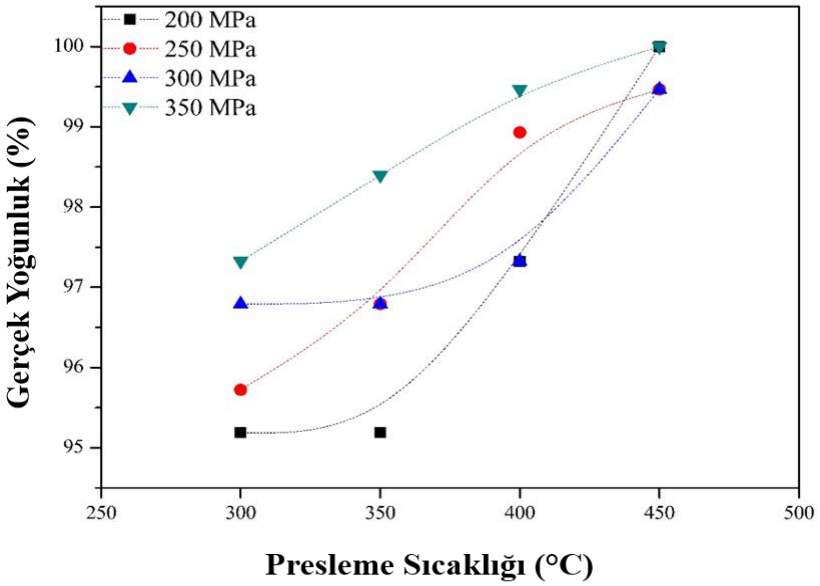
5. BULGULAR

5.1. Yoğunluk ve Gözeneklilik

Üretilen AZ91 Mg alaşımlarının Arşimet prensibi kullanılarak yapılan ölçümler neticesinde yoğunluk değerleri Şekil 5.2'de, gözeneklilik değerleri Şekil 5.1'de gösterilmiştir. Presleme sıcaklığı ve presleme basıncının yoğunluğa etkisi Şekil 5.2'te artan sıcaklık ile farklı basınçlarda üretilen AZ91 Mg alaşımının yoğunluk değerleri verilmiştir. Grafikler incelendiğinde, sabit basınç altında presleme sıcaklığı artışının yoğunluk değerlerinin artmasına ve gözeneklilik oranının azalmasına neden olmuştur. Benzer durum, sabit sıcaklıkta presleme basıncının arttırılmasında da görülmüştür. 350 ˚C presleme sıcaklığında 350 MPa presleme basıncında %98,6 yoğunluk değerine, 400 ˚C presleme sıcaklığında 250 MPa ile 350 MPa presleme basınçlarında %99 civarında yoğunluk değerleri elde edilmiştir. 450 ˚C presleme sıcaklığa çıkılmasıyla birlikte ergime derecesine yaklaşılmasından dolayı yoğunluk değerlerinin %99-%99,7 civarlarında olduğu gözlenmiştir. Sıcaklık ve basıncın artmasıyla gözenekliliğin 200 MPa ve 300-350 ˚C de %4,75 iken 400 ˚C %2,5'a düştüğü tespit edilmiştir. En yüksek sıcaklık değeri olan 450 ˚C sıcaklıkta AZ91 Mg alaşımının ergime derecesine yaklaşılmasından ve atom hareketlerinin artmasından dolayı diğer sıcaklık değerlerine göre daha az gözenekli bir malzeme elde edilmiştir.



Şekil 5.1. Numunelerin farklı presleme basıncı ve farklı sıcaklıklardaki gözeneklilik değerleri



Şekil 5.2. Numunelerin farklı presleme basıncı ve farklı sıcaklıklardaki yoğunluk değerleri

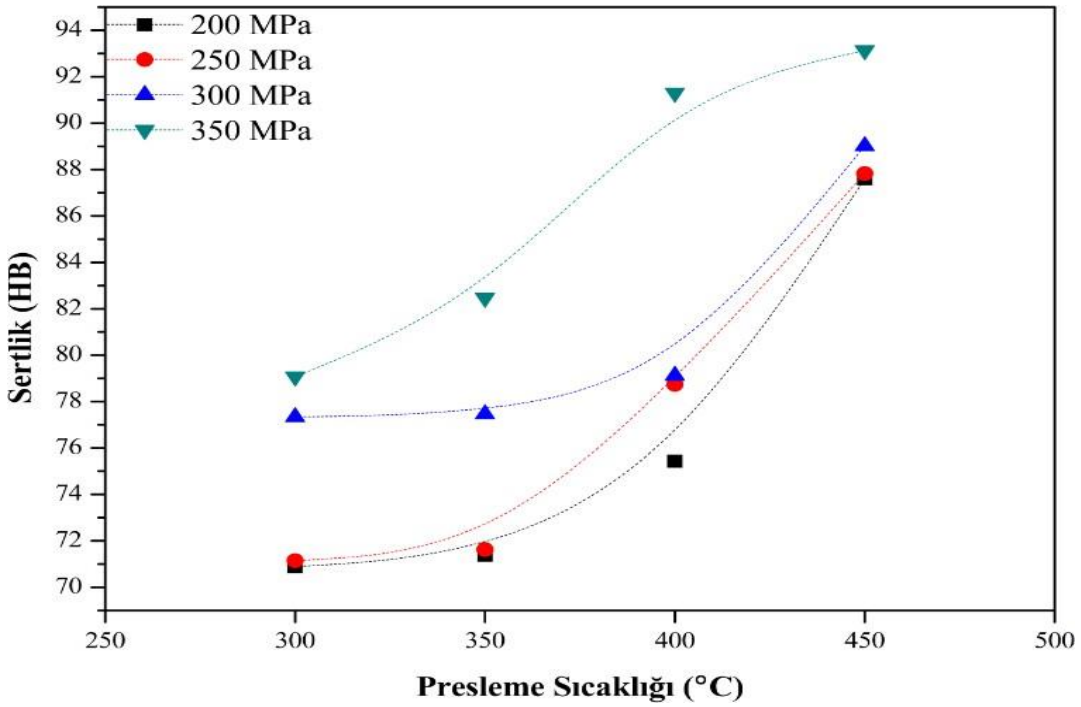
Tahmasebifar vd. (2016) yapmış oldukları çalışmada AZ91 Mg alaşımı numuneler için 380-400-420 °C aralıklarında farklı sıcaklık ve 150-250 MPa basınç değerlerini kullanarak çalışma yapmışlardır. Bu yapılan çalışma için koruyucu atmosfer olarak %95 N_2 + %5 H_2 gaz karışımını belirlemişlerdir. Bu kullanılan basınç ve sıcaklık değerleri 1-3-5 saat gibi farklı işlem sürelerinde uygulanmıştır. Üretilmiş olan numuneler incelendiğinde numunelerin artan basınçla birlikte yoğunluğunun arttığı tespit edilirken, sinterleme sıcaklık ve süresindeki artışın ise numunelerin eğme mukavemetini düşürdüğü gözlemlenmiştir.

Jabbari Taleghani ve Torralba (2013) yapmış oldukları çalışmada sıcak presleme ile üretilen numunelerin içindeki boşlukların hacminin azaldığını ve de bunun yoğunluğun artmasına neden olduğunu tespit etmişlerdir.

5.2. Farklı Presleme Sıcaklığı ve Presleme Basıncının Sertliğe Etkisi

Üretilen numunelerin farklı presleme sıcaklıklarında (300, 350, 400, 450 ˚C) ve farklı presleme basınçlarında (200, 250, 300, 350 MPa) elde edilen sertlik değerlerinin grafikleri Şekil 5.3'te verilmiştir. Artan sıcaklık ve basınçla birlikte numunelerin sertliğinin de artığı gözlemlenmiştir. Presleme sıcaklığının 450 ˚C çıkmasıyla birlikte tüm basınç değerlerinde üretilen numunelerin sertlik değerlerinde artış gözlemlenmiştir. Artan sıcaklık difüzyon hızını ve oranını artırmış ve bu durum sertliğe olumlu şekilde etki etmiştir. 350 MPa basınçta üretilmiş olan numunelerin 400 ˚C ve 450 ˚C sıcaklıklarda üretilen numunlerin sertlik

değerleri birbirine yakındır. Burada daha düşük sıcaklık değeri olan 400 ˚C optimum sıcaklık parametresi olarak seçilmiştir. Bunun nedeni 450 ˚C sıcaklıkta AZ91 Mg alaşımı numunelerde, ergime sıcaklığına yaklaşılmasından dolayı ergimelerin başladığının saptanmasıdır. 200 MPa basınçta elde edilen numuneler tüm sıcaklık değerlerinde en düşük sertlik değerini göstermişlerdir.

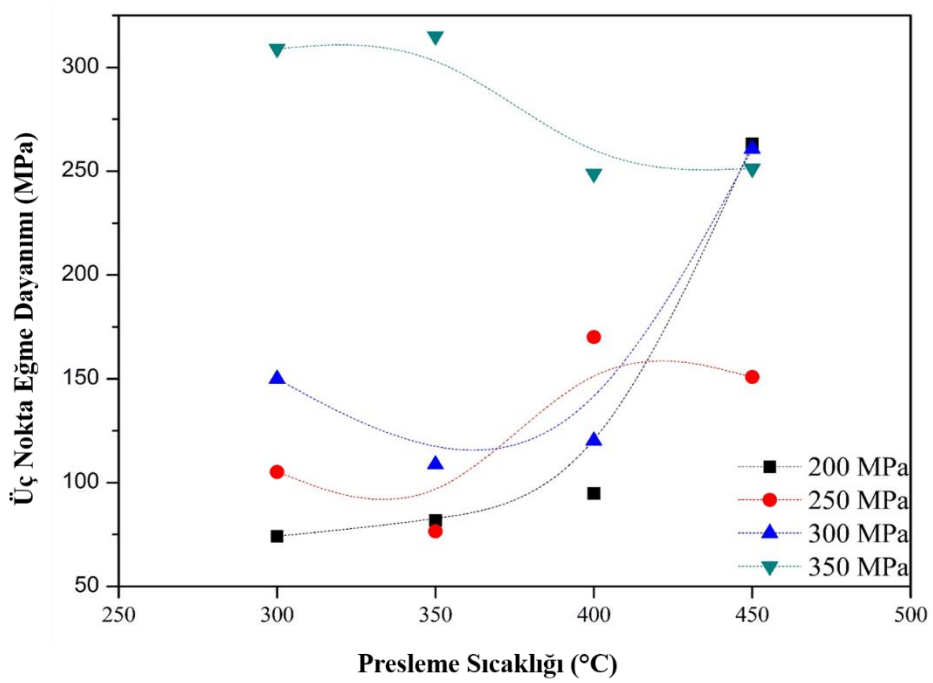


Şekil 5.3. Numunelerin farklı presleme basıncı ve farklı sıcaklıklardaki sertlik değerleri

5.3. Farklı Presleme Sıcaklığı ve Presleme Basıncının Üç Nokta Eğme Dayanımına Etkisi

Şekil 5.4'de üretilen numunelerin farklı presleme sıcaklıklarında (300, 350, 400,450 ˚C) ve farklı presleme basınçlarında (200, 250, 300, 350 MPa) elde edilen üç nokta eğme değerleri verilmiştir. Elde edilen verilere göre en yüksek üç nokta eğme dayanımı yaklaşık 340 MPa ile 350 MPa presleme basıncında ve 350°C'de sıcaklık değerlerinde elde edilmiştir. Diğer taraftan bakıldığında ise en düşük üç nokta eğme dayanımı 200 MPa presleme basıncında ve 300°C presleme sıcaklığında elde edilmiştir. Bu durumda 200 MPa presleme basıncında ve 300°C presleme sıcaklığında elde edilen üç nokta eğme dayanımı yaklaşık olarak 50 MPa'dır. En yüksek üç nokta eğme dayanımı ile en düşük üç nokta eğme dayanımı arasında yaklaşık olarak 7 kat fark oluşmuştur. Presleme sıcaklığının dayanım üzerine etkisine bakıldığında 200 MPa presleme basıncında üretilen numuneler için doğrusal bir artış sergilemiştir. Ancak 350 MPa presleme basıncında üretilen numuneler için benzer durumdan

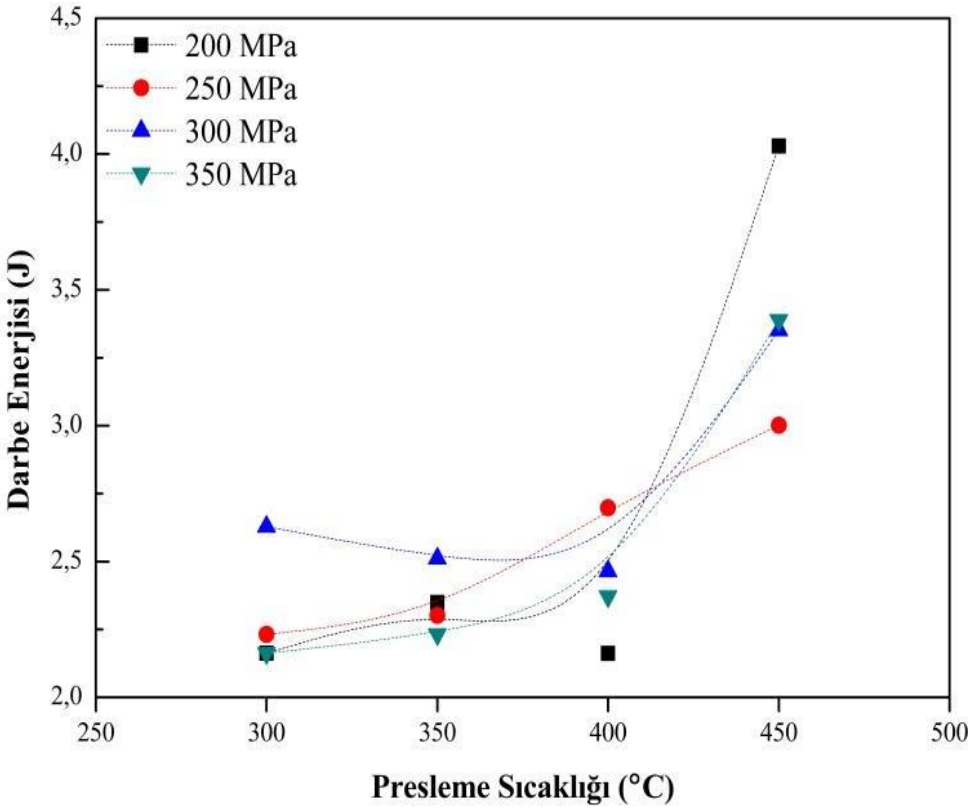
bahsedilmeyebilir. Sıcaklık artışı üç nokta eğme dayanımlarında nispeten azalmaya neden olmuştur.



Şekil 5.4. Numunelerin farklı presleme basınç ve sıcaklığındaki üç nokta eğme değerleri.

