



**METAL İYON KATKILI HİDROKSİAPATİT
VE KİTOSAN İÇEREN SİLİKON
KAUÇUK SOKET ASTARININ
ÜRETİMİ VE KARAKTERİZASYONU**

YÜKSEK LİSANS TEZİ

Mohammad Sharif WAHEDİ

Danışman

Prof. Dr. Atilla EVCİN

MALZEME BİLİMİ VE MÜHENDİSLİĞİ ANABİLİM DALI

Ocak 2025

Bu tez çalışması 24.FEN.BİL.09 numaralı proje ile AKÜ BAPK tarafından desteklenmiştir.

AFYON KOCATEPE ÜNİVERSİTESİ
FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

YÜKSEK LİSANS TEZİ

**METAL İYON KATKILI HİDROKSİAPATİT VE KİTOSAN
İÇEREN SİLİKON KAUÇUK SOKET ASTARININ ÜRETİMİ VE
KARAKTERİZASYONU**

Mohammad Sharif WAHEDİ

Danışman

Prof. Dr. Atilla EVCİN

MALZEME BİLİMİ VE MÜHENDİSLİĞİ ANABİLİM DALI

2025

TEZ ONAY SAYFASI

Mohammad Sharif WAHEDİ tarafından hazırlanan “Metal İyon Katkılı Hidroksiapatit ve Kitosan İçeren Silikon Kauçuk Soket Astarının Üretimi ve Karakterizasyonu” adlı tez çalışması lisansüstü eğitim ve öğretim yönetmeliğinin ilgili maddeleri uyarınca 30/01/2025 tarihinde aşağıdaki jüri tarafından **oy birliği** ile Afyon Kocatepe Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü **Malzeme bilimi ve Mühendisliği Anabilim Dalı’nda YÜKSEK LİSANS TEZİ** olarak kabul edilmiştir.

Danışman : Prof. Dr. Atilla EVCİN

Başkan : Prof. Dr. İbrahim GÜNEŞ
Giresun Üniversitesi
Mühendislik Fakültesi

Üye : Prof. Dr. Atilla EVCİN
Afyon Kocatepe Üniversitesi
Mühendislik Fakültesi

Üye : Dr. Öğr. Üyesi İsmail YILDIZ
Afyon Kocatepe Üniversitesi
Mühendislik Fakültesi

Afyon Kocatepe Üniversitesi
Fen Bilimleri Enstitüsü Yönetim Kurulu’nun
..... /..... /..... tarih ve
..... sayılı kararıyla onaylanmıştır.

.....
Prof. Dr. Bekir YALÇIN
Enstitü Müdürü

BİLİMSEL ETİK BİLDİRİM SAYFASI
Afyon Kocatepe Üniversitesi

Fen Bilimleri Enstitüsü, tez yazım kurallarına uygun olarak hazırladığım bu tez çalışmada;

- Tez içindeki bütün bilgi ve belgeleri akademik kurallar çerçevesinde elde ettiğimi,
- Görsel, işitsel ve yazılı tüm bilgi ve sonuçları bilimsel ahlak kurallarına uygun olarak sunduğumu,
- Başkalarının eserlerinden yararlanılması durumunda ilgili eserlere bilimsel normlara uygun olarak atıfta bulunduğumu,
- Atıfta bulunduğum eserlerin tümünü kaynak olarak gösterdiğimi,
- Kullanılan verilerde herhangi bir tahrifat yapmadığımı,
- Ve bu tezin herhangi bir bölümünü bu üniversite veya başka bir üniversitede başka bir tez çalışması olarak sunmadığımı

Beyan ederim.

30 / 01 / 2025

İmza

Mohammad Sharif WAHEDİ

ÖZET

Yüksek Lisans Tezi

METAL İYON KATKILI HİDROKSİAPATİT VE KİTOSAN İÇEREN SİLİKON KAUÇUK SOKET ASTARININ ÜRETİMİ VE KARAKTERİZASYONU

Mohammad Sharif WAHEDİ

Afyon Kocatepe Üniversitesi

Fen Bilimleri Enstitüsü

Malzeme Bilimi ve Mühendisliği Anabilim Dalı

Danışman: Prof. Dr. Atilla EVCİN

Bu çalışmada, biyomedikal uygulamalarda kullanılmak üzere silikon kauçuk matrisli, hidroksiapatit (HA) ve çeşitli katkı maddeleri (Zn, Mg, Sr, Ag ve kitosan) içeren polimer kompozitler hazırlanmış ve bu kompozitlerin mekanik, fiziksel, mikroyapısal ve antibakteriyel özellikleri detaylı bir şekilde incelenmiştir. Çekme testleri, katkıların kompozitin mekanik performansını etkilediğini ve özellikle Zn, Sr ve Ag katkılı numunelerde mekanik dayanımın arttığını göstermiştir. Yoğunluk ve su emme testleri, katkıların yapısal bütünlüğü artırarak düşük su emme değerleri sağladığını ortaya koymuştur.

Antibakteriyel testlerde, özellikle Ag katkılı numune (K6), gram negatif E. Coli ve gram pozitif S. Aureus bakterilerine karşı en yüksek antibakteriyel etkinliği göstermiştir. Sonuçlar, metal iyon katkılarının kompozitin biyoyumluluk ve fonksiyonel özelliklerini iyileştirdiğini ortaya koymuştur. Bu çalışma, metal iyon katkılı hidroksiapatitlerin polimer matrislere entegre edilmesinin, biyomedikal uygulamalar için yenilikçi malzemeler geliştirilmesi adına etkili bir yöntem olduğunu göstermektedir.

2024, x + 81 sayfa

Anahtar Kelimeler: Soket astar, Silikon, Hidroksiapatit, kitosan, Protez.

ABSTRACT

M.Sc. Thesis

PRODUCTION AND CHARACTERIZATION OF SILICONE RUBBER SOCKET LINING CONTAINING METAL ION DOPED HYDROXYAPATITE AND CHITOSAN

Mohammad Sharif WAHEDİ

Afyon Kocatepe University

Graduate School of Natural and Applied Sciences

Department of Materials Science and Engineering

Supervisor: Prof. Dr. Atilla EVCİN

In this research, in this study, polymer composites with a silicone rubber matrix containing hydroxyapatite (HA) and various additives (Zn, Mg, Sr, Ag, and chitosan) were prepared and their mechanical, physical, microstructural, and antibacterial properties were thoroughly investigated. Tensile tests demonstrated that the additives significantly influenced the mechanical performance of the composites, with Zn, Sr, and Ag-doped samples exhibiting enhanced mechanical strength. Density and water absorption tests revealed that the additives improved structural integrity, resulting in lower water absorption values.

In antibacterial tests, particularly the Ag-doped sample (K6) showed the highest antibacterial activity against gram-negative E. Coli and gram-positive S. Aureus bacteria. The results revealed that metal ion additives improved the biocompatibility and functional properties of the composites. This study highlights that the integration of metal ion-doped hydroxyapatite into polymer matrices is an effective approach for developing innovative materials for biomedical applications.

2019, x + 81 pages

Keywords: Scket liner, Silicone, Hydroxyapatite, Chitosan, Prosthesis.

TEŞEKKÜR

Bu araştırmanın konusu, deneysel çalışmaların yönlendirilmesi, sonuçların değerlendirilmesi ve yazımı aşamasında yapmış olduğu büyük katkılarından dolayı tez danışmanım Sayın Prof. Dr. Atilla EVCİN, araştırma ve yazım süresince yardımlarını esirgemeyen her konuda öneri ve eleştirileriyle yardımlarını gördüğüm hocalarıma ve arkadaşlarıma teşekkür ederim.

Bu araştırma boyunca maddi ve manevi desteklerinden dolayı aileme teşekkür ederim.

Mohammad Sharif WAHEDİ

Afyonkarahisar 2025

İÇİNDEKİLER DİZİNİ

	Sayfa
ÖZET	i
ABSTRACT	ii
TEŞEKKÜR	iii
İÇİNDEKİLER DİZİNİ.....	iv
SİMGELER ve KISALTMALAR DİZİNİ	vi
ŞEKİLLER DİZİNİ	vii
ÇİZELGELER DİZİNİ.....	ix
RESİMLER DİZİNİ	x
1. GİRİŞ.....	1
2. LİTERATÜR BİLGİLERİ	2
2.1 Protez Soketlerinde Kullanılan Malzemeler ve Özellikleri	2
2.1.1 Silikon Kauçuk Malzemeler ve Modifikasyon Teknikleri.....	4
2.2 Hidroksiapatit.....	5
2.2.1 Biyomedikal Sektörde Hidroksiapatitin Kullanım Alanları	8
2.2.2 Metal İyon Katkılı Hidroksiapatit	10
2.2.2.1 Gümüş Katkılı Hidroksiapatit	11
2.2.2.2 Stronsiyum Katkılı Hidroksiapatit.....	12
2.2.2.3 Magnezyum Katkılı Hidroksiapatit	14
2.2.2.4 Çinko Katkılı Hidroksiapatit	17
2.3 Kitosan	18
2.3.1 Kitosanın Biyolojik ve Antibakteriyel Özellikleri	20
2.3.2 Kitosanın Biyomedikal Sektöründeki Kullanım Alanları	21
3. MATERYAL ve METOT	23
3.1 Kullanılan Malzemeler	23
3.2 Reçetelerin Oluşturulması.....	25
3.3 Polimer Kompozitlerin Oluşturulması.....	26
3.4 Karakterizasyon	27
3.4.1 Mikro Yapı Analizleri	27
3.4.1.1 X-Işını Difraksiyonu (XRD) Analizi.....	27
3.4.1.2 Taramalı Elektron Mikroskobu (SEM)	27
3.4.1.3 FT-IR Analizi	28
3.4.2 Mekanik Testler	29