5.4. Presleme Sıcaklığı ve Presleme Basıncının Darbe Dayanımına Etkisi

Farklı presleme basınç ve sıcaklıklarında üretilmiş olan numunelerin Şekil 5.5'te darbe dayanımı değerleri verilmiştir. Grafiğe bakıldığında genel olarak presleme basıncı ve presleme sıcaklığındaki artışın darbe enerjisini artırma eğiliminde olduğunu göstermektedir. En yüksek darbe enerjisi 200 MPa presleme basıncında ve 450^{o} C presleme sıcaklığında üretilen numunelerde elde edilmiştir. Bu parametrelerde elde edilen değer yaklaşık 4 J'dür. En düşük darbe enerjisi 2.2 J ile 200 MPa presleme basıncında ve 300^{o} C presleme sıcaklığında üretilen numunelerde elde edilmiştir. Üretilen numuneler içerisinde 200 MPa presleme basıncında 450^{o} C ve 300^{o} C presleme sıcaklığında üretilen numunelerin arasında yaklaşık olarak 2 kat darbe dayanımı farkı vardır. Bu durumdan anlaşılacağı üzere artan sıcaklık ile darbe dayanımının arttığı tespit edilmiştir.

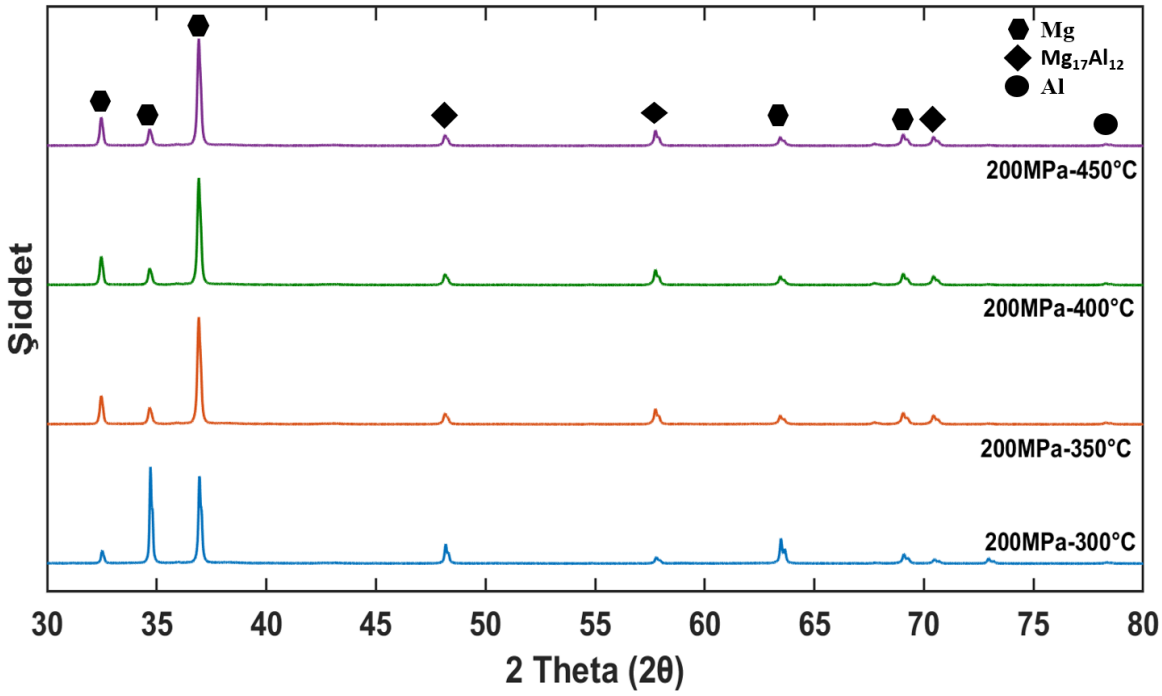


Şekil 5.5. Numunelerin farklı presleme basınç ve sıcaklığındaki darbe dayanımı değerleri

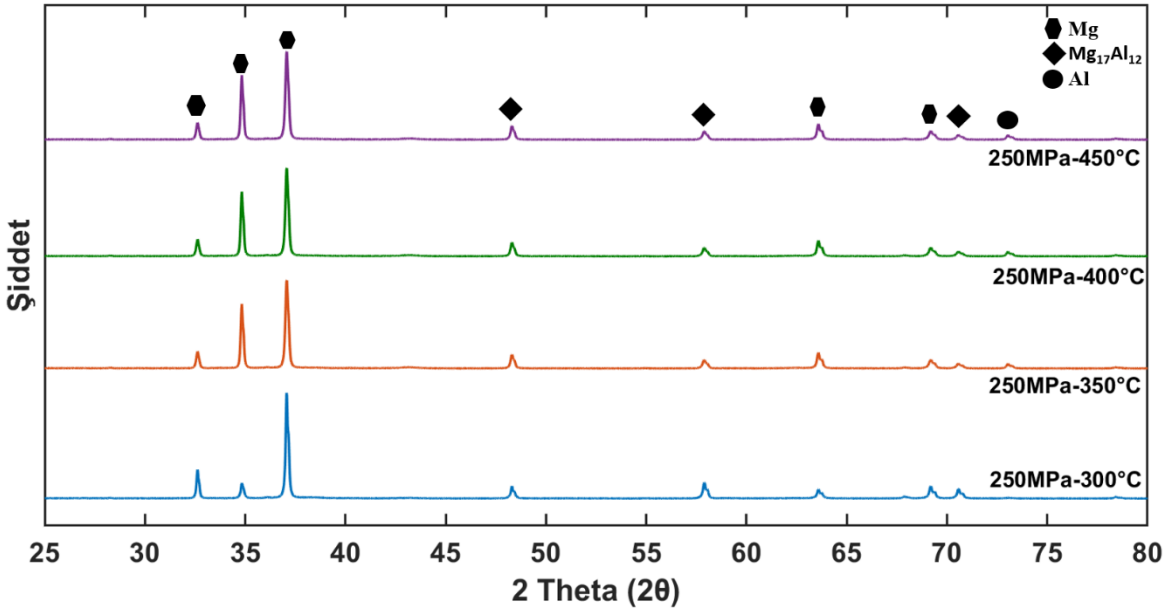
Taleghani ve Torralba (2013) yapmış oldukları çalışmada AZ91 Mg alaşımı için en uygun sıcak deformasyon parametrelerinin 275-325 ^{o}C sıcaklıkları arasında ve Argon koruyucu atmosferi altında olduğunu belirtmişlerdir.

5.5. Üretilen numunelerin XRD grafikleri analizi

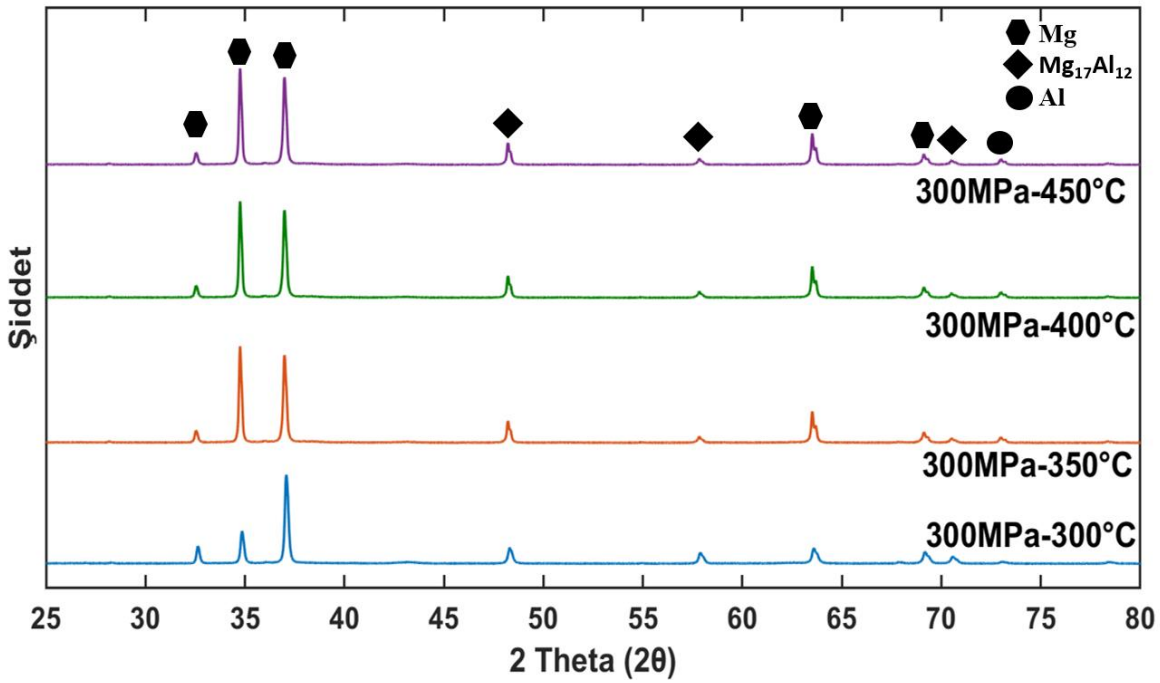
Üretilen numunelerin XRD grafikleri Şekil 5.6-5.9'da verilmiştir. Farklı sıcaklık ve basınç değerleri kullanılarak üretilmiş olan numunelerin Mg, Al ve $Mg_{17}Al_{12}$ fazlarını içerdiği tespit edilmiştir.



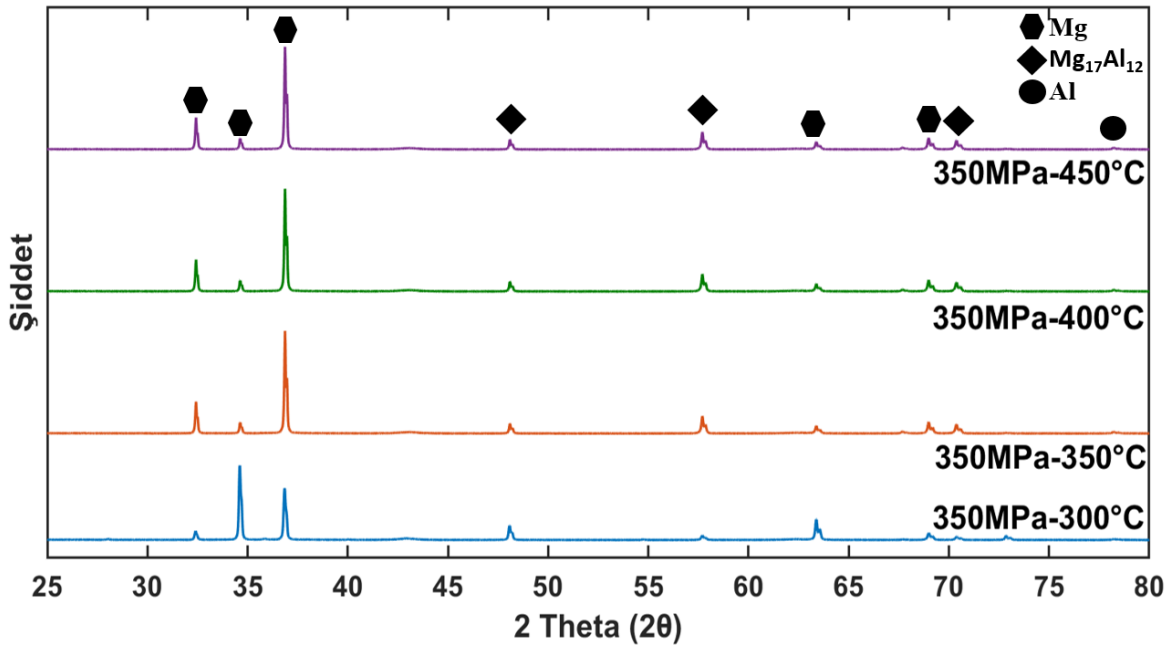
Şekil 5.6. Farklı sıcaklıklarda ve 200 MPa basınçta üretilmiş numunelerin XRD grafiği



Şekil 5.7. Farklı sıcaklıklarda ve 250 MPa basınçta üretilmiş numunelerin XRD grafiği



Şekil 5.8. Farklı sıcaklıklarda ve 300 MPa basınçta üretilmiş numunelerin XRD grafiği

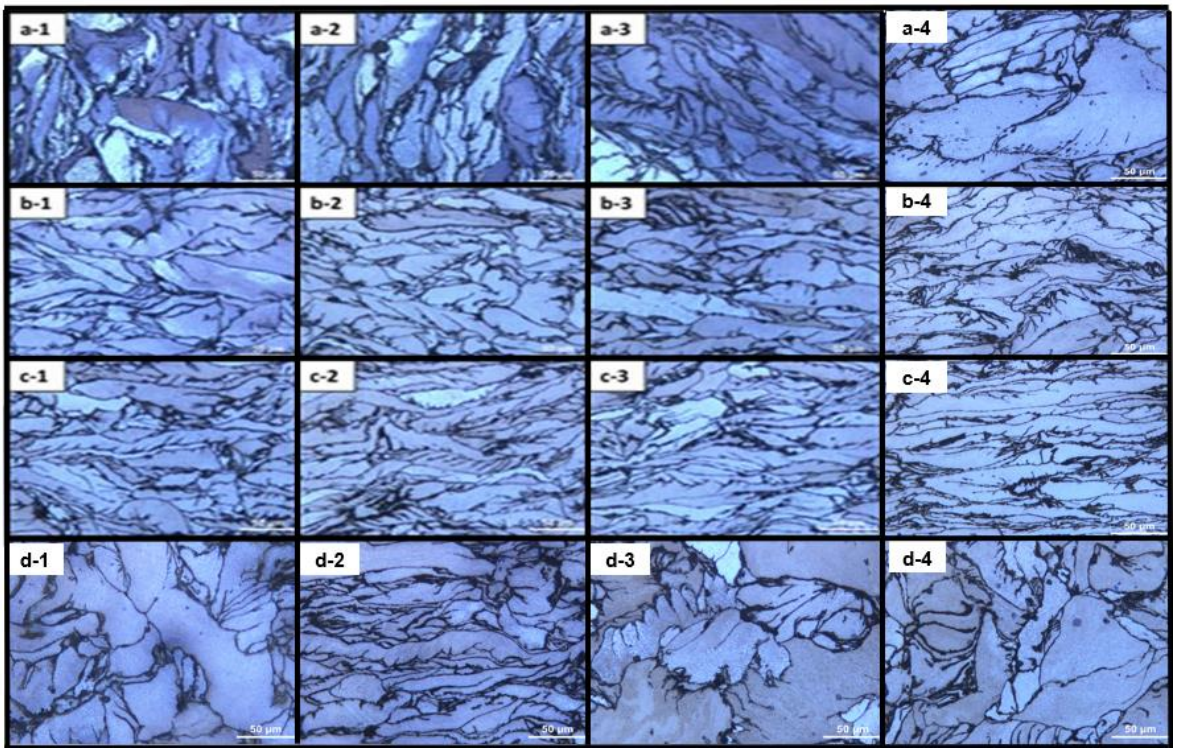


Şekil 5.9. Farklı sıcaklıklarda ve 350 MPa basınçta üretilmiş numunelerin XRD grafiği

200 MPa presleme basıncında 300, 350, 400, 450 ˚C presleme sıcaklıklarında Mg fazlarında meydana gelen pik şiddetlerinde artışın olduğu Şekil 5.6'da görülmektedir. 250 MPa presleme basıncında da artan sıcaklık Mg fazlarının pik şiddetlerinde artışa neden olmuştur. Bu durum Şekil 5.7'de görünmektedir. Her iki presleme basıncı da $Mg_{17}Al_{12}$ fazının pik

şiddetlerinde kısmi değişimler meydana gelmiştir. Presleme basıncının 300 MPa'ya çıkartılması ise Şekil 5.8'de görüldüğü üzere artan sıcaklığın $Mg_{17}Al_{12}$ ve Mg fazlarının pik şiddetlerinin artmasına neden olmuştur. Pik şiddetlerinde meydana gelen değişimlerin örgü mesafelerindeki (d) değişimlerden meydana geldiği düşünülmektedir. Çünkü $n\lambda=2dSin\theta$ bağıntısında örgü mesafesindeki değişim, kırınım açısında değişikliklerin meydana gelmesine neden olacaktır. Bu durumda sıcaklık ve basınçtaki değişikliklerin örgü mesafesine dolayısıyla malzeme özelliklerine, etki edebilecek parametreler olduğu değerlendirilmektedir.