3.4.2.1 Çekme Testi.....	29
3.4.2.2 Shore A Sertlik Testi	29
3.4.3 Fiziksel Özellik Testleri	30
3.4.3.1 Yoğunluk Analizi	30
3.4.3.2 Su Emme Tayini	31
3.4.4 Antibakteriyel Analiz	32
4. BULGULAR	33
4.1 Mikro Yapı Analiz Sonuçları.....	33
4.1.1 X-Işını Difraksiyonu (XRD) Analizi	33
4.1.2 Taramalı Elektron Mikroskobu (SEM) Görüntüleri	38
4.1.3 Taramalı Elektron Mikroskobu (EDS) Görüntüleri	44
4.1.4 Fourier Transform Infrared (FT-IR) analizi.....	50
4.2 Mekanik Test Sonuçları	56
4.2.1 Çekme Testi Sonuçları	56
4.2.2 Shore A Sertlik Testi Sonuçları	59
4.3 Fiziksel Test Sonuçları.....	60
4.3.1 Yoğunluk Analiz Sonuçları.....	60
4.3.2 Su Emme Tayini Sonuçları	61
4.3.3 Açık Gözeneklilik	62
4.4 Antibakteriyel Test Sonuçları	63
5. TARTIŞMA ve SONUÇ	66

SİMGELER ve KISALTMALAR DİZİNİ

Simgeler

Ag	Gümüş
AgNO ₃	Gümüş nitrat
Ca ₁₀	Kalsiyum
Mg	Magnezyum
MgO	Magnezyum oksit
PO ₄	Fosfat
Sr	Stronsiyum
SrNO ₃	Stronsiyum nitrat
SrSO ₄	Stronsiyum Sülfat
Zn	Çinko

Kısaltmalar

FTIR	Fourier Dönüşümlü Kızılötesi Spektroskopisi
HA	Hidroksiapatit
K1	Silikon+Hidroksiapatit
K2	Silikon+Hidroksiapatit+Kitosan
K3	Silikon+Kitosan+Çinko Katkılı HA
K4	Silikon+Kitosan+Magnezyum Katkılı HA
K5	Silikon+Kitosan+Stronsiyum Katkılı HA
K6	Silikon+Kitosan+Gümüş Katkılı HA
PDMS	Polidimetilsiloksan
SEM	Taramalı Elektron Mikroskobu
TUAM	Teknoloji Uygulama ve Araştırma Merkezi
XRD	X-Işını Difraktometresi

ŞEKİLLER DİZİNİ

	Sayfa
Şekil 2.1 Protez soket.....	2
Şekil 2.2 Soket astar (Liner).....	4
Şekil 2.3 PDMS kimyasal yapısı.....	4
Şekil 2.4 Hidroksiapatit.....	6
Şekil 2.5 Hidroksiapatitin biyomedikal uygulamalardaki rolü	9
Şekil 2.6 Stronsiyum Nitrat.....	13
Şekil 2.7 Magnezyum minerali	15
Şekil 2.8 Kitosan	19
Şekil 2.9 Kitosanın biyomedikal sektöründeki kullanım alanları	21
Şekil 3.1 Hidroksiapatit ve metal iyon katkılı hidroksiapatitin sinterlenmesi	25
Şekil 3.2 Hazırlanan karışımların kalıplara dökülmesi	26
Şekil 4.1 Hidroksiapatit (K1) XRD analiz görüntüsü	33
Şekil 4.2 Kitosan katkılı HA (K2) XRD analiz görüntüsü.....	34
Şekil 4.3 Çinko katkılı HA (K3) XRD analiz görüntüsü	35
Şekil 4.4 Magnezyum katkılı HA (K4) XRD analiz görüntüsü	36
Şekil 4.5 Stronsiyum katkılı HA (K5) XRD analiz görüntüsü.....	37
Şekil 4.6 Gümüş katkılı HA (K6) XRD analiz görüntüsü.....	38
Şekil 4.7 Katkısız numunenin (Silikon) SEM görüntüsü	39
Şekil 4.8 Silikon+Hidroksiapatit (K1) Numunesinin SEM görüntüsü.....	39
Şekil 4.9 Silikon+Hidroksiapatit+Kitosan (K2) Numunesinin SEM görüntüsü	40
Şekil 4.10 Silikon+Kitosan+Çinko Katkılı Ha (K3) Numunesinin SEM görüntüsü	41
Şekil 4.11 Silikon+Kitosan+Magnezyum Katkılı HA (K4) Numunesinin SEM görüntüsü	42
Şekil 4.12 Silikon+Kitosan+Stronsiyum Katkılı HA (K5) Numunesinin SEM görüntüsü	42
Şekil 4.13 Silikon+Kitosan+Gümüş Katkılı HA (K6) Numunesinin SEM görüntüsü ..	43
Şekil 4.14 Katkısız numunenin (Silikon) EDS görüntüsü.....	45
Şekil 4.15 Silikon+Hidroksiapatit (K1) Numunesinin EDS görüntüsü	46
Şekil 4.16 Silikon+Hidroksiapatit+Kitosan (K2) Numunesinin EDS görüntüsü.....	46
Şekil 4.17 Silikon+Kitosan+Çinko Katkılı Ha (K3) Numunesinin EDS görüntüsü	47

Şekil 4.18 Silikon+Kitosan+Magnezyum Katkılı HA (K4) Numunesinin EDS görüntüsü	48
Şekil 4.19 Silikon+Kitosan+Stronsiyum Katkılı HA (K5) Numunesinin EDS görüntüsü	48
Şekil 4.20 Silikon+Kitosan+Gümüş Katkılı HA (K6) Numunesinin EDS görüntüsü ...	49
Şekil 4.21 Katkısız (Silikon) Numunesinin FT-IR görüntüsü.....	50
Şekil 4.22 Silikon+Hidroksiapatit (K1) Numunesinin FT-IR görüntüsü	51
Şekil 4.23 Silikon+Hidroksiapatit+Kitosan (K2) Numunesinin FT-IR görüntüsü	51
Şekil 4.24 Silikon+Kitosan+Çinko Katkılı Ha (K3) Numunesinin FT-IR görüntüsü....	52
Şekil 4.25 Silikon+Kitosan+Magnezyum Katkılı HA (K4) Numunesinin FT-IR görüntüsü	53
Şekil 4.26 Silikon+Kitosan+Stronsiyum Katkılı HA (K5) Numunesinin FT-IR görüntüsü	54
Şekil 4.27 Silikon+Kitosan+Gümüş Katkılı HA (K6) Numunesinin FT-IR görüntüsü.	55
Şekil 4.28 Numunelerin Gerilme/Gerinim Grafikleri	58
Şekil 4.29 Polimer kompozit numunelerin yoğunluk analiz sonuçları	60
Şekil 4.30 Polimer kompozit numunelerin su emme analiz sonuçları	61
Şekil 4.31 Polimer kompozit numunelerin Açık gözeneklilik analiz sonuçları.....	62

ÇİZELGELER DİZİNİ

	Sayfa
Çizelge 3.1 ilk olarak hazırlanan reçeteler	25
Çizelge 3.2 Hazırlanan reçeteler	25
Çizelge 4.1 Hazırlanan numunelerin çekme test sonuçları	56
Çizelge 4.2 Numunelerin Shore Sertlik test sonuçları	59
Çizelge 4.3 İlk olarak hazırlanan antibakteriyel test sonuçları.....	63
Çizelge 4.4 Numunelerin antibakteriyel test sonuçları	64



RESİMLER DİZİNİ

	Sayfa
Resim 3.1 Silikon kauçuk	23
Resim 3.2 Hidroksiapatit.....	23
Resim 3.3 Kitosan	24
Resim 3.4 Metal iyonlar.....	24
Resim 3.5 Shimadzu XRD-6000 marka XRD Analiz Cihazı	27
Resim 3.6 LEO Marka 1430vp Model SEM Analiz Cihazı.....	28
Resim 3.7 FT-IR analiz cihazı	28
Resim 3.8 Zwick/Roell Z05 marka Çekme Test Cihazı	29
Resim 3.9 Shore A Durometresi	30
Resim 3.10 Arşimet terazisi	30
Resim 3.11 Su emme test düzeneği	31
Resim 3.12 Antibakteriyel analiz.....	32

1. GİRİŞ

Alt ekstremite amputasyonları, bireyin yaşam kalitesini, fiziksel fonksiyonlarını ve sosyal yaşantısını doğrudan etkileyen önemli bir sağlık sorunudur. Amputasyon sonrası kullanılan protezler, bireyin kaybettiği işlevselliği ve estetik görünümü büyük ölçüde geri kazandırmayı amaçlar. Protezlerin temel bileşenlerinden biri olan soket astarı (liner), kalan uzuv ile protezin sert yapısı arasındaki fiziksel uyumu sağlar ve bu bölgede oluşabilecek yaralanma ve tahrişi önlemede kritik bir rol oynar. Ancak, mevcut astar materyallerinin terleme, cilt tahrişi, enfeksiyon riskleri ve uyumsuzluk gibi çeşitli sorunları bulunmaktadır. Bu bağlamda, yenilikçi malzemelerden üretilmiş protez astarları, hem biyomekanik hem de biyouyumluluk açısından gelişmiş özellikler sunarak bu sorunların giderilmesine katkıda bulunabilir.