Farklı sıcaklık ve basınç değerleri uygulanarak üretilen numunelerin mikroyapı görüntüleri Resim 5.1'de verilmiştir. Bu görüntülerden anlaşıldığı üzere presleme sıcaklığının ve presleme basıncının artması ile tane boyutlarında küçülme, gözeneklerin dağılımında ve boyutunda değişimler gözlenmiştir. Presleme sıcaklığının artmasına bağlı olarak tanelerde yönlenmelerin olduğu tespit edilmiştir.



Resim 5.1. Farklı basınç ve sıcaklıklarda üretilen AZ91 Mg alaşımlarının 500X büyütmedeki optik görüntüleri. (a) 200 MPa, (b) 250 MPa, (c) 300 MPa (d) 400 MPa basınç ve 1) 300 °C, 2) 350 °C, 3) 400°C, 4) 450 °C sıcaklık

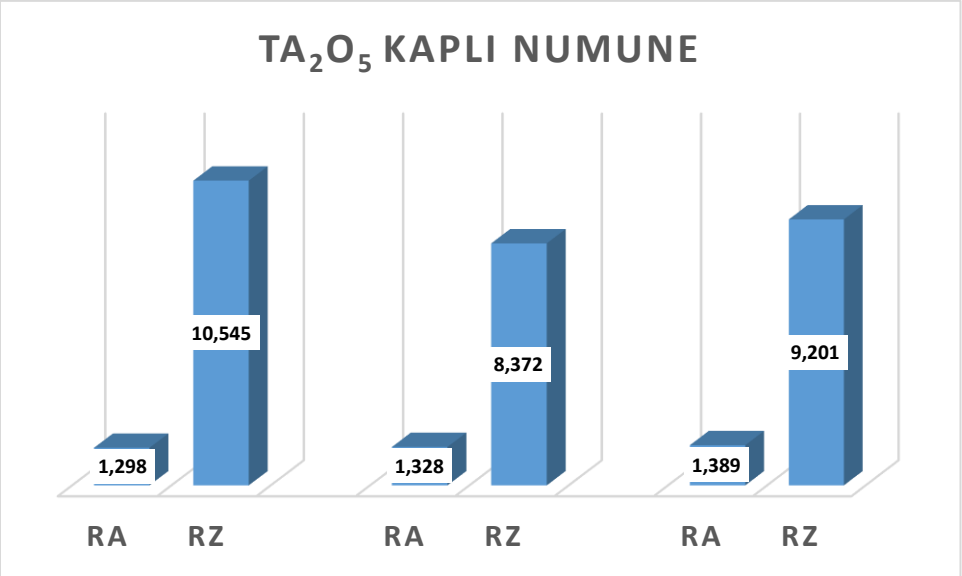
5.6. Yüzey Pürüzlülük Testi

Yüzey pürüzlülüğünün ölçülebilmesi için her numunenin üç farklı bölgesinden ölçüm alınmıştır. Yüzey pürüzlülüklerinin profil sapmalarının aritmetik ortalaması, Ra ve düzensizliklerin on nokta yüksekliği Rz değerleri ortalama değerler hesaplanarak Şekil 5.10-5.12' de verilmiştir. Şekil 5.10'da Ta_2O_5 kaplı numunelerin Ra ve Rz değerleri verilmiştir.

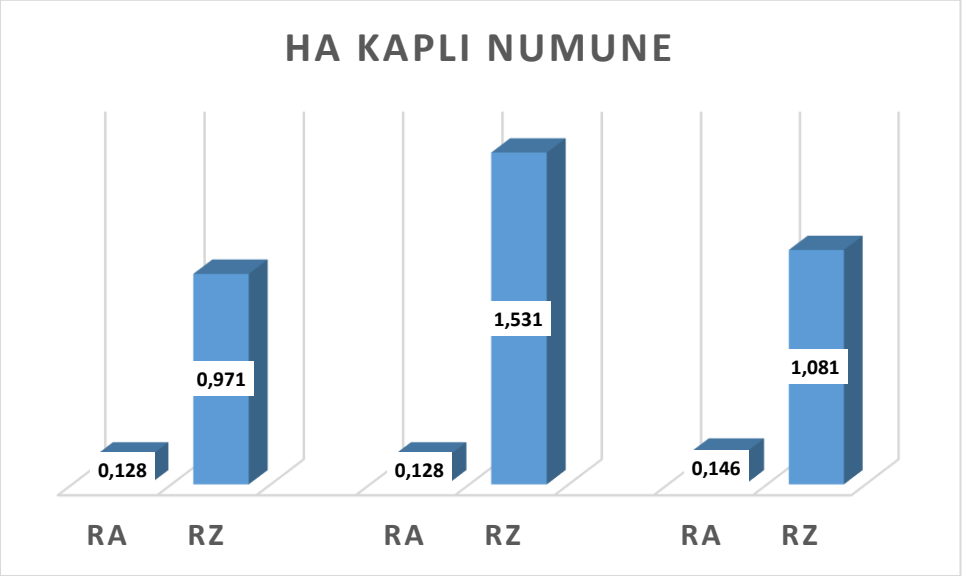
Çizelge 5.1. Ta_2O_5, HA ve Tabakalı Kaplanmış numunelerin ortalama yüzey pürüzlülük değerleri

	Ta2O5	HA	Tabakalı
Ra(ort)	1,338	0,134	0,396
Rz(ort)	9,372	1,194	4,216

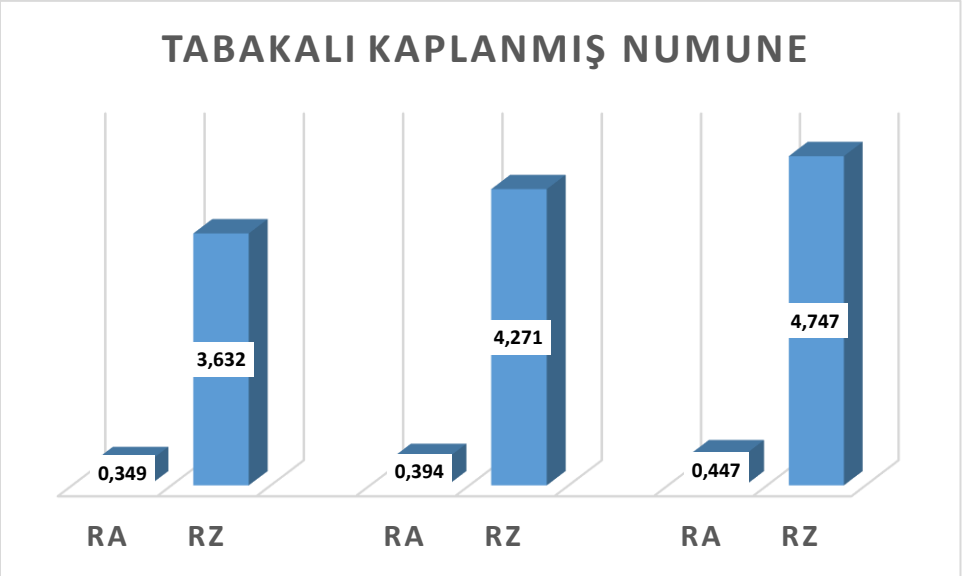
Şekil 5.11'de HA kaplı numunelerin Ra ve Rz değerleri verilmiştir. Üretilen Ha numunelerin Ra değerleri biyomalzeme üretim standartlarında belirtildiği gibi 0,5 μm değerinden daha düşük bir değerdedir (TS EN ISO 21534, 2009). Fakat kullanılan farklı biyomalzemeler kullanım yerine göre farklı tolerans değerlerine sahip olabilir. Bu durum kullanılan implantın ana malzemesi ve geometrisine göre değişiklik gösterir. İmplant malzemesinin kullanım yeri ve amacının gereksinimlerine göre hareket edilmesi gerekir (Kaur & Singh, 2019; Vaira Vignesh vd., 2019). Altlık malzemesi üzerine ilk katman olarak Ta_2O_5 ve ardından HA tabakalı olarak kaplanmış olan numunelerin Ra ve Rz değerleri Şekil 5.12' de verilmiştir.



Şekil 5.10. Ta_2O_5 kaplı numunelerin Ra ve Rz değerleri



Şekil 5.11. HA kaplı numunelerin Ra ve Rz değerleri

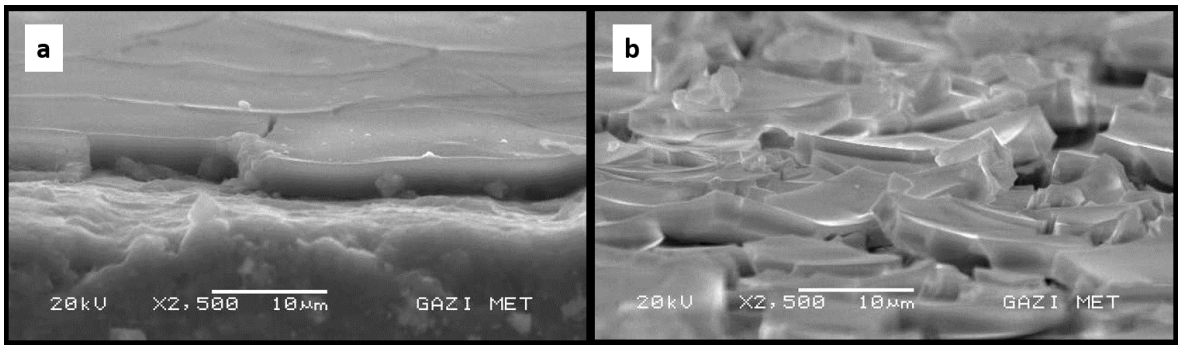


Şekil 5.12. Tabakalı kaplanmış numunelerin Ra ve Rz değerleri

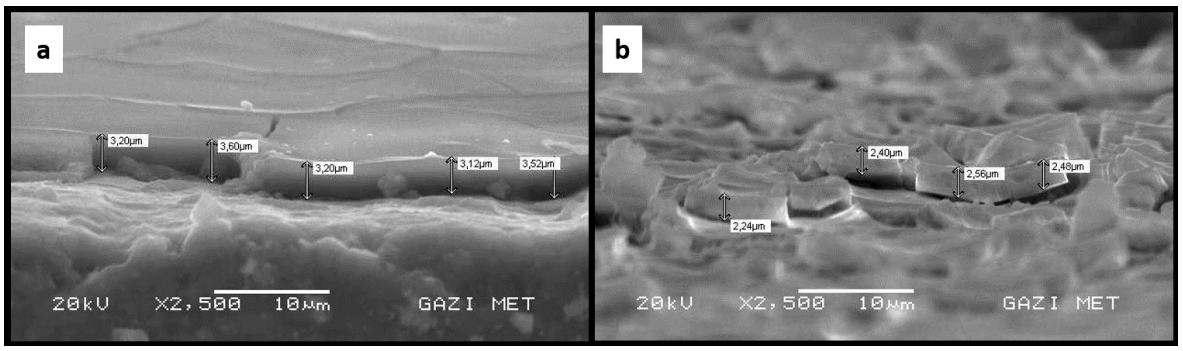
5.7. Kaplama Kalınlığı

Yapılmış olan kaplama işleminde altlık malzemesinin yumuşak olması ve kaplamanın kalınlığının ince olmasından dolayı kaplama kalınlığının ölçülmesinde problem yaşanmıştır. Bu nedenden dolayı numunenin kırılarak kırık yüzeyinden görüntü alınıp kalınlığı ölçülmüştür. Numunelerin kırılmış olan yüzeyden alınan kaplama kalınlıkları ve SEM görüntüleri Resim 5.2-5.5'te verilmiştir. Kaplama kalınlıkları yaklaşık olarak 2-4 µm değerleri arasında ölçülmüştür. HA kaplı olan numunelerin kaplama kalınlığı Resim 5.3.a'da görüldüğü üzere 3,12-3,60 µm değerleri arasında değişirken, Ta_2O_5 kaplı olan numunelerin kaplama kalınlığı ise Resim 5.3.b'de görüldüğü üzere 2,24-2,56 µm aralığında değişim göstermektedir. Tabakalı olarak kaplanmış olan kaplamaların tabaka kalınlıkları ise Resim 5.4.b'de görüldüğü üzere 3,60-3,84 µm değerleri arasında değişmektedir. Ayrıca tabakalı olarak kaplanmış olan numunelerin alt tabaka kaplaması olan Ta_2O_5 kaplanmış kaplamaların kalınlığı Resim 5.4.b'de görüldüğü üzere 1,84 µm iken, Ta_2O_5 üzerine kaplanan HA'nın kalınlığı 2,16 µm olarak ölçülmüştür. Numunelerin kırık yüzeyleri incelendiğinde HA, Ta_2O_5, Tabakalı kaplama yapılmış olan yüzeylerin altlık malzemesi üzerine homojen şekilde dağılmış olduğu tespit edilmiştir. Fakat özellikle HA ve Ta_2O_5 kaplanmış olan yüzeylerde küçük boyutlarda çatlakların olduğu görünmektedir. Var olan bu çatlaklar ile daha önce yapılmış olan çalışmalarda bilim insanları 2 farklı nedenden bahsetmişlerdir. Bu nedenler için ilk olarak altlık malzeme ile altlığın üzerine yapılan kaplama malzemesi arasındaki farklı genleşme katsayılarının olmasıdır. Bu farklı katsayı değerleri literatürde örneğin AZ91 Mg

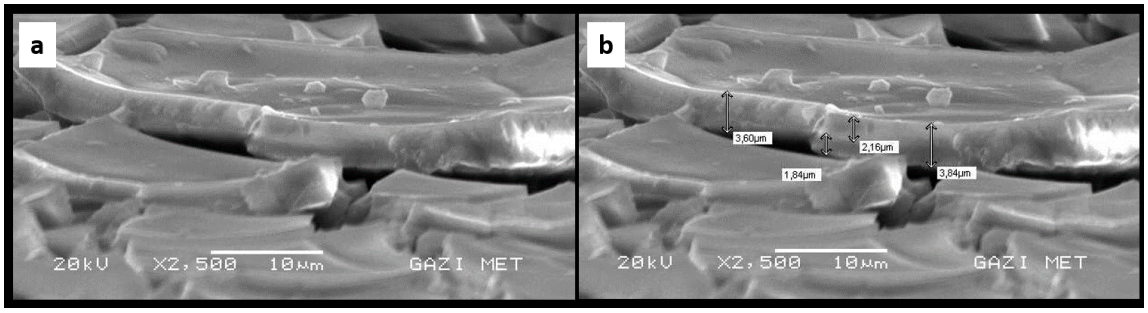
alaşımı için 26×10^{-6}/K iken Ta_2O_5 için ise bu değer $6,5\times10^{-6}$/K verilmiştir. Bu çatlakların oluşmasına neden olan diğer sebep ise sol-jel prosesinin aşamalarından olan kurutma işlemi sırasında var olan çözücü maddelerin ortamdan uzaklaştırılmasıyla meydana gelir. Bu durum çatlakların oluşmasına zemin hazırlamaktadır (Abd El-Rehim vd., 2019b; Mondet vd., 2016; Xiao vd., 2018).