Bu tez çalışmasının temel amacı, silikon kauçuk esaslı bir protez astarını, metal iyon katkılı hidroksiapatit ve kitosan gibi biyolojik olarak uyumlu ve antibakteriyel özelliklere sahip katkı maddeleriyle geliştirmektir. Çalışma kapsamında, Zn^{2+} , Mg^{2+} , Sr^{2+} ve Ag^+ iyonları ile doplanmış hidroksiapatit ve kitosanın, silikon kauçuk matrisine ilavesiyle elde edilen nanokompozit astarın mekanik, fiziksel ve antibakteriyel özellikleri detaylı bir şekilde incelenecektir. Araştırmada çekme mukavemeti, uzama, yırtılma dayanımı, sertlik, su emme kapasitesi, gözeneklilik ve antibakteriyel aktivite gibi parametreler değerlendirilecektir.

Çalışmanın önemi, protez astarlarının performansını artırarak, amputasyon geçirmiş bireylerin yaşam kalitesine katkıda bulunmasında yatmaktadır. Yenilikçi bir malzeme tasarımıyla hem mekanik dayanım hem de antibakteriyel özellikler iyileştirilecek, böylece kullanıcı konforu ve uzun vadeli sağlık sorunlarının önüne geçilmesi hedeflenecektir. Ayrıca, düşük maliyetli, hafif ve biyouyumlu bir çözüm sunularak, protez teknolojilerine yeni bir yaklaşım getirilmesi amaçlanmaktadır. Bu tez çalışmasının sonuçlarının, protez astar tasarımı ve üretiminde önemli bir referans oluşturması beklenmektedir.

2. LİTERATÜR BİLGİLERİ

2.1 Protez Soketlerinde Kullanılan Malzemeler ve Özellikleri

Protez soketlerin (Şekil 2.1) geliştirilmesi yıllar içinde önemli ölçüde gelişerek konfor, işlevsellik ve dayanıklılığı artırmaya odaklanmıştır. Bu soketlerin üretiminde kullanılan malzemeler, mekanik özelliklerinin, termal davranışlarının ve ampute kişilere destek sağlamadaki genel etkinliklerinin belirlenmesinde çok önemli bir rol oynamaktadır. Bu sentez, protez soketlerde kullanılan çeşitli malzemeleri, özelliklerini ve kullanıcı konforu ve performansı üzerindeki etkilerini araştıracaktır.



Şekil 2.1 Protez soket (İnt.Kyn.1).

Protez soketleri esas olarak kompozit malzemeler, termoplastikler ve doğal liflerden yapılmaktadır ve her biri kendine özgü avantajlar ve zorluklar sunmaktadır. Karbon ve cam lifleri gibi geleneksel malzemeler, yüksek çekme dayanımı ve sertlik gibi mükemmel mekanik özellikleri nedeniyle yaygın olarak kullanılmaktadır; bu özellikler yük taşıyan uygulamalar için gereklidir (Kitila ve Wolla 2022, Khamees 2023). Bu malzemeler, yürüyüş sırasında karşılaşılan streslere dayanabilen hafif ama güçlü soketlerin oluşturulmasını sağlar. Ancak, bu malzemelerin sertliği rahatsızlık ve termal sorunlara yol açabilir, çünkü genellikle kalıntı uzuvdan ısı dağılımını engellerler (Mathur vd. 2016, Gerschutz vd. 2011).

Son gelişmeler, hem konforu hem de çevresel sürdürülebilirliği artırmayı amaçlayan bitki bazlı lifler ve biyokompozitler gibi alternatif malzemeleri tanıttı. Keten ve sisal lifleri, protez soketlerinde kullanılan epoksi kompozitlerini güçlendirme potansiyelleri için araştırılmıştır. Bu doğal lifler, geliştirilmiş titreşim sönümleme yetenekleri sağlarken aynı

zamanda uygun mekanik özellikler sergiler, bu da daha konforlu bir kullanıcı deneyimi sağlayabilir (Kitila ve Wolla 2022, Hadi vd. 2022). Bu tür malzemelerin kullanımı, yalnızca mekanik gereksinimleri karşılamakla kalmaz, aynı zamanda protez tasarımında çevre dostu çözümlere olan artan talep ile de uyum sağlar.

Polietilen ve polipropilen gibi termoplastikler de işleme kolaylıkları ve uygun mekanik özellikleri nedeniyle soket imalatında yaygın olarak kullanılmaktadır (Khamees 2023, Gerschutz vd. 2011). Bu malzemeler karmaşık şekillerde kalıplanabilir ve kullanıcı konforu için çok önemli olan özelleştirilmiş bir uyum sağlar. Bununla birlikte, kompozit malzemelerle aynı düzeyde mukavemet sağlayamayabilirler, bu da yüksek stres koşulları altında dayanıklılıkla ilgili potansiyel endişelere yol açar (Owen ve DesJardins 2020). 3D baskı teknolojilerinin geliştirilmesi, termoplastiklerin soket tasarımında kullanım olanaklarını daha da genişleterek hızlı prototipleme ve kişiselleştirme olanağı sağlamıştır (Owen ve DesJardins, 2020, Saey vd. 2019).

Priz malzemelerinin termal özellikleri, kullanım sırasında ısı birikimi ile ilişkili rahatsızlığın giderilmesinde kritik öneme sahiptir. Çalışmalar, yaygın olarak kullanılan malzemelerin yalıtım özelliklerinin, vücudun ısıyı etkili bir şekilde yayma yeteneğini engelleyebileceğini ve bu durumun kullanıcının terlemesini artırarak rahatsızlık yaşamasına neden olabileceğini göstermiştir (Mathur vd. 2016). Bu sorunları hafifletmek için, araştırmacılar nefes alabilir malzemelerin ve soket yapısına entegre edilmiş havalandırma sistemlerini içeren yenilikçi tasarımların kullanımını önermiştir (Razak vd. 2014). Ayrıca, kullanıcı konforunu daha da artırmak için ter önleyici tedavilerin uygulanması ve soğutma sistemlerinin geliştirilmesi araştırılmaktadır (Ghoseiri ve Safari 2014).

Soket ile kalıntı uzvu arasındaki arayüz (Şekil 2.2), protez tasarımının bir diğer kritik yönüdür. Jel astarların kullanımı, genellikle silikon veya elastomerik malzemelerden yapılmış olanlar, uzuv-soket arayüzündeki uyumu artırdığı, böylece yerel basınç noktalarını azaltıp genel konforu artırdığı gösterilmiştir. Bu astarların kalınlığı ve malzeme özellikleri, soket içindeki basınç dağılımını önemli ölçüde etkileyebilir, bu da cilt tahrişini ve diğer komplikasyonları önlemek için hayati öneme sahiptir (Boutwell vd. 2012).

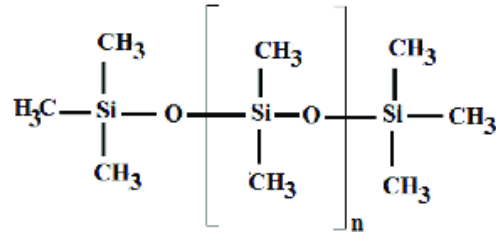


Şekil 2.2 Soket astar (Liner) (İnt.Kyn.2).

Protez soketi ile kalıntı uzuv arasındaki arayüz, protez tasarımı ve işlevselliğinin kritik bir yönüdür. Bu arayüz sadece yapısal bir bağlantı değildir; protez uzuvun konforu, stabilitesi ve genel etkinliğinde önemli bir rol oynar. Kafes, amputenin vücudundan proteze ve tersine mekanik yükleri ileten birincil bağlantı yapısı olarak hizmet eder, bu da tasarımının ve uyumunun başarılı rehabilitasyon ve hareketlilik için çok önemli olduğu anlamına gelir (Gupta vd. 2019).

2.1.1 Silikon Kauçuk Malzemeler ve Modifikasyon Teknikleri

Silikon kauçuğu, esas olarak polidimetilsiloksan (PDMS), (Şekil. 2.3) bileşeninden oluşur ve mükemmel termal stabilitesi, esnekliği ve biyouyumluluğu ile bilinir. Silikon kauçuk, çeşitli uygulamalarda yaygın olarak kullanılan çok yönlü bir polimerdir ve mekanik dayanım, termal stabilite, hidrofobiklik ve biyouyumluluk gibi özelliklerini artırmak için çeşitli tekniklerle modifiye edilebilir. Modifikasyon teknikleri, genel olarak kimyasal modifikasyonlar, fiziksel işlemler ve dolgu maddeleri veya katkı maddelerinin eklenmesi olarak geniş bir şekilde kategorize edilebilir. Bu yöntemlerin her biri literatürde kapsamlı bir şekilde incelenmiş olup, silikon kauçuğunu belirli uygulamalar için özelleştirmek üzere zengin bir yaklaşım yelpazesini ortaya koymuştur.



Şekil 2.3 PDMS kimyasal yapısı (İnt.Kyn.3).

Kimyasal modifikasyon, silikon kauçuğunun özelliklerini değiştirmek için en etkili yollardan biridir. Akrilpimarik asit-modifiye aminopropiltriethoksisilane gibi çapraz bağlayıcı ajanların kullanımı, oda sıcaklığında vulkanize edilmiş silikon kauçukların mekanik özelliklerini önemli ölçüde artırdığı, bu da termal stabilite ve çekme dayanımında iyileşmelere yol açtığı gösterilmiştir (Yang vd. 2019). Benzer şekilde, resin-modifiye 3-aminopropiltriethoksisilan'ın bir çapraz bağlayıcı ajan olarak kullanılması, silikon kauçuğunun özelliklerini artırdığı bildirilmiştir, bu da kimyasal modifiye edicilerin seçimlerinin performansta önemli iyileştirmelere yol açabileceğini göstermektedir (Li vd. 2017).

Başka bir dikkat çekici kimyasal modifikasyon, fonksiyonelleştirilmiş çok duvarlı karbon nanotüplerin silikon kauçuk matrislerine eklenmesini içerir. Bu yaklaşım, elde edilen nanokompozitlerin fiziksel ve mekanik özelliklerini iyileştirmekle kalmaz, aynı zamanda elektriksel iletkenliklerini de artırarak onları elektronik ve sensör uygulamaları için uygun hale getirir (Tamore vd. 2019). Silikon kauçuğunun α -pinene-modifiye triethoksisilane ile modifikasyonu da araştırılmıştır ve mekanik özelliklerde önemli iyileşmeler göstermiştir; çekme dayanımı ve kopma uzaması, modifiye edilmemiş silikon kauçuğuna kıyasla neredeyse iki katına çıkmıştır (Zuo vd. 2019). Bu örnekler, silikon kauçuğun belirli performans kriterlerine göre özelleştirilmesinde kimyasal modifikasyonların potansiyelini vurgulamaktadır.

Silikon kauçuğunun biyoyumluluğu belirli yüzey modifikasyonlarıyla artırılabilir. Örneğin, antimikrobiyal kaplamaların uygulanması, silikon kauçuk yüzeylerinde bakteriyel kolonizasyonu önleyebilir ve bu da onları kateterler ve implantlar gibi tıbbi uygulamalar için uygun hale getirir (Keum vd. 2017). Silikon kauçukunun biyoyumluluğunu artırırken mekanik özelliklerini koruyabilme yeteneği, tıbbi cihazlarda kullanılabilmesi için çok önemlidir.

2.2 Hidroksiapatit

Kalsiyum apatitin doğal olarak oluşan bir mineral formu olan hidroksiapatit (HA) (Şekil 2.4), kemik ve dişlerin mineral bileşenine kimyasal benzerliği nedeniyle çeşitli biyolojik

ve biyomedikal uygulamalarda kritik bir bileşendir. Kimyasal formülü $\text{Ca}_{10}(\text{PO}_4)_6(\text{OH})_2$, kemik mineralizasyonu ve onarım süreçlerinde önemli bir rol oynayan karmaşık bir yapıya işaret eder. Hidroksiapatitin biyouyumluluğu, biyoaktivitesi ve osteokondüktivitesi gibi benzersiz özellikleri, onu kemik greftlerinde, diş implantlarında ve ilaç dağıtım sistemlerinde kullanım için ideal bir aday haline getirmektedir (Samsudin 2023, Noor 2013, Zhou ve Lee 2011).



Şekil 2.4 Hidroksiapatit (İnt.Kyn.4).

Hidroksiapatit sentezi, kimyasal çöktürme, sol-jel işlemleri ve hidrotermal sentez dahil olmak üzere çeşitli yöntemlerle elde edilebilir. Her yöntem, elde edilen hidroksiapatitin kristallik, parçacık boyutu ve morfoloji gibi fiziksel ve kimyasal özelliklerini etkiler. Örneğin, mikrodalga yöntemleriyle sentezlenen hidroksiapatitin, tarım ve tıp alanındaki belirli uygulamalar için avantajlı olan dar bir boyut dağılımına sahip nanoyapılar ürettiği gösterilmiştir (Sajadinia vd. 2021). Ek olarak, pH ve sıcaklık gibi sentez koşulları, hidroksiapatitin özelliklerini önemli ölçüde etkileyerek biyolojik ortamlardaki performansını etkileyebilir (Kangkan vd. 2020).

Hidroksiapatitin biyomedikal uygulamadaki rolü, öncelikle mükemmel biyouyumluluğuna ve hücre yapışmasını ve çoğalmasını destekleme yeteneğine bağlanmaktadır. Çalışmalar, hidroksiapatitin kök hücrelerin osteojenik farklılaşmasını artırabildiğini ve böylece kemik rejenerasyonunu teşvik ettiğini göstermiştir (Halim vd. 2021). Hidroksiapatitin kolajen-HA kompozitleri gibi kompozit malzemelere dahil edilmesinin, kemik ikamelerinin mekanik özelliklerini ve biyolojik performansını iyileştirdiği gösterilmiştir. Bu kompozitlerde hidroksiapatitin varlığı, özellikle kolajen

matrisi zamanla bozulurken yeni kemik oluşumunu kolaylaştırmak için çok önemlidir (John vd. 2001).

Kemik onarımındaki uygulamalarının yanı sıra, hidroksiapatit çevresel iyileştirme potansiyeli için de araştırılmıştır. Yüksek yüzey alanı ve adsorpsiyon kapasitesi, atık sülardan boyalar ve ağır metaller dahil olmak üzere kirleticileri uzaklaştırmak için etkili bir adsorban olmasını sağlar. Hidroksiapatit, kimyasal stabilitesi ve düşük çözünürlüğü nedeniyle bir adsorban olarak etkinliğini göstererek Brilliant Green boyasını sulu çözeltilerden çıkarmak için kullanılmıştır (Ragab vd. 2019). Hidroksiapatitin çeşitli kirleticilerle etkileşim kurma yeteneğı, hem biyomedikal hem de çevresel uygulamalar için bir malzeme olarak çok yönlülüğünü vurgulamaktadır (Roskopfová vd. 2023).

Hidroksiapatitin mekanik özellikleri, belirli uygulamalar için faydalı olsa da, aynı zamanda sınırlamalar da getirebilir. Saf hidroksiapatit, nispeten düşük mekanik mukavemet sergiler, bu da yük taşıyan uygulamalarda kullanımını kısıtlar. Bu sınırlamanın üstesinden gelmek için, araştırmacılar mekanik özelliklerini artırmak amacıyla hidroksiapatit matrislerine zirkonya ve magnezyum gibi diğer malzemelerin eklenmesini araştırmışlardır (Siswomihardjo vd. 2012). Zirkonya eklenmesinin hidroksiapatit kompozitlerinin mekanik bütünlüğünü artırdığı ve bunları ortopedik implantlarda kullanılmak üzere daha uygun hale getirdiğı gösterilmiştir (Siswomihardjo vd. 2012).

Hidroksiapatitin biyolojik aktivitesi, biyomedikal uygulamalardaki etkinliğine katkıda bulunan bir diğer kritik unsurdur. Malzemenin kemikle bağlanma yeteneğı ve mineralize bir arayüzün oluşumunu teşvik etmesi, başarılı implant entegrasyonu için gereklidir (Halim vd. 2021, Ooi vd. 2018). Hidroksiapatit, biyolojik aktif moleküller için bir taşıyıcı olarak hizmet edebilir ve hedeflenmiş bir şekilde terapötik ajanları serbest bırakabilen kontrollü ilaç salım sistemlerini mümkün kılar (Sharma vd. 2022). Bu yetenek, ilaçların lokalize bir şekilde verilmesinin tedavi etkinliğini artırabileceğı osteoporoz gibi durumların tedavisinde özellikle değerlidir (Noor 2013).

Gözeneklilik ve pürüzlülük de dahil olmak üzere hidroksiapatitin yüzey özellikleri,

biyolojik performansını önemli ölçüde etkiler. Yüksek gözeneklilik, doku mühendisliği uygulamaları için hayati önem taşıyan hücre infiltrasyonunu ve besin alışverişini arttırmak için arzu edilir. Bununla birlikte, ticari hidroksiapatit genellikle düşük gözeneklilik sergiler ve bu da hücresel aktiviteleri ve ilaç dağıtım uygulamalarını daha iyi destekleyebilecek nano gözenekli varyantların geliştirilmesini gerektirir (Ooi vd. 2018). Hidroksiapatitin kristal boyutu ve morfolojisi gibi fizikokimyasal özellikleri de biyolojik tepkilerinin belirlenmesinde önemli bir rol oynamaktadır (Byra vd. 2022).

Hidroksiapatitin işlevselliğini daha da artırmak için katkı maddelerinin eklenmesi ve kompozit malzemelerin geliştirilmesi araştırılmıştır. Nadir toprak iyonlarının eklenmesinin HA'in luminesan özelliklerini iyileştirdiği gösterilmiştir, bu da rejeneratif tıpta görüntüleme ve izleme uygulamalarında kullanılabilir (Nowak vd. 2022, Heng vd. 2016). Seramiklerin mekanik gücünü polimerlerin esnekliğiyle birleştirmek için polimerlerle hidroksiapatit bazlı kompozitlerin oluşturulması araştırılmıştır, bu da biyoyumluluğu teşvik ederken fizyolojik yükleri daha iyi dayanabilen malzemelerle sonuçlanmıştır (Omi vd. 2006, Monmaturapoj vd, 2017).

Hidroksiapatitin mekanik özellikleri genel olarak olumlu olmakla birlikte, nispeten düşük çatlama dayanıklılığı nedeniyle yük taşıyan senaryolardaki uygulamasını sınırlayabilir. Araştırmalar, HA'nin mekanik performansının, takviye edici ajanların eklenmesi veya parçacık boyutu ve morfolojisini kontrol etmek için sentez parametrelerinin optimize edilmesi gibi çeşitli yöntemlerle artırılabilirliğini göstermiştir (Kumar vd. 2016). Bu iyileştirmeler, hidroksiapatitin önemli mekanik strese maruz kaldığı ortopedik implantlar ve diş uygulamaları gibi uygulamalar için hayati öneme sahiptir.