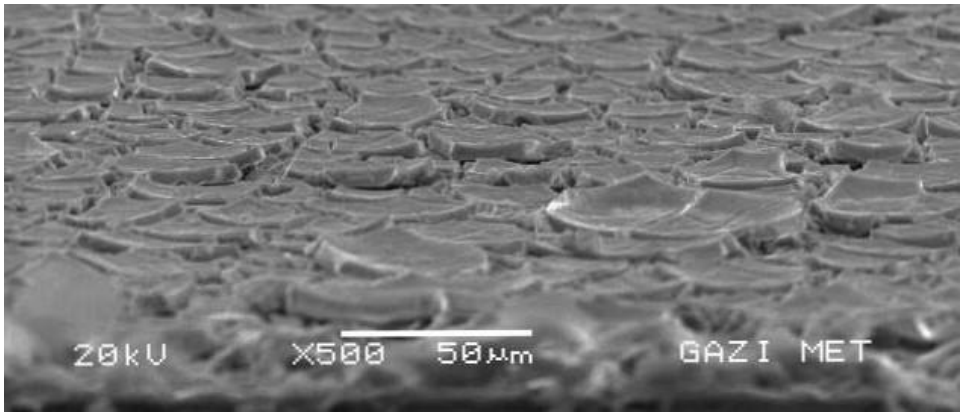
Resim 5.2. HA kaplı numunenin SEM resmi (a), Ta kaplı numunenin SEM resmi (b)



Resim 5.3. HA kaplı numunenin tabaka kalınlığı resmi (a), Ta_2O_5 kaplı numunenin tabaka kalınlığı resmi (b)



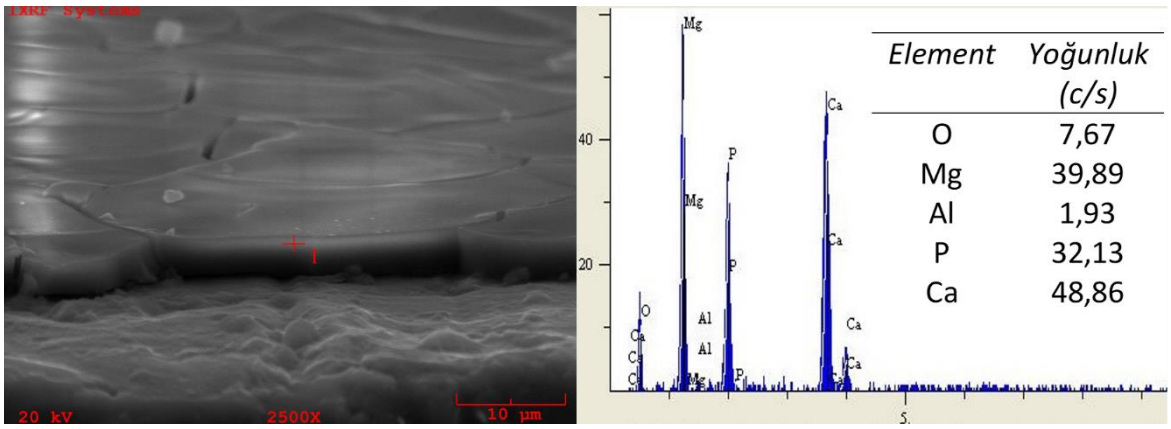
Resim 5.4. Tabakalı kaplanmış numunenin SEM resmi (a), Tabakalı kaplanmış numunenin tabaka kalınlığı resmi (b)



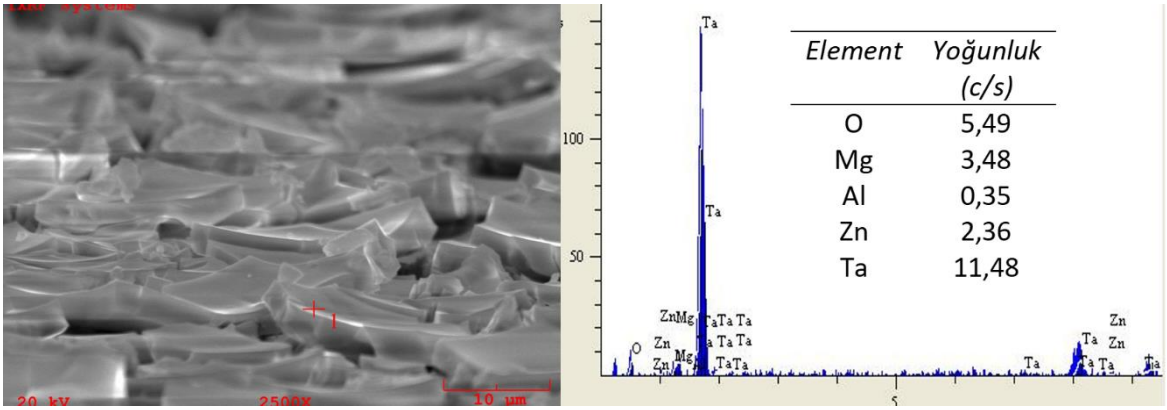
Resim 5.5. Tabakalı kaplanmış numunenin SEM yüzey görüntüsü

5.8. Taramalı Elektron Mikroskobu (SEM) ve Enerji Dağılımlı X-ışınları Spektrometresi (EDS) Analizi

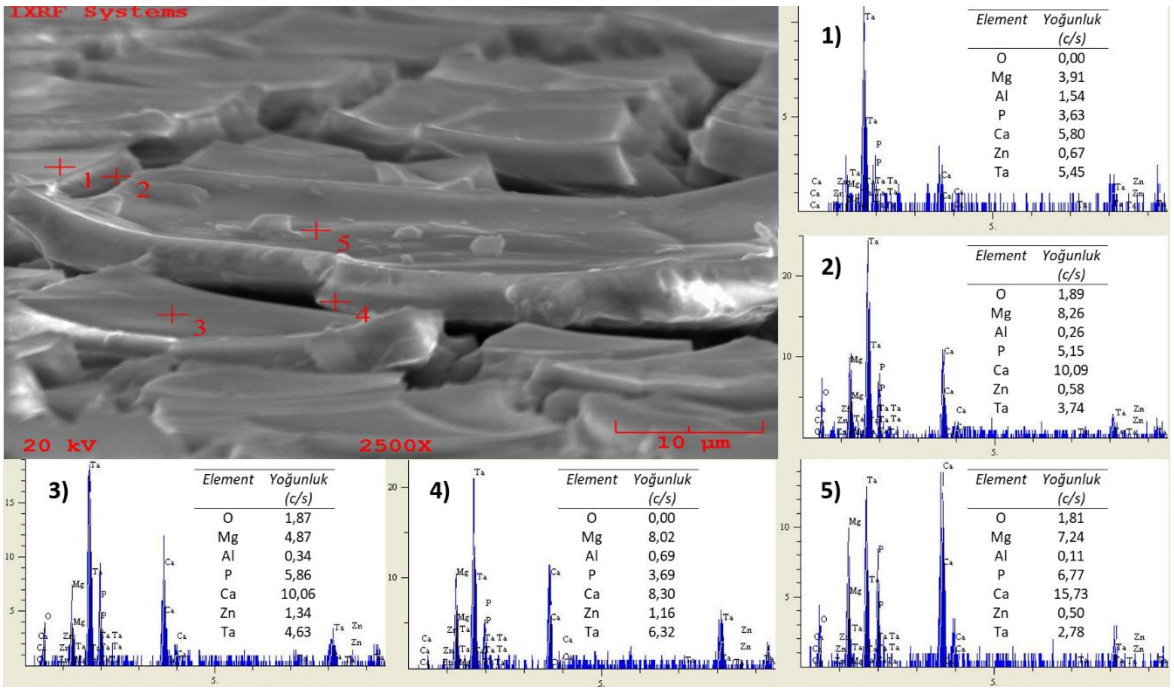
AZ91 Magnezyum alaşımı numunelerin HA, Ta_2O_5 ve Tabakalı olarak kaplamalarının yüzey morfolojilerine ait SEM-EDS görüntüleri Resim 5.6-5.8'de verilmiştir. Resim 5.6'da HA kaplanmış numunenin EDS analizi incelendiğinde yapılmış olan kaplamanın homojen olarak dağıldığı görülmektedir. Yapılan analizde AZ91 Mg alaşımı altlık malzemesinden üzerine kaplanan HA içerisine Mg elementinin difüze olduğu anlaşılmaktadır. Bu nedenle kaplama yüzeyinden yapılmış olan analiz sonucunda kaplama malzemesi olan HA'in içerisinde bulunan Ca elementinin ve altlık malzemesinde bulunan Mg elementinin yoğunluğu göze çarpmaktadır. Yine aynı şekilde Resim 5.7'de de görüldüğü üzere Ta_2O_5 kaplanmış numunenin yüzeyinde Ta elementinin daha yoğun olduğu görülmektedir.



Resim 5.6. HA kaplanmış numunenin EDS analizi



Resim 5.7. Ta_2O_5 kaplanmış numunenin EDS analizi



Resim 5.8. Tabakalı kaplanmış numunenin EDS analizi

Resim 5.8'de Tabakalı olarak kaplanmış numunenin EDS analizi verilmiştir. Resim 5.8'de 5 numaralı bölgeden alınan EDS analizi incelendiğinde üst kademede kemikle temas etmesi istenen tabakada Ca elementinin fazla olduğu görülmektedir. Bunun nedeni HA içerisindeki Ca miktarıdır. Bu durum yapılmış olan çalışmanın kaplamasının kemikle uyumlu bir yapıda olmasından dolayı istenilen düzeyde gerçekleşmiştir. Çalışmada amaçlanan kaplama sistemi, altlık malzemesinin bozunmasını engellemek ve dayanımını artırmak için Ta_2O_5 kaplanması ve üzerine kemikle direk temas edecek yüzeyin kemiğe benzer yapıda olması istenmesinden dolayı HA kaplama tabakasından oluşturulacaktır. Ayrıca AZ91 Mg alaşımı, kemik dokusuna yakın mekanik özelliklere sahip olmasından ve hafifliğinden dolayı tercih

edilmiş ve yüzeyi Ta_2O_5/HA ile kaplanmıştır. Bu nedenle elementlerin dağılımı incelendiğinde birbirine difüze olmuş kaplamaların ve altlık malzemesinin sahip olduğu elementlerin oranlarındaki dağılım normal karşılanmaktadır.

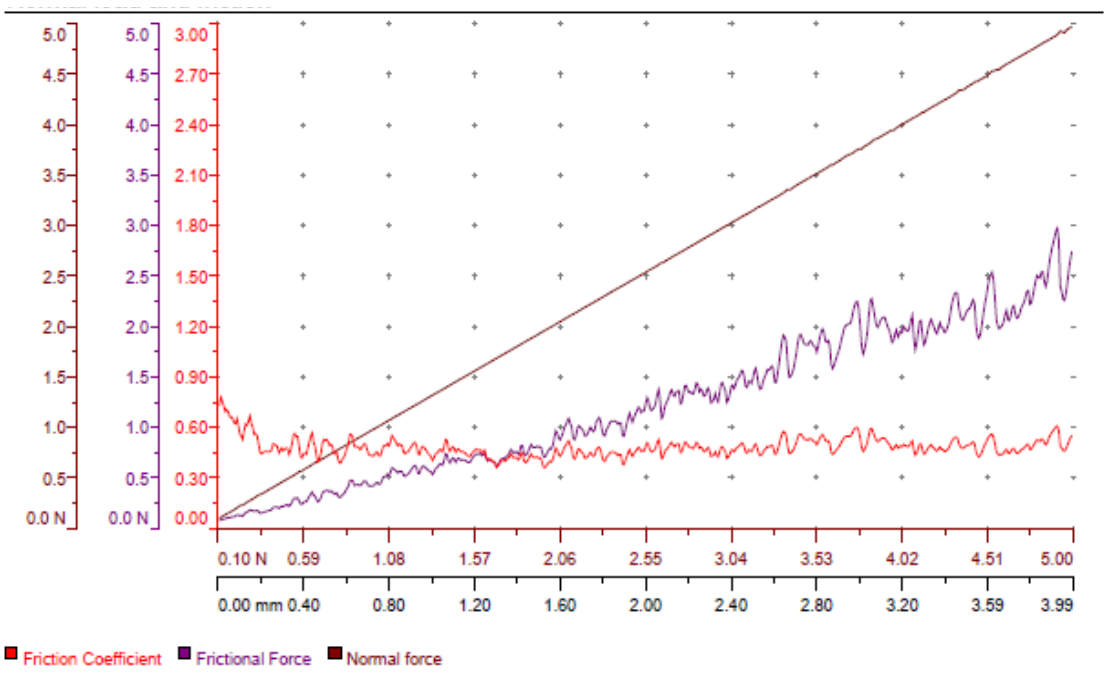
5.9. Çizik Testi

İmplantasyon sırasında malzemenin maruz kalacağı etkiler kaplama tabakasının aşınmasına sebep olabileceğinden, numunelerin aşınma davranışı ve kaplamaların yapışma mukavemeti önemlidir. Kaplama ile kaplama yapılmış olan altlık malzemesinin göstermiş olduğu uyum çizik testinin asıl dikkat edilmesi gereken noktasıdır. Bu nedenle, kaplanacak numunelerin yüzeylerine çizik testleri yapılmış ve kaplamaların yapışma performansları incelenmiştir. Yapılmış olan çizik testi grafikleri incelendiğinde HA kaplamanın, altlık malzemesine kritik yapışma mukavemetinin yaklaşık 3,30 N kadar herhangi bir zafiyet göstermeden dayandığı Şekil 5.13'te görülmektedir. Bu değer çiziğin görüntüsü, akustik yayınım ve nufüziyet derinliği grafikleri ile de teyit edilmiştir.