2.2.1 Biyomedikal Sektörde Hidroksiapatitin Kullanım Alanları

Kalsiyum apatitin doğal olarak oluşan bir mineral formu olan hidroksiapatit (HA), dikkate değer biyoyumluluğu, osteokondüktivitesi ve insan kemiğine yapısal benzerliği nedeniyle biyomedikal sektöründe büyük ilgi görmüştür. Kimyasal formülü $\text{Ca}_{10}(\text{PO}_4)_6(\text{OH})_2$, kemiğin inorganik bileşenine yakından benzemektedir ve bu da onu kemik onarımı ve rejenerasyonunda çeşitli uygulamalar için ideal bir aday haline getirmektedir. Hidroksiapatitin çok yönlülüğü, belirli biyomedikal uygulamalar için

uyarlanabilen tozlar, kaplamalar ve kompozitler de dahil olmak üzere çok sayıda formda kullanılmasına izin verir (Lim 2023). Hidroksiapatitin biyomedikal sektördeki kapsamlı uygulamaları Şekil 2.5'te verilmiştir.



Şekil 2.5 Hidroksiapatitin biyomedikal uygulamalardaki rolü (İnt.Kyn.5).

Hidroksiapatitin birincil kullanım alanlarından biri kemik dokusu mühendisliğidir. Mükemmel osteokondüktif özellikleri, kemik defektlerinde bir iskele veya dolgu maddesi olarak kullanıldığında kemik büyümesini ve entegrasyonunu kolaylaştırır. Çalışmalar, HA bazlı iskelelerin osteoblastların çoğalmasını ve farklılaşmasını destekleyerek etkili kemik mineralizasyonuna yol açabileceğini göstermiştir (Monmaturapoj vd. 2017, Ooi vd. 2018). Hidroksiapatitin poli(laktik asit) veya poli(etil metakrilat) gibi polimerik matrislere dahil edilmesinin, bu kompozitlerin mekanik özelliklerini ve biyoyumluluğunu artırarak ortopedik implantlarda yük taşıma uygulamaları için uygun hale getirdiği gösterilmiştir (Baker ve Zhitomirsky 2022).

Kemik onarımındaki rolüne ek olarak, hidroksiapatit diş uygulamalarında da yaygın olarak kullanılmaktadır. Diş materyallerinde, örneğin çimentolar ve kaplamalar gibi, bulunması, mine ve dentin remineralizasyonuna yardımcı olur, böylece dentin aşırı hassasiyeti gibi sorunları ele alır. HA'nın diş macunu formülasyonlarına eklenmesinin, diş minesinin yeniden mineralizasyonunu teşvik ettiği ve diş bakımında invaziv olmayan bir yaklaşım sağladığı gösterilmiştir. Diş implantları üzerindeki HA kaplamaları osseointegrasyonu iyileştirir, diş protezlerinin stabilitesini ve ömrünü artırır (Kula 2024).

Hidroksiapatitin benzersiz özellikleri ilaç dağıtım sistemlerine de uzanmaktadır. HA'nın gözenekli yapısı, terapötik ajanların kapsüllenmesine ve kontrollü salınımına izin vererek onu kemikle ilgili tedavilerde lokalize ilaç dağıtımı için umut verici bir aday haline getirmektedir (Ooi vd. 2018, Baskar vd. 2012). Stronsiyum veya magnezyum gibi elementlerle katkılama yoluyla HA'nın yüzey özelliklerini değiştirme yeteneği, biyoaktivitesini ve terapötik etkinliğini daha da artırabilir (Nowak vd. 2022). Stronsiyum katkılı hidroksiapatitin osteojenik farklılaşmayı teşvik ettiği ve kemik oluşumunu artırdığı gösterilmiştir, bu da onu rejeneratif tıpta özellikle değerli kılmaktadır (Özbek vd. 2016).

Nanoyapılı hidroksiapatitin geliştirilmesi biyomedikal uygulamalar için yeni yollar açmıştır. HA nanopartikülleri, biyolojik performanslarını artırabilecek artan yüzey alanı ve reaktivite sergilemektedir (Ooi vd. 2018, Heng vd. 2016). Bu nanopartiküller, biyolojik görüntüleme uygulamaları için floresan işaretleyicilerle işlevselleştirilebildiklerinden, görüntülemede kullanılmak üzere araştırılmıştır (Heng vd. 2016). HA nanopartiküllerinin hidrojellere ve diğer biyomalzemelere dahil edilmesi, mekanik özelliklerini ve biyoaktivitelerini geliştirerek doku mühendisliğinde kullanımlarını daha da genişletebilir (Almora-Barrios ve Leeuw, 2012).

2.2.2 Metal İyon Katkılı Hidroksiapatit

Metal iyonlarının hidroksiapatit yapısına dahil edilmesi, özelliklerini değiştirerek kemik dokusu mühendisliği ve rejeneratif tıp uygulamaları için gerekli olan gelişmiş biyoyumluluk, mekanik mukavemet ve biyoaktiviteye yol açabilir (Wang 2023).

Mekanik ve biyolojik özellikleri artırmanın yanı sıra, metal iyon dopingi de biyolojik ortamlarda hidroksiapatitin bozulma davranışını etkileyebilir. Hidroksiapatit matrisinden metal iyonlarının salınımı, biyolojik aktiviteyi teşvik edebilir ve yeni kemik dokusunun oluşumunu kolaylaştırabilir, bu da başarılı kemik rejenerasyonu için hayati öneme sahiptir (Wang 2023). Çalışmalar, çinko katkılı hidroksiapatitten kontrollü çinko iyonu salınımının osteojenik farklılaşmayı teşvik edebileceğini ve genel iyileşme sürecini artırabileceğini göstermiştir (Radovanović vd. 2012).

Metal iyonlarının katılımı hidroksiapatitin termal stabilitesini ve sinterleme davranışını da etkileyebilir. Katkılı hidroksiapatit malzemeler genellikle yüksek sıcaklıktaki ortamlarda işlenmeleri ve uygulanmaları için avantajlı olan gelişmiş termal stabilite sergiler. Metal iyonlarının varlığı, sinterleme sıcaklığını değiştirebilir ve hidroksiapatitin yoğunlaşmasını artırarak üstün mekanik özelliklere sahip malzemeler elde edilmesini sağlayabilir (Šimková ve Šulcová 2019). Metal iyon katkılı hidroksiapatitin çok işlevli yapısı, onu kemik doku mühendisliğinin ötesinde çeşitli uygulamalar için cazip bir aday haline getirmektedir.

2.2.2.1 Gümüş Katkılı Hidroksiapatit

Gümüş nitrat (AgNO_3), kayda değer biyo-özellikleri nedeniyle başta tıp ve malzeme bilimi olmak üzere çeşitli alanlarda büyük ilgi görmüştür. Antimikrobiyal özellikleri iyi belgelenmiştir, bu da onu enfeksiyonların tedavisinde ve mikrobiyal büyümenin önlenmesinde değerli bir ajan haline getirmektedir. Etki mekanizması öncelikle bakteriyel hücre membranlarıyla etkileşime giren gümüş iyonlarının (Ag^+) salınımını içerir ve hücre solunum ve DNA replikasyonunun bozulması da dahil olmak üzere çeşitli yollarla hücre ölümüne yol açar (Pandian vd. 2010). Bu geniş spektrumlu antimikrobiyal aktivite hem Gram-pozitif hem de Gram-negatif bakterileri kapsar ve gümüş nitratı klinik uygulamalarda çok yönlü bir ajan haline getirir (Kapukaya ve Çiloğlu 2020, Castellano vd. 2007).

Gümüş katkılı hidroksiapatit (Ag-HA) üzerine yapılan çalışmalar, özellikle biyouyumluluğu korurken antimikrobiyal özellikleri artırmadaki umut verici uygulamaları nedeniyle son yıllarda önemli bir ilgi görmüştür. Hidroksiapatit (HA), doğal olarak oluşan bir kalsiyum apatit mineral formudur ve kemiklerin ve dişlerin ana bileşenidir, bu da onu çeşitli biyomedikal uygulamalar için ideal bir aday yapar. Gümüşün HA'ye eklenmesi, sadece antibakteriyel aktivitesini artırmakla kalmaz, aynı zamanda malzemenin yapısal bütünlüğünü ve biyolojik aktivitesini de korur, bu da kemik rejenerasyonu ve diş malzemeleri uygulamaları için hayati öneme sahiptir.

Gümüş katkılı hidroksiapatit sentezi, ko-çökelti, sol-jel teknikleri ve hidrotermal sentez gibi çeşitli yöntemlerle gerçekleştirilebilir. Ciobanu vd. (2013), ko-çökelti yöntemiyle

sentezlenen Ag-HA nanoparçacıklarının hem Gram-pozitif hem de Gram-negatif bakterilere karşı önemli antibakteriyel aktivite sergilediğini göstererek, gümüş iyonlarının mikrobiyal enfeksiyonlarla mücadeledeki etkinliğini vurgulamışlardır. Méndez-Lozano'nun (2023) çalışması, gümüş iyonlarının hidroksiapatit yapısına başarılı bir şekilde dahil edildiğini, kalsiyum ile fosfat arasındaki stoichiometrik oranının önceki bulgularla uyumlu olduğunu ve böylece sentezlenen malzemenin yapısal bütünlüğünü doğruladığını göstermiştir.