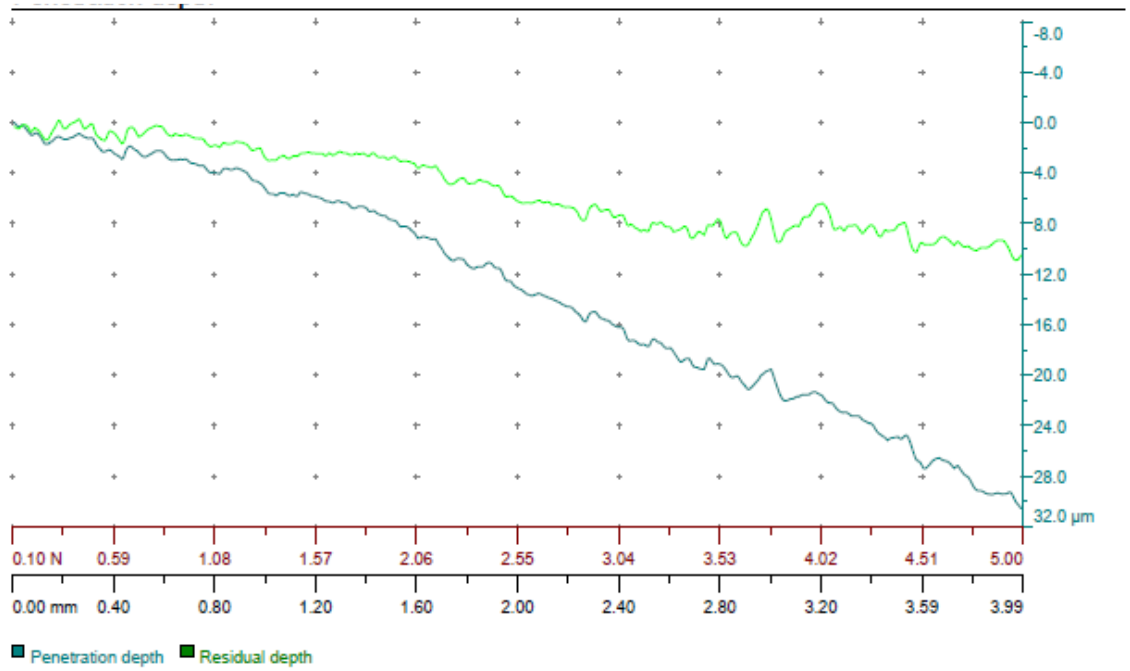
Kaplama kalınlığının ve sertliğin artması ile kaplanmış olan altlık malzemenin yük taşıma kapasitesi artar bu sayede altlık malzemesinin deformasyona uğrama olasılığı azalmış olur. Bu durumla ilişkili olarak kaplama için önemli olan kritik yükün de arttığı tespit edilmiştir (Martinez, Shutthanandan, Thevuthasan, Chessa, & Ramana, 2014; Randall, 2019). Sürtünme katsayısı ve akustik emisyon katsayısı bizim kritik yükü belirlememizde destekleyici parametrelerdir. Sürtünme katsayısı ve akustik emisyon katsayısının ortak bir değerde pik vermesi durumunda çatlak oluşumunun başladığı anlaşılır. Yani ortak pik verme değeri, yapılmış olan kaplamanın kaplanan altlık malzemesinden ayrıldığını gösterir (Randall, 2019).

Ta_2O_5 kaplanmış numunenin altlık malzemesine kritik yapışma mukavemetinin 3,90-4,10 N aralığında olduğu tespit edilmiştir. Ta_2O_5 kaplamanın bir zafiyet göstermeden 3,90-4,10 N aralığına kadar dayandığı Şekil 5.16'da görülmektedir. Ayrıca bu durumu Şekil 5.17 ve Şekil 5.18'de akustik yayınım ve nufüziyet derinliği grafikleri ile Resim 5.10'da verilen çizik görüntüsü ile desteklenmiştir. Tabakalı olarak kaplanmış olan numuneler maksimum 3,84 µm kalınlık ile en kalın kaplama kalınlığına sahip numunelerdir. Kaplamanın sertlik ve kalınlığındaki artış kritik yükü artırmış olur (Martinez vd., 2014). Altlık malzemesinin üzerine ilk olarak Ta_2O_5 kaplanmış ve üzerine HA kaplanarak kaplama işlemi

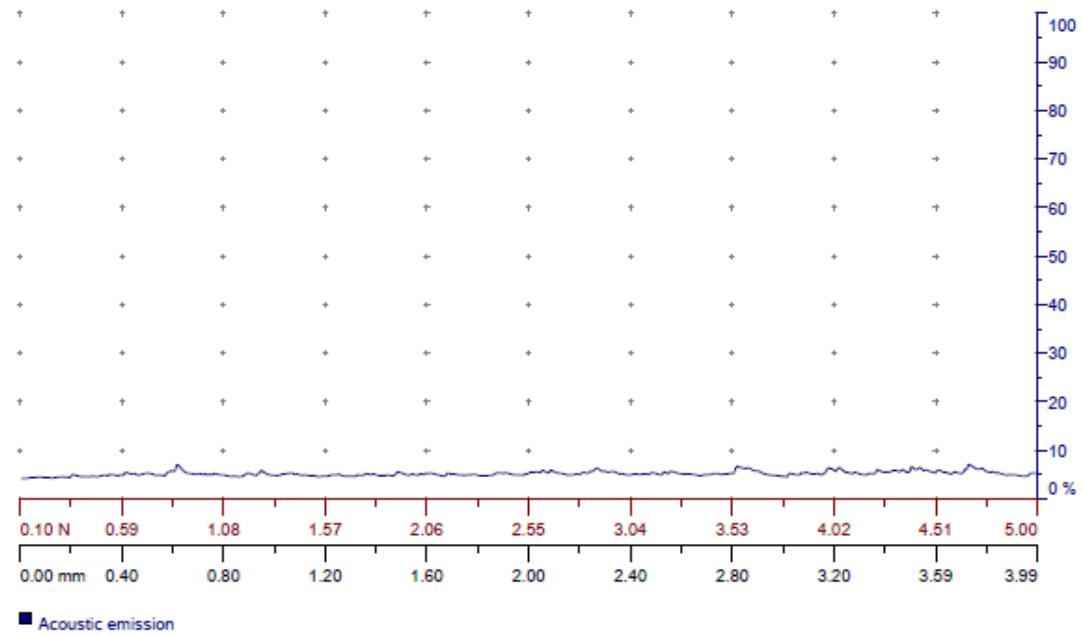
tamamlanmıştır. Bu durum kaplama kalınlığını artırmış ve dolayısıyla kritik yük değeri artmıştır. Tabakalı kaplanmış olan numuneler incelendiğinde Şekil 5.19'da görüldüğü üzere yapılmış olan kaplamanın altlık malzemesine kritik yapışma mukavemetinin 3,80-4,15 N aralığında olduğu belirlenmiştir. Sürtünme katsayısı ve akustik emisyon katsayısının ortak bir değerde pik vermesi ile de bu durum Şekil 5.20 ve Şekil 5.21 de bu durumu netleştirmektedir.



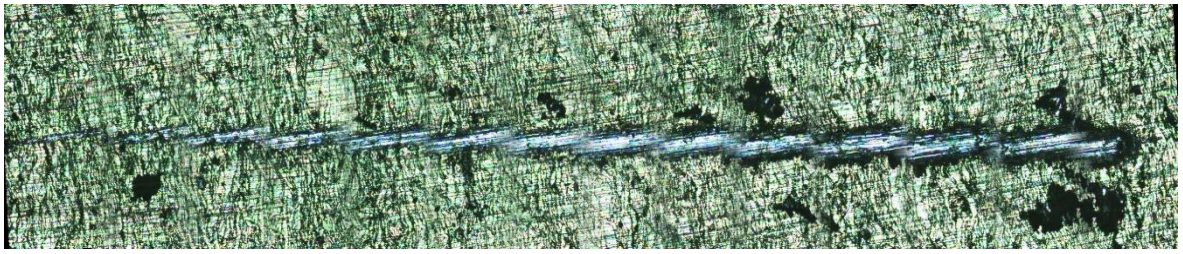
Şekil 5.13. HA kaplanmış numunenin normal yük ve sürtünme grafiği



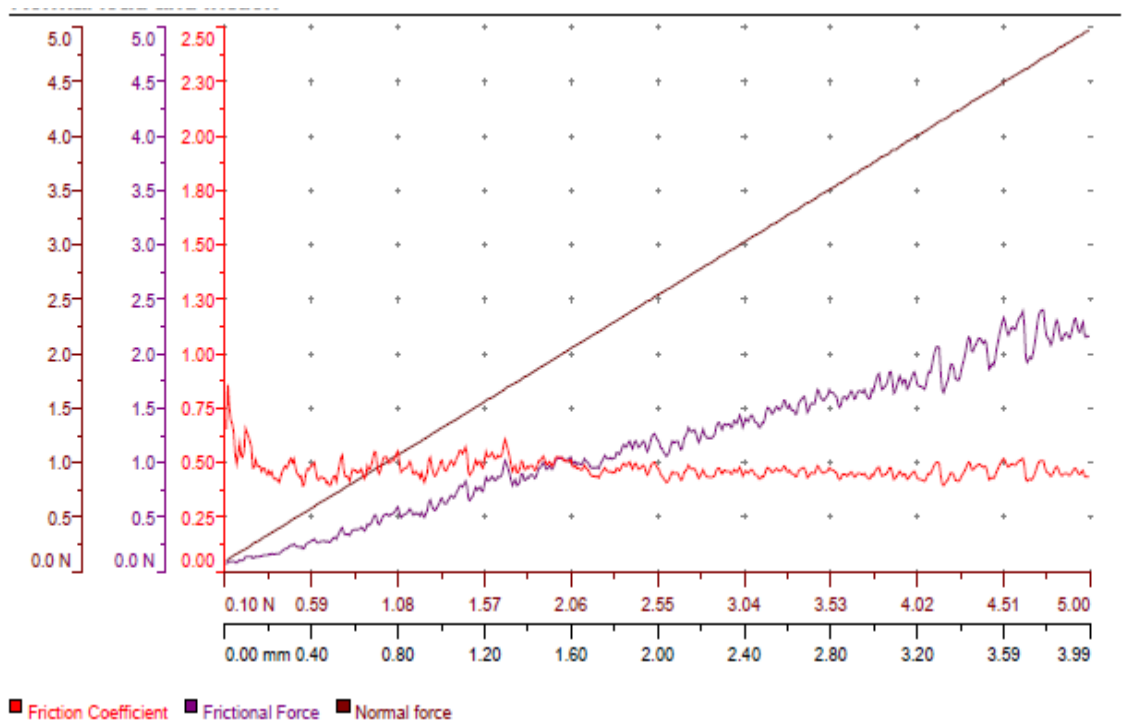
Şekil 5.14. HA kaplanmış numunenin nüfuziyet derinliği grafiği



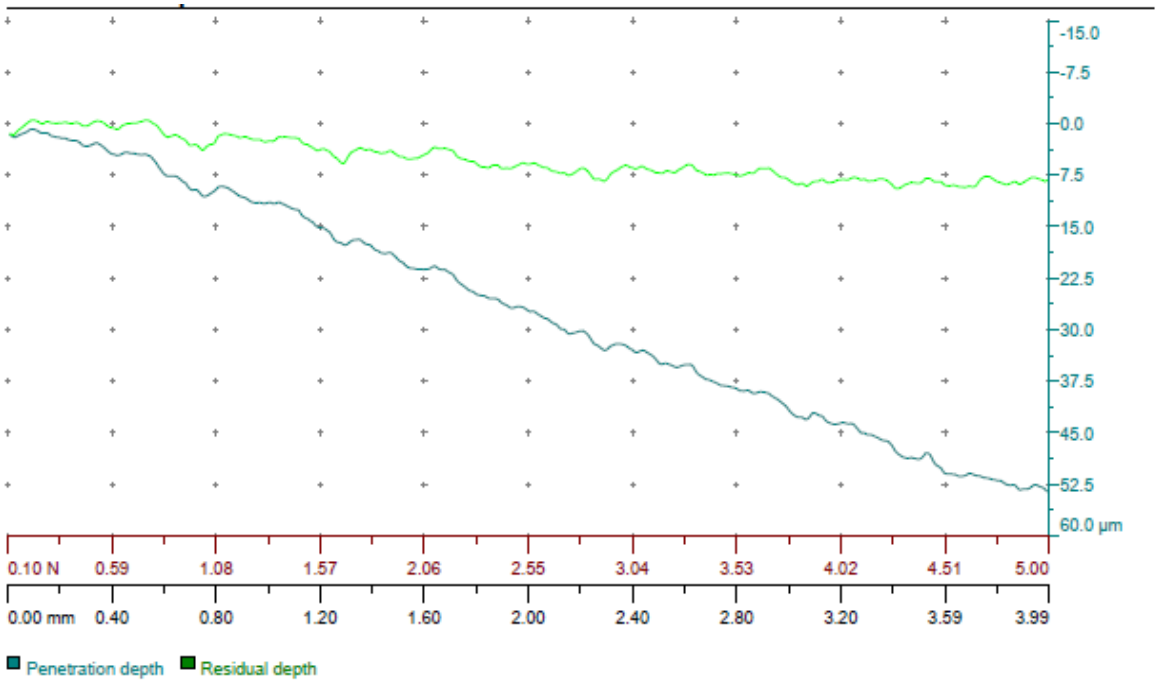
Şekil 5.15. HA kaplanmış numune üzerinde çiziğin oluşturduğu kırılmaların akustik yayınım-mesafe grafiği