Gümüş katkılı hidroksiapatitin antibakteriyel mekanizmaları çok yönlüdür. Gümüş iyonları, bakteriyel hücre duvarlarına yapışabilir, hücrelere nüfuz edebilir ve hayati hücresel işlevleri bozarak hücre ölümüne yol açabilir. Bunu, Mokabber vd. (2020) bulgularıyla desteklenmiştir; gümüş içeren hidroksiapatit yapıların çeşitli bakteri suşlarına karşı bakterisit etkileri önemli ölçüde artırdığını belirtmiştir. Hidroksiapatit matrisinden gümüş iyonlarının salınımı kontrol edilebilir, bu da zamanla sürdürülebilir antimikrobiyal aktivite sağlar; bu, özellikle uzun süreli enfeksiyon kontrolünün gerekli olduğu klinik ortamlarda faydalıdır (Fu vd 2016, Miranda vd. 2010).

Gümüşün hidroksiapatite dahil edilmesi sadece antibakteriyel özelliklerini geliştirmekle kalmaz, aynı zamanda mekanik ve fiziksel özelliklerini de etkiler. Silva-Holguín ve Reyes-López (2021) tarafından yapılan çalışma, gümüş katkılı hidroksiapatit kompozitlerinin, kemik greftleri ve implantlardaki yük taşıma uygulamaları için gerekli olan gelişmiş mekanik özellikler sergilediğini göstermiştir. Iconaru vd. (2014) tarafından yapılan yapısal analiz, gümüşün hidroksiapatite katkılanmasının, malzemenin biyoaktivitesini korumak için kritik olan kristal yapısını değiştirmediğini ortaya koymuştur.

2.2.2.2 Stronsiyum Katkılı Hidroksiapatit

Stronsiyum nitrat ($\text{Sr}(\text{NO}_3)_2$), (Şekil 2.6) benzersiz özellikleri ve uygulamaları nedeniyle çeşitli alanlarda dikkat çeken bir bileşiktir. Özellikle tıp ve malzeme bilimi bağlamında biyoprospektif özellikleri dikkate değerdir. Bu yanıt, stronsiyum nitratın çok yönlü rollerini aydınlatmak için, özellikle biyolojik etkilerine, kemik sağlığındaki uygulamalarına ve biyoremediasyon ve malzeme mühendisliğindeki potansiyeline odaklanarak mevcut literatürü sentezlemektedir.



Şekil 2.6 Stronsiyum Nitrat ($\text{Sr}(\text{NO}_3)_2$) (İnt.Kyn.6).

Stronsiyum nitratın biyolojik sistemlerle etkileşimi, özellikle kemik sağlığı üzerindeki etkileri açısından kapsamlı bir şekilde incelenmiştir. Stronsiyumun bir element olarak vücuttaki kalsiyumu taklit ettiği bilinmektedir ve bu da osteoporoz tedavisinde kullanılmasına yol açmıştır. Stronsiyum içeren bir bileşik olan stronsiyum ranelatın osteoklastik aktiviteyi inhibe ederken osteoblastik aktiviteyi arttırdığı, böylece kemik oluşumunu teşvik ettiği ve rezorpsiyonu azalttığı gösterilmiştir (Manette vd. 2006). Bu ikili etki, özellikle osteoporoz açısından daha yüksek risk altında olan menopoz sonrası kadınlarda kemik yoğunluğunu ve yapısını korumak için çok önemlidir. Klinik çalışmalar stronsiyum ranelatın kemik mineral yoğunluğunu önemli ölçüde artırdığını ve vertebral kırık riskini azalttığını göstermiştir (Panzavolta vd. 2007).

Kemik sağlığındaki rolüne ek olarak, stronsiyum nitrat dermatolojik uygulamalardaki potansiyeli açısından da araştırılmıştır. Çalışmalar, stronsiyum nitratın histamin kaynaklı kaşıntıyı önemli ölçüde azaltabildiğini ve topikal antipruritik bir ajan olarak kullanılabileceğini göstermiştir. Bu etkinin arkasındaki mekanizma, kaşıntı ile karakterize edilen durumların tedavisinde faydalı olabilecek duyuşal sinir tepkilerinin modülasyonunu içerebilir. Bileşiğin kimyasal olarak indüklenen duyuşal tahrişi bastırdığı gösterilmiştir, bu da dermatolojik formülasyonlarda yatıştırıcı bir ajan olarak potansiyelini göstermektedir (Zhai vd. 2000).

Stronsiyum katkılı hidroksiapatit (Sr-HA), kemik rejenerasyonu ve diş sağlığındaki potansiyel uygulamaları nedeniyle biyomateryaller alanında büyük ilgi görmüştür. Stronsiyum iyonlarının hidroksiapatit kafesine dahil edilmesinin, malzemenin çeşitli

özelliklerini geliştirdiği ve biyomedikal uygulamalar için umut verici bir aday haline getirdiği gösterilmiştir. Stronsiyum katkılı hidroksiapatitin bu sentezi, her biri malzemenin yapısal ve işlevsel özelliklerine katkıda bulunan sol-jel işlemleri, mikrodalga sinterleme ve elektrospinning dahil olmak üzere çeşitli metodolojiler aracılığıyla araştırılmıştır.

Sr-HA'nın yapısal bütünlüğü ve özellikleri kapsamlı bir şekilde incelenmiştir. Zhang ve arkadaşları stronsiyum katkısının hidroksiapatit kristallerinde kafes bozulmasına yol açtığını ve bunun da malzemenin mekanik özelliklerini ve biyoaktivitesini etkileyebileceğini göstermiştir (Zhang 2023). Bu kafes bozulması, hidroksiapatit yapısını bozarak potansiyel olarak biyoaktivitesini ve osteokondüktivitesini artırabilen stronsiyum ve kalsiyum arasındaki iyonik yarıçap farkına bağlanmaktadır (Cao ve Sun 2014). Ek olarak, Sr-HA'nın termal stabilitesi değerlendirilmiş ve malzemenin yüksek sıcaklıklarda bile stabil kaldığını göstermiştir, bu da klinik ortamlarda işlenmesi ve uygulanması için çok önemlidir (Özbek vd. 2016).

Stronsiyum dopinginin biyolojik etkileri özellikle dikkate değerdir. Araştırmalar, stronsiyum katkılı hidroksiapatitin osteoblast proliferasyonunu ve farklılaşmasını teşvik edebileceğini göstermiştir; bu, kemik iyileşmesi ve rejenerasyonu için kritik süreçlerdir (Li vd. 2019). Mezenkimal kök hücrelerini içeren çalışmalar, Sr-HA'nın osteojenik farklılaşmayı artırdığını, bu da mineralizasyonun ve kemik oluşumunun iyileşmesine yol açtığını göstermiştir (Raucci vd. 2015). Stronsiyumun eklenmesi osteoklast aktivitesinin azalmasıyla ilişkilendirilmiştir, bu da kemik rezorpsiyonunu inhibe ederek, osteoporoz gibi durumların tedavisinde özellikle faydalıdır (Zhang vd. 2010).

2.2.2.3 Magnezyum Katkılı Hidroksiapatit

Magnezyum (Mg), (Şekil 2.7) insan fizyolojisi ve biyokimyasında çok yönlü bir rol oynayan temel bir mineraldir. Enerji üretimi, protein sentezi ve normal hücre fonksiyonların sürdürülmesi de dahil olmak üzere çeşitli metabolik süreçler için kritik bir kofaktör haline getiren 300'den fazla enzimatik reaksiyonda yer alır (Bekhit vd. 2023). Magnezyumun önemi, kan basıncının düzenlenmesi, glikoz metabolizması ve hücre

bütünlük ve işlev için hayati önem taşıyan nükleik asitlerin sentezine kadar uzanır (Uwitonze ve Razzaque 2018).



Şekil 2.7 Magnezyum minerali (İnt.Kyn.7).

Magnezyumun temel biyolojik özelliklerinden biri de antioksidan savunmadaki rolüdür. Magnezyumun, oksidatif stresi azaltmak için çok önemli olan glutatyon peroksidaz (GSH-Px) ve süperoksit dismutaz (SOD) gibi antioksidan enzimlerin aktivitesini arttırdığı gösterilmiştir (Zhang vd. 2018). Bu antioksidan kapasite, magnezyum takviyesinin oksidatif stres belirteçlerinin azalması ve diyabetik nefropati gibi durumlarda sonuçların iyileşmesiyle bağlantılı olduğu klinik bağlamlarda özellikle önemlidir. Magnezyumun anti-enflamatuar özellikleri, kardiyovasküler hastalıklar ve metabolik bozukluklar da dahil olmak üzere çeşitli kronik hastalıklara karşı koruyucu etkilerine katkıda bulunur (Mamilla 2023).

Biyokimyasal rollerine ek olarak, magnezyumun fiziksel özellikleri onu biyomedikal uygulamalarda değerli bir malzeme haline getirmektedir. Magnezyum alaşımları, biyolojik olarak parçalanabilirlikleri ve biyouyumlulukları nedeniyle araştırılmakta, bu da onları doku mühendisliği için tıbbi implantlarda ve iskelelerde kullanıma uygun hale getirmektedir. Magnezyumun mekanik özellikleri, biyolojik aktivitesiyle birleştiğinde, iyileşme süreçlerini geliştirme ve doku rejenerasyonunu destekleme potansiyeline işaret etmektedir (Garimella vd. 2022).