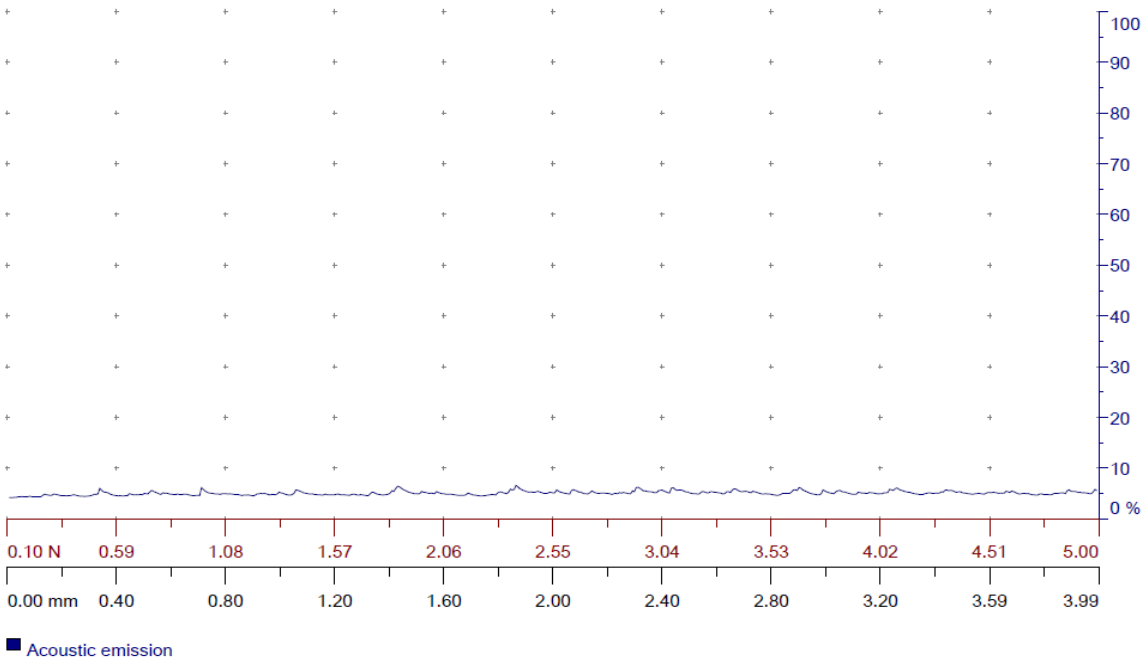
Resim 5.9. HA kaplanmış numunenin çizik görüntüsü



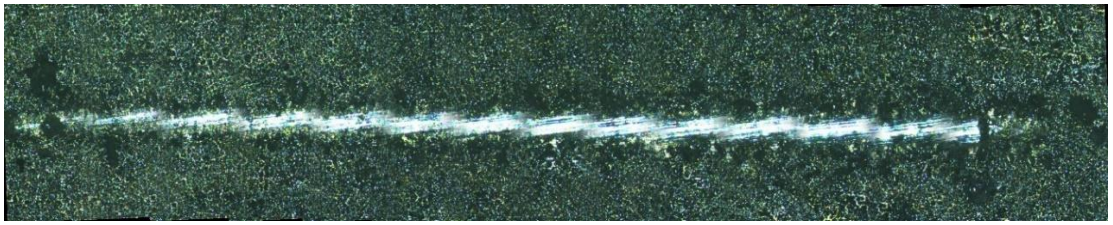
Şekil 5.16. Ta_2O_5 kaplanmış numunenin normal yük ve sürtünme grafiği



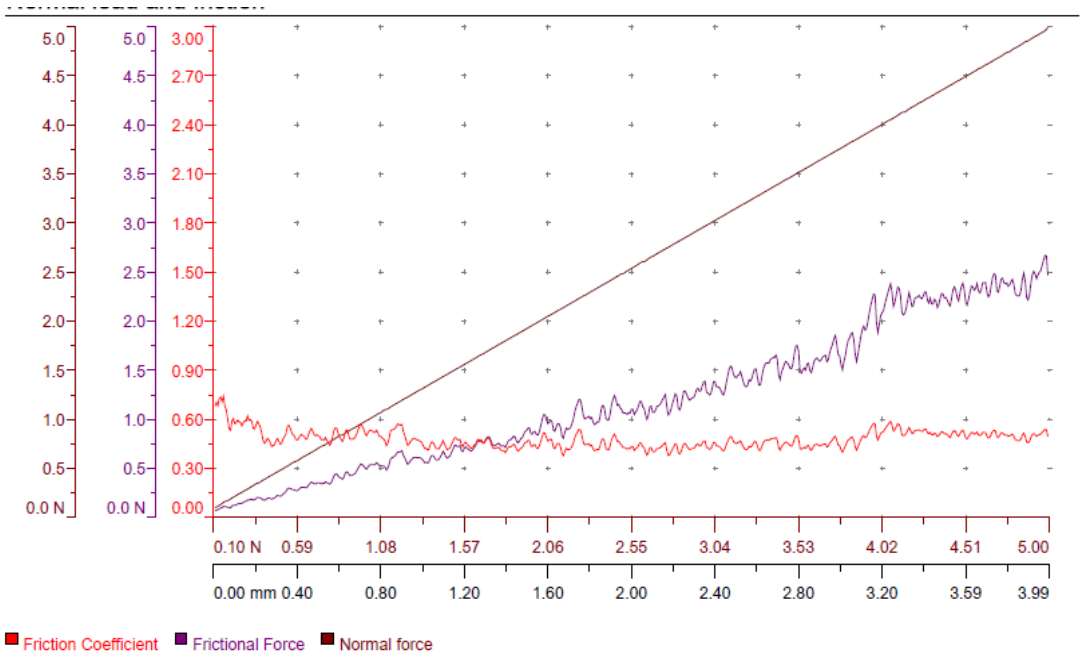
Şekil 5.17. Ta_2O_5 kaplanmış numunenin nüfuziyet derinliği grafiği



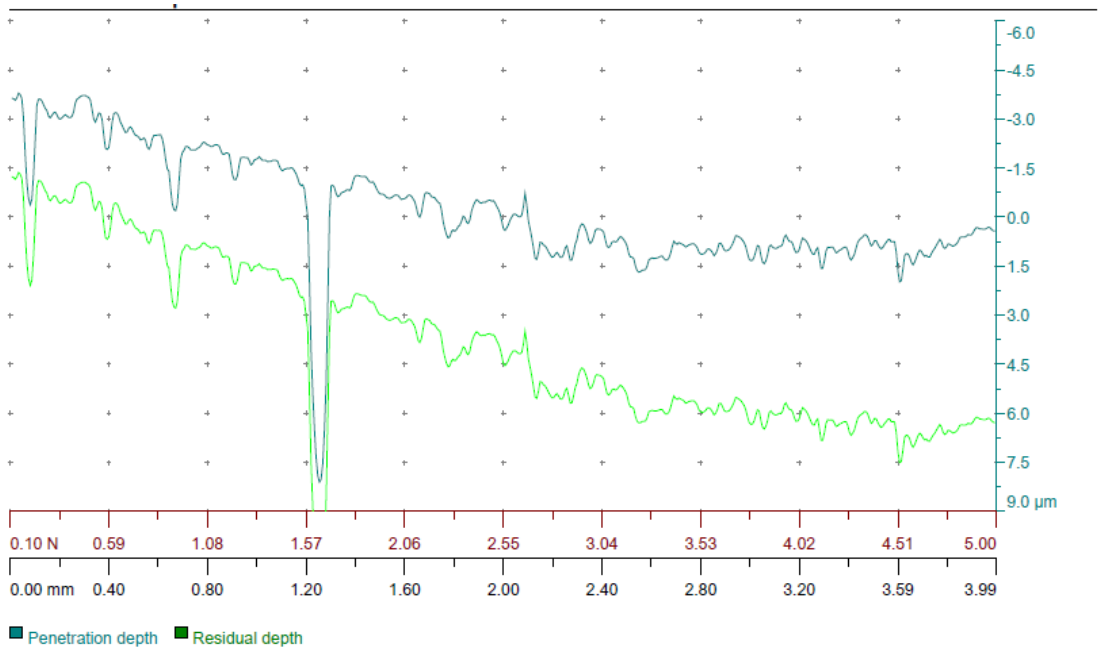
Şekil 5.18. Ta_2O_5 kaplanmış numune üzerinde çiziğin oluşturduğu kırılmaların akustik yayınım-mesafe grafiği



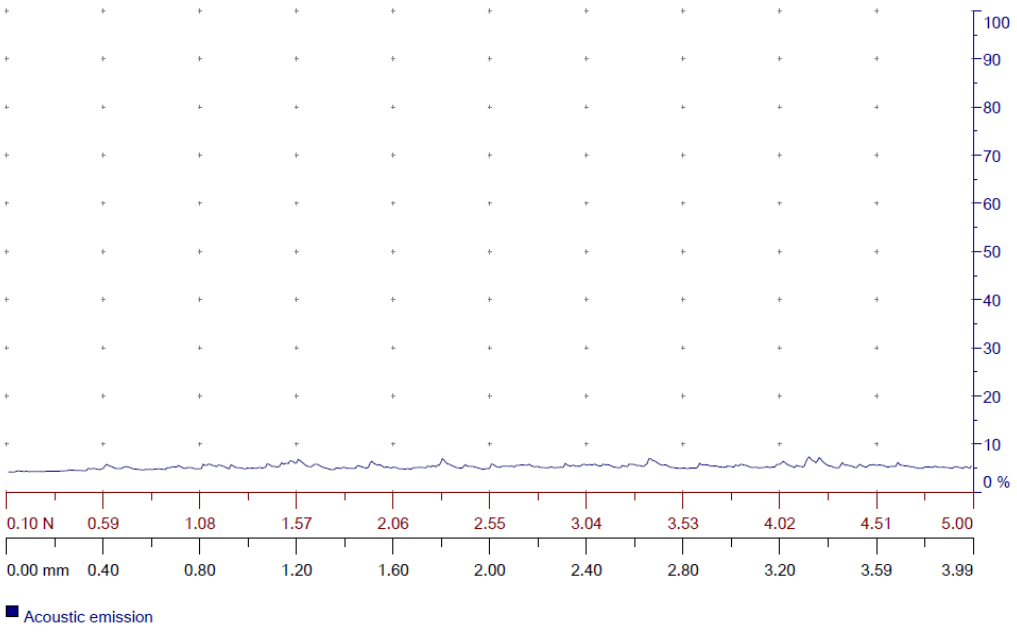
Resim 5.10. Ta_2O_5 kaplanmış numunenin çizik görüntüsü



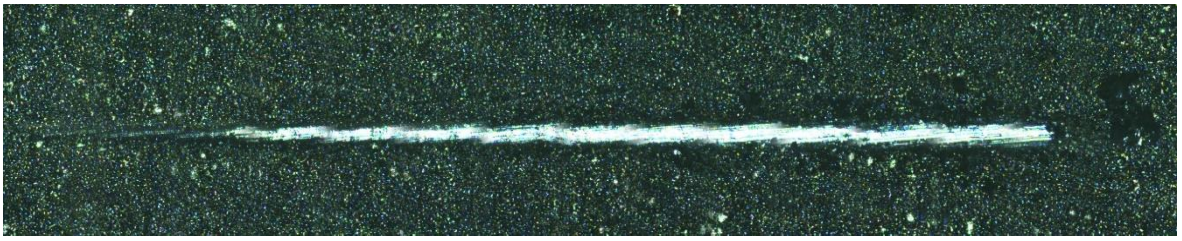
Şekil 5.19. Tabakalı kaplanmış numunenin normal yük ve sürtünme grafiği



Şekil 5.20. Tabakalı kaplanmış numunenin nüfuziyet derinliği grafiği



Şekil 5.21. Ta_2O_5 kaplanmış numune üzerinde çiziğin oluşturduğu kırılmaların akustik yayınım-mesafe grafiği



Resim 5.11. Tabakalı kaplanmış numunenin çizik görüntüsü

6. SONUÇ VE ÖNERİLER

Yapılmış olan tez çalışmasında toz metalurjisi yöntemi ile farklı basınç ve sinterleme sıcaklıklarında numuneler üretilmiştir. AZ91 magnezyum alaşım tozları tek eksenli hidrolik pres ile sıcak preslenmesi yöntemi uygulanarak üretilmiştir. Farklı sinterleme sıcaklıkları ve basıncın AZ91 Mg alaşımının mekanik ve yapısal özellikleri üzerindeki etkileri incelenmiş ve optimum özellikleri veren basınç ve sıcaklık değerleri belirlenmiştir. Belirlenen optimum değerlerde üretilen numuneler kaplama işlemi için 60x10x2 mm^3 boyutlarında kesilmiş ve kaplama işlemi için numune yüzeyleri 1200 SiC zımparaya kadar zımparalanmış ardından temizlenmiştir. AZ91 Mg alaşımının daha uzun süre vücut içerisinde bozulmadan kalması için numune yüzeyleri Ta_2O_5/HA ile tabakalı kaplanmıştır. Hazırlanmış olan altlık malzemelerin üzerine, sol-jel ve daldırmalı kaplama yöntemleri ile kaplama yapılmıştır. Yapılmış olan kaplamaların yapısal analizleri XRD, yüzey morfolojileri ve kaplama kalınlıkları Enerji Dağılımlı X-ışınları Spektrometresi (EDS) ve Taramalı Elektron Mikroskobu (SEM) ile incelenmiştir. Kaplanmış numunelerin yüzey pürüzlülüğü yüzey profilometresi ile kaplamaların yapışma mukavemeti çizik testi ile belirlenmiştir. Optimum sıcaklık ve basınç değerlerindeki mekanik özellikleri belirlemek için ise sertlik testi, darbe dayanımı testi, üç nokta eğme testi, yoğunluk ve gözeneklilik testleri yapılmıştır. Elde edilen sonuçlar ve öneriler aşağıda belirtilmiştir;

1. Sabit basınç altında presleme sıcaklığının artışı yoğunluk değerlerinin artmasına ve gözeneklilik oranlarının azalmasına neden olmuştur. Sıcaklık artışının da üretilen numuneleri aynı şekilde etkilemesinden dolayı 350 MPa basınç ve 400 °C sıcaklık değerlerinde yüksek yoğunluk ve düşük gözeneklilik elde edilmiştir. 450 °C sıcaklık değerlerinde yüksek mekanik özellikler görülmesine rağmen, numunelerde bu sıcaklık değerinde ergimeler meydana geldiği için 400 °C sıcaklık değeri tercih edilmiştir. Grafikler incelendiğinde 400 °C ve 450 °C değerlerinde görülen mekanik özellikler birbirine yakındır.
2. Yapılan çalışmalar, yoğunluk, sertlik, üç nokta eğme dayanımları ve darbe dayanımları açısından değerlendirilmiştir. Yapılan değerlendirmeler sonucunda kaplama altlık malzemesi olarak üretilecek AZ91 Mg alaşımının 400 °C sıcaklıkta ve 350 MPa basınç altında üretilmesi uygun bulunmuştur. Ayrıca bu sıcaklıklarda herhangi bir dönüşüm, ergime veya reaksiyon gerçekleşmemektedir.
3. Kullanılan mevcut implant malzemelerin yüksek yoğunlukları sebebi ile doku-implant

arayüzeyinde “gerilme bariyer etkisi” olarak tanımlanan, mekanik uyumsuzluğun, kemiğin mekanik özelliklerine yakın değerlere sahip olan AZ91 Mg alaşımı kullanılarak giderilmesi sağlanmıştır.