Magnezyum katkılı hidroksiapatit (Mg-HA) üzerine yapılan çalışmalar, özellikle kemik rejenerasyonu ve antimikrobiyal kaplamalar gibi biyomedikal alanlardaki umut verici

uygulamaları nedeniyle önemli bir ilgi görmüştür. Hidroksiapatit (HA), doğal olarak bulunan bir kalsiyum apatit mineral formu, kemik doku mühendisliğinde temel bir bileşen olarak hizmet eder. Magnezyum iyonlarının hidroksiapatit yapısına dahil edilmesinin, biyolojik özelliklerini artırdığı gösterilmiş olup, bu durum son araştırma çabalarının odak noktası haline gelmiştir.

Hidroksiapatiti magnezyum ile doping yapmanın temel motivasyonlarından biri, kemik metabolizması üzerindeki faydalı etkileridir. Magnezyum, osteoblast aktivitesinin ve kemik mineralizasyonunun düzenlenmesinde önemli bir rol oynar. Çalışmalar, magnezyum iyonlarının yeni kemik mineral çekirdeklerinin oluşumunu teşvik edebileceğini, dolayısıyla osteogenezi desteklediğini göstermiştir (Predoi 2023). Magnezyum katkılı hidroksiapatit, kemik implantlarında yük taşıma uygulamaları için hayati öneme sahip olan mekanik özelliklerin iyileştirilmesi ile ilişkilendirilmiştir. Magnezyumun varlığı, hidroksiapatitin yüksek sıcaklıklarda stabilitesini artırarak, sinterleme süreçlerinde daha iyi yoğunlaşma ve mekanik dayanıklılık sağlamaktadır (Suciu vd. 2013).

Magnezyum katkılı hidroksiapatit sentez yöntemleri gelişmiştir ve istenen özelliklere ulaşmak için çeşitli teknikler kullanılmaktadır. Ko-çökelti yöntemi, kontrollü stokiometrik ve morfolojik özelliklere sahip Mg-HA üretmek için yaygın olarak kullanılmıştır (Predoi vd. 2019). Bu yöntem, magnezyum iyonlarının hidroksiapatit kafesine hassas bir şekilde dahil edilmesini sağlar ve bu da artırılmış biyolojik aktiviteye sahip malzemelerle sonuçlanır. Enerji verimliliği ve ölçeklenebilirlik açısından avantajlar sunan mekanokimyasal sentez yaklaşımı da incelenmiştir. Bu malzemelerin karakterizasyonu genellikle X-ışını kırınımı (XRD) ve Fourier dönüşümlü kızılötesi spektroskopisi (FTIR) gibi teknikleri içerir, bu teknikler magnezyumun başarılı bir şekilde entegrasyonunu ve hidroksiapatit fazının korunmasını doğrular (Adzila vd. 2013).

Magnezyum katkılı hidroksiapatit üzerine devam eden araştırmalar, özellikleri ve uygulamaları hakkında yeni bilgiler ortaya çıkarmaya devam ediyor. Magnezyum katkılı hidroksiapatitin yapısal bütünlüğü ve antimikrobiyal etkinliği üzerindeki gama ışınlamasının etkisi incelenmiş, bu da sterilize edilebilir biyomedikal cihazlarda

kullanımına dair değerli bilgiler sağlamıştır (Predoi vd. 2022). Çeşitli doping konsantrasyonlarının incelenmesi, optimal magnezyum seviyelerinin malzemenin özelliklerini yapısal bütünlüğünü tehlikeye atmadan önemli ölçüde artırabileceğini göstermiştir (Biță vd. 2022).

2.2.2.4 Çinko Katkılı Hidroksiapatit

Çinko katkılı hidroksiapatit (Zn-HA), biyomedikal alanlarda, özellikle kemik dokusu mühendisliğinde ve antimikrobiyal bir ajan olarak umut verici uygulamaları nedeniyle son yıllarda büyük ilgi görmüştür. Kalsiyum apatitin doğal olarak oluşan bir mineral formu olan hidroksiapatit (HA), kemik ve dişlerin birincil bileşenidir ve bu da onu çeşitli tıbbi uygulamalar için ideal bir aday haline getirmektedir. Çinko iyonlarının hidroksiapatit yapısına dahil edilmesinin, antibakteriyel aktivite, osteokondüktivite ve biyoyumluluk dahil olmak üzere biyolojik özelliklerini geliştirdiği gösterilmiştir.

Çinko katkılı hidroksiapatitin yapısal ve dokusal özellikleri kapsamlı bir şekilde incelenmiştir. Predoi ve arkadaşları, düşük konsantrasyonlarda çinko dopinginin hidroksiapatitin yapısal özelliklerini önemli ölçüde etkilediğini, X-ışını kırınımı (XRD) ve Fourier dönüşümlü kızılötesi (FT-IR) spektroskopi analizleri ile göstermişlerdir (Predoi vd. 2017). Çinko iyonlarının HA kafesine eklenmesi, kristalinliği ve parçacık boyutunu değiştirir, bu da malzemenin mekanik özelliklerini ve biyolojik performansını etkileyebilir (Ofudje vd. 2019). Çinkonun eklenmesinin hidroksiapatit nanoparçacıklarının zeta potansiyelini değiştirdiği ve bu durumun biyolojik moleküllerle etkileşimlerini artırabileceği bulunmuştur (Sharma vd. 2022).

Biyolojik aktivite açısından, çinko katkılı hidroksiapatit kayda değer antimikrobiyal özellikler sergilemektedir. Çalışmalar, Zn-HA nanopartiküllerinin *Staphylococcus aureus* ve *Escherichia coli* dahil olmak üzere çeşitli patojenik bakterilerin büyümesini engelleyebileceğini göstermiştir (Predoi vd. 2019). Antimikrobiyal mekanizmanın, bakteriyel hücre zarlarını bozabilen ve metabolik süreçlere müdahale edebilen çinko iyonlarının salınımı ile ilişkili olduğuna inanılmaktadır (Fedorishin vd. 2020). Zn-HA'nın antibakteriyel etkinliği, antimikrobiyal etkisini daha da artırabilen reaktif oksijen türleri

retme kabiliyetiyle baēlantılıdır (Groza vd. 2016). Bu zellik, çinko katkılı hidroksiapatiti, enfeksiyonun önlenmesinin kritik olduēu tıbbi implantlar ve diēçilik malzemelerine yönelik kaplamalardaki uygulamalar için deēerli bir aday haline getirmektedir.

Kemik doku mhendisliēindeki uygulamalarına ek olarak, çinko katkılı hidroksiapatit, bir ilaç taşıma sistemi olarak potansiyeli için araētırılmıştır. Venkatasubbu ve arkadaşları (2011), Zn-HA'in kontrollü ilaç salınımı için taşıyıcı malzeme olarak hizmet etme yeteneēini, özellikle ciprofloxacın gibi antibiyotikler için vurguladılar. Tedavi edici maddeleri kontrollü bir Şekilde kapsülleme ve serbest bırakma yeteneēi, tedavilerin etkinliēini artırırken yan etkileri en aza indirebilir. Zn-HA'in hem bir iskele hem de bir ilaç taşıma sistemi olarak bu çift iēlevselliēi, biyomedikal uygulamalardaki çok ynllēn vurgular.

Hidroksiapatite inkonun eklenmesi diē uygulamaları için önemli sonuçlar doēurmaktadır. Son alıēmalar, çinko katkılı hidroksiapatitin mine ve dentin remineralizasyonunu artırabileceēini gstermiētir, bu da onu aēız bakım ürünlerinde umut verici bir bileēen haline getirmektedir (Butera vd. 2023). Zn-HA'nın mineralizasyonu teēvik etme yeteneēi, diē çürüklerini önlemede ve dentin hipersensitivitesini tedavi etmede özellikle faydalı olabilir.

Çinko katkılı hidroksiapatitin çevresel stabilitesi ve bozulma davranıēı da incelenmiētir; bulgular, çinkonun varlıēının biyolojik ortamlarda malzemenin bozulma hızını etkileyebileceēini önermektedir (Ribeiro vd. 2016). Bozunma kinetiēini anlamak, özellikle mekanik btnlēn kritik olduēu yük taşıyan uygulamalarda, Zn-HA'ın in vivo uzun vadeli performansını tahmin etmek için esastır.

2.3 Kitosan

Kitin 'den türetilen bir biyopolimer olan kitosan (Şekil 2.8), benzersiz özellikleri ve geniē uygulama yelpazesi nedeniyle eēitli bilimsel alanlarda önemli bir ilgi grmētir. Kitin esas olarak kabukluların, böceklerin ve mantarların diē iskeletlerinden elde edilir ve

kitosan, genellikle alkalın çözeltiler kullanılarak kitinin deasetilasyonu yoluyla üretilir.



Şekil 2.8 Kitosan (İnt.Kyn.8).

Bu süreç, kitinin kimyasal yapısını değiştirerek asidik koşullarda çözünebilen ve biyobozunabilirlik, biyoyumluluk ve antimikrobiyal aktivite gibi geliştirilmiş işlevsel özelliklere sahip bir polimer oluşturur. Asetilasyon derecesi (DDA), çözünürlük, moleküler ağırlık ve biyolojik aktiviteyi etkilediği için kitosanın özelliklerini etkileyen kritik bir faktördür (Gopal vd. 2019).