4. Yüzey kaplamaları ile implant-doku bağı kuvvetlendirilerek dayanım artırılmıştır.
5. Yapılmış olan tabakalı kaplama ile kaplama kalınlığının artması sağlanmıştır. Bu durum altlık malzemenin yük taşıma kapasitesini artırmış ve bu sayede altlık malzemesinin deformasyona uğrama olasılığı azalmıştır.
6. Yapılan çizik testi sonucunda HA kaplanmış numunelerin yaklaşık 3,30 N kadar herhangi bir zafiyet göstermeden dayandığı, Ta_2O_5 kaplanmış numunenin altlık malzemesine kritik yapışma mukavemetinin 3,90-4,10 N aralığında olduğu tespit edilmiştir. Ayrıca tabakalı kaplanmış olan numunelerin altlık malzemesine kritik yapışma mukavemetinin 3,80-4,15 N aralığında olduğu belirlenmiştir.
7. Mevcut implant malzemesi olarak kullanılan diğer metalik biyomalzemelere oranla daha hafif olan AZ91 Mg alaşımının kullanımı ile çok daha hafif implant üretimine olanak sağlanmıştır.
8. Altlık numunesinin Ta_2O_5 ile kaplanması ile antibakteriyel özelliklerinin artırıldığı düşünülmektedir. Bu çalışmanın devamı olarak bu konuda çalışma yapılabilir.
9. HA kaplanması ile üretilen biyomalzemenin kemikle biyouyumluluğunun arttığı düşünülmektedir. Kaplanan numunelerin biyouyumluluğu ilerleyen süreçte incelenebilir.
10. Üretilmiş olan biyomalzemelerin korozyon direnci incelenebilir.
11. Ta_2O_5 kaplama ile AZ91 Mg alaşımına radyoopak özellik kazandırılacağı, bu sayede MRI ve Röntgenlerde sıkça karşılaşılan implantların görüntülenme sorununun ortadan kalkacağı düşünülmektedir. Bu konu üzerinde çalışmalar ve araştırmalar yapılabilir.

KAYNAKLAR

Abd El-Rehim, A. F., Zahran, H. Y., Al-Masoud, H. M., & Habashy, D. M. (2019a). Microhardness and microstructure characteristics of AZ91 magnesium alloy under different cooling rate conditions. *Materials Research Express*, *6*(8), 086572.

Abd El-Rehim, A. F., Zahran, H. Y., Al-Masoud, H. M., & Habashy, D. M. (2019b). Microhardness and microstructure characteristics of AZ91 magnesium alloy under different cooling rate conditions. *Materials Research Express*, *6*(8), 86572.

Abu-Dheir, N., Rifai, A., Yilbas, B. S., Yousaf, M. R., Al-Sharafi, A., Ali, H., Al-Aqeeli, N. (2019). Sol-gel coating of colloidal particles deposited glass surface pertinent to self-cleaning applications. *Progress in Organic Coatings*, *127*(November 2018), 202–210.

Abu Bakar, M. S., Cheng, M. H. W., Tang, S. M., Yu, S. C., Liao, K., Tan, C. T., Cheang, P. (2003). Tensile properties, tension-tension fatigue and biological response of polyetheretherketone-hydroxyapatite composites for load-bearing orthopedic implants. *Biomaterials*.

Antonio, R. F., Rangel, E. C., Mas, B. A., Duek, E. A. R., & Cruz, N. C. (2019). Growth of hydroxyapatite coatings on tantalum by plasma electrolytic oxidation in a single step. *Surface and Coatings Technology*, *357*(July 2018), 698–705.

Asri, R. I. M., Harun, W. S. W., Samykano, M., Lah, N. A. C., Ghani, S. A. C., Tarlochan, F., & Raza, M. R. (2017). Corrosion and surface modification on biocompatible metals: A review. *Materials Science and Engineering C*, *77*, 1261–1274.

Barranco, V., Carmona, N., Galván, J. C., Grobelny, M., Kwiatkowski, L., & Villegas, M. A. (2010). Electrochemical study of tailored sol-gel thin films as pre-treatment prior to organic coating for AZ91 magnesium alloy. *Progress in Organic Coatings*, *68*(4), 347–355.

Bharadwaz, A., & Jayasuriya, A. C. (2020). Recent trends in the application of widely used natural and synthetic polymer nanocomposites in bone tissue regeneration. *Materials Science and Engineering C*, *110*(January), 110698.

Black, J. (1994). *Biological Performance of Tantalum*. Medicine Press.

Bordbar-Khiabani, A., Yarmand, B., & Mozafari, M. (2020). Effect of ZnO pore-sealing layer on anti-corrosion and in-vitro bioactivity behavior of plasma electrolytic oxidized AZ91 magnesium alloy. *Materials Letters*, *258*, 126779.

Bulut, M., & Karakurt, L. (2011). Seramikler. *TOTBİD Dergisi*, *10*(2), 87–95.

Chakraborty, R., Sengupta, S., Saha, P., Das, K., & Das, S. (2016). Synthesis of calcium hydrogen phosphate and hydroxyapatite coating on SS316 substrate through pulsed electrodeposition. *Materials Science and Engineering C*.

Chen, J., Tan, L., Yu, X., Etim, I. P., Ibrahim, M., & Yang, K. (2018). Mechanical properties of magnesium alloys for medical application: A review. *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*, *87*(September 2017), 68–79.

Chen, Q., & Thouas, G. A. (2015). Metallic implant biomaterials. *Materials Science and Engineering R: Reports*, *87*, 1–57.

Chen, Y.-T., Hung, F.-Y., & Syu, J.-C. (2019). Biodegradable Implantation Material: Mechanical Properties and Surface Corrosion Mechanism of Mg-1Ca-0.5Zr Alloy. *Metals*, *9*(8), 857.

Davis, H., & Leach, J. (2008). Hybrid and Composite Biomaterials in Tissue Engineering. *Topics in multifunctional biomaterials and devices*, (530), 1–26.

Dehghanian, C., Aboudzadeh, N., & Shokrgozar, M. A. (2018). Characterization of silicon-substituted nano hydroxyapatite coating on magnesium alloy for biomaterial application. *Materials Chemistry and Physics*, *203*, 27–33.

Ding, H. Y., Li, H., Wang, G. Q., Liu, T., & Zhou, G. H. (2018). Bio-corrosion behavior of ceramic coatings containing hydroxyapatite on Mg-Zn-Ca magnesium alloy. *Applied Sciences (Switzerland)*, *8*(4).

Dou, J., Yu, H., & Chen, C. (2019). Preparation and characterization of composite coating on Mg-1.74Zn-0.55Ca alloy by micro-arc oxidation combined with sol-gel method. *Materials Letters*, *255*, 126578.

Durán, A., Conde, A., Gómez Coedo, A., Dorado, T., García, C., & Ceré, S. (2004). Sol-gel coatings for protection and bioactivation of metals used in orthopaedic devices. *Journal of Materials Chemistry*, *14*(14), 2282–2290.

Evcin, A., & Özdem, M. F. (2019). Production of Glass Fiber Reinforced Hydroxyapatite. *Afyon Kocatepe Üniversitesi Fen ve Mühendislik Bilimleri Dergisi*, *19*, 170–176.

Gao, F., Xu, C., Hu, H., Wang, Q., Gao, Y., Chen, H., Eder, D. (2015). Biomimetic synthesis and characterization of hydroxyapatite/graphene oxide hybrid coating on Mg alloy with enhanced corrosion resistance. *Materials Letters*, *138*, 25–28.

Geetha, M., Singh, A. K., Asokamani, R., & Gogia, A. K. (2009). Ti based biomaterials, the ultimate choice for orthopaedic implants - A review. *Progress in Materials Science*, *54*(3), 397–425.

Ghoneim, A. A., Abdellatif, A., & Ameer, M. A. (2019). Electrochemical Behavior of Dental Ni-Cr Wirolloy Coated with Eco-friendly Films in Artificial Saliva. *Zeitschrift für anorganische und allgemeine Chemie*, *645*(17), 1092–1100.

Gopi, D., Murugan, N., Ramya, S., & Kavitha, L. (2014). Electrodeposition of a porous strontium-substituted hydroxyapatite/zinc oxide duplex layer on AZ91 magnesium alloy for orthopedic applications. *Journal of Materials Chemistry B*, *2*(34), 5531–5540.

Görgeç, M., Öztürk, İ., Aksoy, B., & Bombacı, H. (2005). *Ortopedi ve Travmatolojide Biyomalzemeler*. Nobel Yayın Evi.

Hadidi, M., Bigham, A., Saebnoori, E., Hassanzadeh-Tabrizi, S. A., Rahmati, S., Alizadeh, Z. M., … Rafienia, M. (2017). Electrophoretic-deposited hydroxyapatite-copper nanocomposite as an antibacterial coating for biomedical applications. *Surface and Coatings Technology*.

Hamadouche, M., & Sedel, L. (2000). Ceramics in orthopaedics. *Journal of Bone and Joint Surgery - Series B*, *82*(8), 1095–1099.

Harun, W. S. W. W., Asri, R. I. M. M., Alias, J., Zulkifli, F. H., Kadirgama, K., Ghani, S. A. C. C., & Shariffuddin, J. H. M. M. (2018). A comprehensive review of hydroxyapatite-based coatings adhesion on metallic biomaterials. *Ceramics International*, *44*(2), 1250–1268.

Hench, L., & Wilson, J. (2014). Surface-Active Biomaterials. *Science* (ss. 630–636).

Heublein, B., Rohde, R., Kaese, V., Niemeyer, M., Hartung, W., & Haverich, A. (2003). Biocorrosion of magnesium alloys: A new principle in cardiovascular implant technology? *Heart*, *89*(6), 651–656.

Hickok, N. J., Shapiro, I. M., & Chen, A. F. (2018). The Impact of Incorporating Antimicrobials into Implant Surfaces. *Journal of Dental Research*, *97*(1), 14–22.

Hong Yuan, Q., hua Zhou, G., Liao, L., Liu, Y., & Luo, L. (2018). Interfacial structure in AZ91 alloy composites reinforced by graphene nanosheets. *Carbon*, *127*, 177–186.

Housh, S, Mikucki, B, Stevenson, A. (1998). Properties and Selection: Nonferrous Alloys and Special-Purpose Materials. *Properties and Selection: Nonferrous Alloys and Special-Purpose Materials* (VOL 2, ss. 455–479).

Hu, J., Wang, C., Ren, W. C., Zhang, S., & Liu, F. (2010). Microstructure evolution and corrosion mechanism of dicalcium phosphate dihydrate coating on magnesium alloy in simulated body fluid. *Materials Chemistry and Physics*, *119*(1–2), 294–298.

Ibrahim, N. K., Alwafi, H. A., Sangoof, S. O., Turkistani, A. K., & Alattas, B. M. (2017). Cross-infection and infection control in dentistry: Knowledge, attitude and practice of patients attended dental clinics in King Abdulaziz University Hospital, Jeddah, Saudi Arabia. *Journal of Infection and Public Health*, *10*(4), 438–445.

Incesu, A., & Gungor, A. (2019). Biocorrosion and Mechanical Properties of ZXM100 and ZXM120 Magnesium Alloys. *International Journal of Metalcasting*, *13*(4), 905–914.

Jabbari Taleghani, M. A., & Torralba, J. M. (2013). Hot deformation behavior and workability characteristics of AZ91 magnesium alloy powder compacts-A study using processing map. *Materials Science and Engineering A*, *580*, 142–149.

Jaganathan, S. K., Supriyanto, E., Murugesan, S., Balaji, A., & Asokan, M. K. (2014). Biomaterials in cardiovascular research: Applications and clinical implications. *BioMed Research International*, *2014*.

Jordan, D. R., Mawn, L. A., Brownstein, S., McEachren, T. M., Gilberg, S. M., Hill, V., Adenis, J. P. (2000). The bioceramic orbital implant: A new generation of porous implants. *Ophthalmic Plastic and Reconstructive Surgery*, *16*(5), 347–355.

Kaur, M., & Singh, K. (2019). Review on titanium and titanium based alloys as biomaterials for orthopaedic applications. *Materials Science and Engineering C*, *102*(February), 844–862.

Kim, J. H., Kim, S. H., Kim, H. K., Akaike, T., & Kim, S. C. (2002). Synthesis and characterization of hydroxyapatite crystals: A review study on the analytical methods. *Journal of Biomedical Materials Research*, *62*(4), 600–612.

Kokubo, T., Hata, K., Nakamura, T., & Yamamuro, T. (1991). Apatite Formation on Ceramics, Metals and Polymers Induced by a CaO SiO2 Based Glass in a Simulated Body Fluid. *Bioceramics* (C. 4).

Kostka, L., Kotrchová, L., Šubr, V., Libánská, A., Ferreira, C. A., Malátová, I., Etrych, T. (2020). HPMA-based star polymer biomaterials with tuneable structure and biodegradability tailored for advanced drug delivery to solid tumours. *Biomaterials*, *235*(November 2019), 119728.

Krishna, V., Padmapreetha, R., Chandrasekhar, S. B., Murugan, K., & Johnson, R. (2019). Oxidation resistant TiO2–SiO2 coatings on mild steel by Sol–Gel. *Surface and Coatings Technology*, *378*(October).

Kumar, S., Singh, H., Gaur, N., Patil, S., Kumar, D., & Singh, N. (2020). Imparting increased corrosion passive and bio-active character to Al2O3 based ceramic coating on AZ91 alloy. *Surface and Coatings Technology*, *383*(December 2019), 125231.

Kuo, T. Y., Chin, W. H., Chien, C. S., & Hsieh, Y. H. (2019). Mechanical and biological properties of graded porous tantalum coatings deposited on titanium alloy implants by vacuum plasma spraying. *Surface and Coatings Technology*, *372*(February), 399–409.

Kwakman, P. H. S., Te Velde, A. A., Vandenbroucke-Grauls, C. M. J. E., Van Deventer, S. J. H., & Zaat, S. A. J. (2006). Treatment and prevention of Staphylococcus epidermidis experimental biomaterial-associated infection by bactericidal peptide 2. *Antimicrobial Agents and Chemotherapy*, *50*(12), 3977–3983.

Lee, T., Yamasaki, M., Kawamura, Y., Go, J., & Park, S. H. (2019). High-Strength AZ91 Alloy Fabricated by Rapidly Solidified Flaky Powder Metallurgy and Hot Extrusion. *Metals and Materials International*, *25*(2), 372–380.

Li, X., Wang, L., Yu, X., Feng, Y., Wang, C., Yang, K., & Su, D. (2013). Tantalum coating on porous Ti6Al4V scaffold using chemical vapor deposition and preliminary biological evaluation. *Materials Science and Engineering C*, *33*(5), 2987–2994.

Li, Z., Shang, Z., Wei, X., & Zhao, Q. (2019). Corrosion resistance and cytotoxicity of AZ31 magnesium alloy with N+ ion implantation. *Materials Technology*, *7857*(May).

Lide, D. (2003). *Handbook of Chemistry and Physics.* CRC Press; 83rd Edition

Long, M., & Rack, H. J. (1998). Titanium alloys in total joint replacement-a materials science perspective. *Biomaterials*, 1621–1639.

Manivasagam, G., Dhinasekaran, D., & Rajamanickam, A. (2010). Biomedical Implants: Corrosion and its Prevention - A Review. *Recent Patents on Corrosion Science*, *2*(1), 40–54.

Mardali, M., Salimijazi, H., Karimzadeh, F., Luthringer-Feyerabend, B. J. C. C., Blawert, C., & Labbaf, S. (2018). Fabrication and characterization of nanostructured hydroxyapatite coating on Mg-based alloy by high-velocity oxygen fuel spraying. *Ceramics International*, *44*(12), 14667–14676.

Martinez, G., Shutthanandan, V., Thevuthasan, S., Chessa, J. F., & Ramana, C. V. (2014). Effect of thickness on the structure, composition and properties of titanium nitride nano-coatings. *Ceramics International*, *40*(4), 5757–5764.

Mihailescu, N., Stan, G. E., Duta, L., Chifiriuc, M. C., Bleotu, C., Sopronyi, M., Mihailescu, I. N. (2016). Structural, compositional, mechanical characterization and biological assessment of bovine-derived hydroxyapatite coatings reinforced with MgF2 or MgO for implants functionalization. *Materials Science and Engineering C*, *59*, 863–874.

Mondet, M., Barraud, E., Lemonnier, S., Guyon, J., Allain, N., & Grosdidier, T. (2016). Microstructure and mechanical properties of AZ91 magnesium alloy developed by Spark Plasma Sintering. *Acta Materialia*, *119*, 55–67.

Moniz, S., Hodgkinson, S., & Yates, P. (2017). Cardiac transplant due to metal toxicity associated with hip arthroplasty. *Arthroplasty Today*, *3*(3), 151–153.

Murugan, R., & Ramakrishna, S. (2005a). Development of nanocomposites for bone grafting. *Composites Science and Technology*, *65*(15-16 SPEC. ISS.), 2385–2406.

Murugan, R., & Ramakrishna, S. (2005b). Development of nanocomposites for bone grafting. *Composites Science and Technology*, *65*(15-16 SPEC. ISS.), 2385–2406.

Niu, B., Shi, P., Wei, D., Shanshan, E., Li, Q., & Chen, Y. (2016). Effects of sintering temperature on the corrosion behavior of AZ31 alloy with Ca-P sol-gel coating. *Journal of Alloys and Compounds*, *665*, 435–442.

Oh, Y., Moorthy, M. S., Manivasagan, P., Bharathiraja, S., & Oh, J. (2017). Magnetic hyperthermia and pH-responsive effective drug delivery to the sub-cellular level of human breast cancer cells by modified CoFe2O4 nanoparticles. *Biochimie*, *133*, 7–19.

Omar, S., Repp, F., Desimone, P. M., Weinkamer, R., Wagermaier, W., Ceré, S., & Ballarre, J. (2015). Sol-gel hybrid coatings with strontium-doped 45S5 glass particles for enhancing the performance of stainless steel implants: Electrochemical, bioactive and in vivo response. *Journal of Non-Crystalline Solids*, *425*, 1–10.

Papynov, E. K., Shichalin, O. O., Apanasevich, V. I., Afonin, I. S., Evdokimov, I. O., Mayorov, V. Y., Medkov, M. A. (2019). Synthetic CaSiO3 sol-gel powder and SPS ceramic derivatives: "In vivo" toxicity assessment. *Progress in Natural Science: Materials International*, *29*(5), 569–575.

Park, J. B., & Bronzino, J. D. (2000). *CRC Handbook of Chemistry and Physics: A Ready-Reference Book of Chemical and Physical Data. Biologic Biomaterials: Tissue-Derived Biomaterials (Collagen)*.

Park, J., & Lakes, R. S. (2007). *Biomaterials: Third edition*. CRC Press.

Prasad, K., Bazaka, O., Chua, M., Rochford, M., Fedrick, L., Spoor, J., Bazaka, K. (2017). Metallic biomaterials: Current challenges and opportunities. *Materials*, *10*(8).

Ramakrishna, S., Mayer, J., Wintermantel, E., & Leong, K. (2001). Biomedical application of polymer-composite materials:A review. *Composites Science and Technology*, 1189–1224.

Ramalingam, V. V., Ramasamy, P., Kovukkal, M. Das, & Myilsamy, G. (2020). Research and Development in Magnesium Alloys for Industrial and Biomedical Applications: A Review. *Metals and Materials International*, *26*(4), 409–430.

Randall, N. X. (2019). The current state-of-the-art in scratch testing of coated systems. *Surface and Coatings Technology*, *380*(August 2018), 125092.

Roach, P., Eglin, D., Rohde, K., & Perry, C. C. (2007). Modern biomaterials: A review - Bulk properties and implications of surface modifications. *Journal of Materials Science: Materials in Medicine*, *18*(7), 1263–1277.

Rodríguez-Contreras, A., Guillem-Marti, J., Lopez, O., Manero, J. M., & Ruperez, E. (2019). Antimicrobial PHAs coatings for solid and porous tantalum implants. *Colloids and Surfaces B: Biointerfaces*, *182*(July), 11031.

Romero-Gavilán, F., Araújo-Gomes, N., García-Arnáez, I., Martínez-Ramos, C., Elortza, F., Azkargorta, M., Goñi, I. (2019). The effect of strontium incorporation into sol-gel biomaterials on their protein adsorption and cell interactions. *Colloids and Surfaces B: Biointerfaces*, *174* (November 2018), 9–16.

Romero-Gavilán, F., Carlos-Almeida, J., Cerqueira, A., Gurruchaga, M., Goñi, I., Miranda-Salvado, I. M., Suay, J. (2020). Sol-gel coatings made using methyl-modified alkoxysilanes: The balance between protection and bioactivation. *Progress in Organic Coatings*, *147*(April).

Salleh, E. M., Zuhailawati, H., Mohd Noor, S. N. F., & Othman, N. K. (2018). In Vitro Biodegradation and Mechanical Properties of Mg-Zn Alloy and Mg-Zn-Hydroxyapatite Composite Produced by Mechanical Alloying for Potential Application in Bone Repair. *Metallurgical and Materials Transactions A: Physical Metallurgy and Materials Science*, *49*(11), 5888–5903.

Sezer, N., Evis, Z., Kayhan, S. M., Tahmasebifar, A., & Koç, M. (2018). Review of magnesium-based biomaterials and their applications. *Journal of Magnesium and Alloys*, *6*(1), 23–43.

Soleymani, F., Emadi, R., Sadeghzade, S., & Tavangarian, F. (2020). Bioactivity behavior evaluation of pcl-chitosan-nanobaghdadite coating on AZ91 magnesium alloy in simulated body fluid. *Coatings*, *10*(3), 1–12.

Sumita, M., Hanawa, T., & Ohnishi, I. (2003). Failure Processes in Biometallic Materials. *Comprehensive Structural Integrity*, 131–167.

Tahmasebifar, A., Kayhan, S. M., Evis, Z., Tezcaner, A., Çinici, H., & Koç, M. (2016). Mechanical, electrochemical and biocompatibility evaluation of AZ91D magnesium alloy as a biomaterial. *Journal of Alloys and Compounds*, *687*, 906–919.

Taleghani, M. A. J., & Torralba, J. M. (2013). The microstructural evolution of a pre-alloyed AZ91 magnesium alloy powder through high-energy milling and subsequent isothermal annealing. *Materials Letters*, *98*, 182–185.

Tan, L. L., Wang, Q., Geng, F., Xi, X. S., Qiu, J. H., & Yang, K. (2010). Preparation and characterization of Ca-P coating on AZ31 magnesium alloy. *Transactions of Nonferrous Metals Society of China (English Edition)*, *20*(SUPPL. 2), s648–s654.

Tomozawa, M., Hiromoto, S., & Harada, Y. (2010). Microstructure of hydroxyapatite-coated magnesium prepared in aqueous solution. *Surface and Coatings Technology*, *204*(20), 3243–3247.

TS EN ISO 21534. (2009). *TS EN ISO*. Biomalzemelerin üretim standardı.

Vaira Vignesh, R., Padmanaban, R., & Govindaraju, M. (2019). Investigations on the surface topography, corrosion behavior, and biocompatibility of friction stir processed magnesium alloy AZ91D. *Surface Topography: Metrology and Properties*, *7*(2).

Wang, D., & Bierwagen, G. P. (2009). Sol-gel coatings on metals for corrosion protection. *Progress in Organic Coatings*, *64*(4), 327–338.

Wang, M. J., Li, C. F., & Yen, S. K. (2013). Electrolytic MgO/ZrO2 duplex-layer coating on AZ91D magnesium alloy for corrosion resistance. *Corrosion Science*, *76*, 142–153.

Wen, C., Zhan, X., Huang, X., Xu, F., Luo, L., & Xia, C. (2017). Characterization and corrosion properties of hydroxyapatite/graphene oxide bio-composite coating on magnesium alloy by one-step micro-arc oxidation method. *Surface and Coatings Technology*, *317*, 125–133.

Witte, F., Kaese, V., Haferkamp, H., Switzer, E., Meyer-Lindenberg, A., Wirth, C. J., & Windhagen, H. (2005). In vivo corrosion of four magnesium alloys and the associated bone response. *Biomaterials*, *26*(17), 3557–3563.

Wong, J. Y., & Bronzino, J. D. (2007). *Biomaterials*. CRC Press

Xiao, P., Gao, Y., Yang, C., Liu, Z., Li, Y., & Xu, F. (2018). Microstructure, mechanical properties and strengthening mechanisms of Mg matrix composites reinforced with in situ nanosized TiB 2 particles. *Materials Science and Engineering A*, *710*(September 2017), 251–259.

Xie, H., Zhang, L., Xu, E., Yuan, H., Zhao, F., & Gao, J. (2019). SiAlON–Al2O3 ceramics as potential biomaterials. *Ceramics International*, *45*(14), 16809–16813.

Xiong, Y., Yang, Z., Hu, X., & Song, R. (2019). Bioceramic Coating Produced on AZ80 Magnesium Alloy by One-Step Microarc Oxidation Process. *Journal of Materials Engineering and Performance*, *28*(3), 1719–1727.

Yang, C., Zhang, B., Zhao, D., Lü, H., Zhai, T., & Liu, F. (2016). Microstructure and mechanical properties of AlN particles in situ reinforced Mg matrix composites. *Materials Science and Engineering A*, *674*, 158–163.

Yanovska, A., Kuznetsov, V., Stanislavov, A., Danilchenko, S., & Sukhodub, L. (2012). Calcium-phosphate coatings obtained biomimetically on magnesium substrates under low magnetic field. *Applied Surface Science*, *258*(22), 8577–8584.

Yuan, Q. hong, Zhou, G. hua, Liao, L., Liu, Y., & Luo, L. (2018). Interfacial structure in AZ91 alloy composites reinforced by graphene nanosheets. *Carbon*, *127*, 177–186.

Zhang, S., Zhang, X., Zhao, C., Li, J., Song, Y., Xie, C., Bian, Y. (2010). Research on an Mg-Zn alloy as a degradable biomaterial. *Acta Biomaterialia*, *6*(2), 626–640.

Zhang, W., Tu, J., Long, W., Lai, W., Sheng, Y., & Guo, T. (2017). Preparation of SiO2 anti-reflection coatings by sol-gel method. *Energy Procedia*, *130*, 72–76.

Zhang, X., Yuan, G., Niu, J., Fu, P., & Ding, W. (2012). Microstructure, mechanical properties, biocorrosion behavior, and cytotoxicity of as-extruded Mg-Nd-Zn-Zr alloy with different extrusion ratios. *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*, *9*, 153–162.

Zhang, Z., Zhang, P., Guo, L., Guo, T., & Yang, J. (2011). Effect of TiO2-SiO2 sol-gel coating on the cpTi-porcelain bond strength. *Materials Letters*, *65*(7), 1082–1085.

Zhao, D., Witte, F., Lu, F., Wang, J., Li, J., & Qin, L. (2017). Current status on clinical applications of magnesium-based orthopaedic implants: A review from clinical translational perspective. *Biomaterials*, *112*, 287–302.

Zywiel, M. G., Sayeed, S. A., Johnson, A. J., Schmalzried, T. P., & Mont, M. A. (2011). State of the art in hard-on-hard bearings: how did we get here and what have we achieved? *Expert review of medical devices*, *8*(2), 187–207.

ÖZGEÇMİŞ

Kişisel Bilgiler

Soyadı, adı : DANACI, İlhan

Uyruğu : T.C.

Doğum tarihi ve yeri : 10.08.1991, Şabanözü

Medeni hali : Bekâr

e-mail : ilhandanaci21@gmail.com



Eğitim

Derece	Eğitim Birimi	Mezuniyet Tarihi
Yüksek lisans	Gazi Üniversitesi Metalurji ve Malzeme Mühendisliği	Devam ediyor
Lisans	Gazi Üniversitesi Metalurji ve Malzeme Mühendisliği	2014
Lise	Pursaklar Ayyıldız Anadolu Lisesi	2010

İş Deneyimi

Yıl	Yer	Görev
2020-Halen	Sivas Bilim ve Teknoloji Üniversitesi	Araştırma Görevlisi
2018-2020	Gazi Üniversitesi	Proje Asistanı

Yabancı Dil

İngilizce

Yayınlar

1. İ. Danacı, S. Albayrak, H. Çinici, U. Gökmen, (2019). *Structural Characterization of AZ91 Mg with Different Production Parameters,* The International Aluminum-Themed Engıneerıng and Natural Scıence Conference (IATENS-2019), Konya,Türkiye. 4-6 October 2019

2. H. Karakoç, İ. Danacı, H. Çinici, (2019). *Farklı Boyutlarda Parçacık İçeren Al6061/%10Al_2O_3 Kompozit Malzemelerin Üretimi Ve Aşınma Özelliklerin İncelenmesi*, The International Aluminum-Themed Engıneerıng and Natural Scıence Conference (IATENS-2019), Konya,Türkiye. 4-6 October 2019

3. Kul, M., Danacı, I., Gezer, & Karaca, B. (2020). Effect of boronizing composition on hardness of boronized AISI 1045 steel. *Materials Letters*, 279, 128510.

Hobiler

Yüzme, Futbol, Masa tenisi



GAZİ GELECEKTİR..