Kitosanın antimikrobiyal özellikleri, onu gıda koruma, ilaçlar ve biyomedikal uygulamalarda kullanılmak üzere değerli bir aday yapan en belirgin özelliklerinden biridir. Kitosanın pozitif yükü, mikropların negatif yüklü hücre zarlarıyla etkileşime girmesine olanak tanır, bu da hücrelerin bozulmasına ve ölmesine yol açar (Mane vd. 2022). Çalışmalar, kitinazın geniş bir bakteri ve mantar yelpazesinin büyümesini etkili bir şekilde engelleyebileceğini göstererek onu çekici bir doğal koruyucu haline getirmiştir (Marianti 2023). Kitosan çözeltilerinin mikropların büyümesini inhibe ederek balık ve et gibi çeşitli gıda maddelerini koruduğu gösterilmiştir. Film ve kaplamalar oluşturma yeteneği, gıda ambalajında kullanımını artırarak mikropların bulaşmasına karşı bir bariyer sağlar (Marianti 2023).

Biyomedikal alanda, kitosan, ilaç taşıma sistemleri, yara iyileşmesi ve doku mühendisliği konularındaki potansiyeli için araştırılmıştır. Biyoyumluluğu ve biyobozunurluğu, biyolojik dokularla doğrudan temas gerektiren uygulamalar için uygun hale getirir (Mane vd. 2022). Özellikle kitin nanoparçacıkları, ilaçları kapsülleme ve kontrollü bir şekilde iletme yetenekleri için incelenmiştir, bu da terapötik etkinliği artırırken yan etkileri en

aza indirir (Luthfiyana vd. 2022). Kitosanın antioksidan özellikleri çeşitli çalışmalarda vurgulanmış olup, biyolojik sistemlerde oksidatif strese karşı koruma potansiyelini göstermektedir (Wu vd. 2005).

2.3.1 Kitosanın Biyolojik ve Antibakteriyel Özellikleri

Kitosanın bakterilere karşı etki mekanizması çok yönlüdür. Birincil mekanizma, pozitif yüklü kitosan molekülleri ile bakteriyel hücre zarlarının negatif yüklü bileşenleri arasındaki etkileşimi içerir. Bu etkileşim hücre zarının bütünlüğünü bozarak geçirgenliğin artmasına ve nihayetinde hücre içi içeriğin sızmasına yol açarak hücre ölümüyle sonuçlanabilir (Tsai vd. 2002, Kim ve Kim 2007). Ek olarak, kitosan bakteri yüzeylerine adsorbe olabilir, onları floküle edebilir ve hareketsiz hale getirebilir, bu da metabolik aktivitelerini daha da engeller (Teli ve Sheikh 2012).

Araştırmalar, kitosanın antibakteriyel etkinliğinin farklı bakteri türleri arasında aynı olmadığını göstermiştir. Çalışmalar kitosanın Gram-pozitif bakterilere karşı Gram-negatif bakterilere kıyasla, muhtemelen hücre duvarlarındaki yapısal farklılıklar nedeniyle daha güçlü inhibitör etkiler sergilediğini göstermiştir (Kim ve Kim 2007, Shahraki vd. 2018). Kitosanın deasetilasyon derecesi (DD) de kritik bir rol oynar; daha yüksek DD, artan pozitif yük yoğunluğu ile ilişkilidir ve antimikrobiyal aktivitesini artırır (Tsai vd. 2002, Ardean vd. 2021).

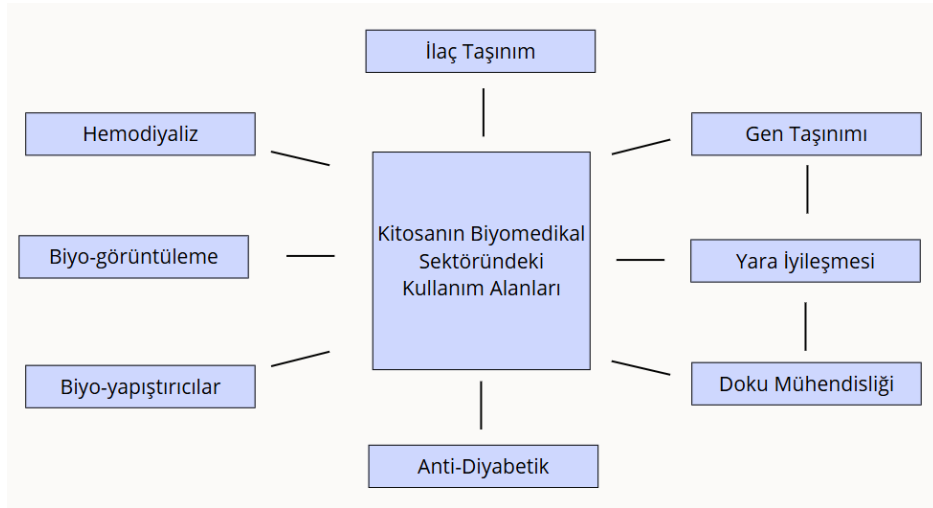
Kitosanın moleküler ağırlığı antibakteriyel özelliklerini önemli ölçüde etkiler. Yüksek moleküler ağırlıklı kitosanın düşük moleküler ağırlıklı varyantlara kıyasla daha geniş bir bakteri spektrumuna karşı daha etkili olduğu bulunmuştur (Vilcáez ve Watanabe 2009). Bu durum, bakteri hücreleriyle daha etkili bir şekilde etkileşime girebilen polimer zincirleri üzerindeki aktif bölgelerin daha fazla bulunmasına bağlanmaktadır. Tersine, düşük moleküler ağırlıklı kitosan bakteri hücrelerine daha kolay nüfuz ederek potansiyel olarak farklı antibakteriyel mekanizmalara yol açabilir (Vilcáez ve Watanabe 2009).

Kitosanın antibakteriyel özellikleri, çeşitli modifikasyonlar ve formülasyonlar yoluyla da geliştirilmektedir. Çinko veya gümüş gibi metal iyonlarının kitosana dahil edilmesinin

antimikrobiyal aktivitesini önemli ölçüde artırdığı gösterilmiştir (Ardean vd. 2021, Fatoni 2023). Bu metal-kitosan kompozitleri, her iki bileşenin antibakteriyel özelliklerinin güçlendirildiği sinerjik etkiler sergilemektedir. Ayrıca, kitosan nanopartiküllerinin geliştirilmesi, artan yüzey alanları ve reaktiviteleri nedeniyle antibakteriyel etkinliğini artırmak için umut verici bir yaklaşım olarak ortaya çıkmıştır (Rad vd. 2022, Fatoni 2023).

2.3.2 Kitosanın Biyomedikal Sektöründeki Kullanım Alanları

Kitosanın biyomedikal sektöründeki kullanım alanları (Şekil 2.9) verilmiştir. Kitosanın biyomedikal alandaki birincil uygulamalarından biri, yara iyileştirme malzemelerinde kullanımıdır. Kitosan bazlı yara örtülerinin, antibakteriyel özellikleri ve hemostazı kolaylaştırma yetenekleri sayesinde daha hızlı iyileşmeyi teşvik ettiği gösterilmiştir. Çalışmalar, kitosanın fibroblast proliferasyonunu artırabileceğini, bu durumun iyileşme sürecinde doku rejenerasyonu için kritik olduğunu göstermektedir (Harkins vd. 2014, Mo vd. 2015). Kitosanın hidrofilik doğası, yara iyileşmesine elverişli nemli bir ortamın korunmasına yardımcı olur, böylece enfeksiyon riskini azaltır ve daha hızlı iyileşmeyi teşvik eder (Pandini vd. 2022).



Şekil 2.9 Kitosanın Biyomedikal Sektöründeki kullanım alanları (İnt.Kyn.9).

Yara iyileşmesine ek olarak, kitosan doku mühendisliğindeki rolü için kapsamlı bir şekilde araştırılmıştır. Gözenekli yapısı ve biyoyumluluğu onu doku rejenerasyonunda

bir iskele olarak kullanıma uygun hale getirmektedir. Kitosan iskeleler hücre bağlanmasını ve büyümesini destekleyebilir, bu da onları kemik ve kırıldak onarımındaki uygulamalar için ideal hale getirir (Pandini vd. 2022). Örneğin, kitosan membranlar burun kemiği rekonstrüksiyonunda kullanılmış ve in vivo doku rejenerasyonunu desteklemedeki etkinliklerini göstermiştir (Pandini vd. 2022). Büyüme faktörlerinin kitosan bazlı iskelelere dahil edilmesinin osteokondüktif özelliklerini geliştirdiği ve kemik dokusu mühendisliğindeki faydalarını daha da artırdığı gösterilmiştir (Mohebbi vd. 2019).

Kitosanın antimikrobiyal özellikleri özellikle dikkate değerdir, çünkü bu özellikler çeşitli biyomedikal uygulamalardaki etkinliğine katkıda bulunur. Asidik ortamlarda kitosanın pozitif yükü, negatif yüklü bakteriyel zarlarla etkileşime girmesine olanak tanır ve bu da bakteriyel hücrelerin bozulmasına ve ölmesine yol açar (Valachová ve Šoltés 2021). Bu özellik, enfeksiyon kontrolünün çok önemli olduğu yara iyileştirme uygulamalarında özellikle faydalıdır. Çalışmalar, kitosan bazlı malzemelerin *Staphylococcus aureus* ve *Escherichia coli* gibi yaygın patojenlere karşı önemli antibakteriyel aktivite gösterdiğini ve böylece yaralarda enfeksiyon riskini azalttığını göstermiştir (Harkins vd. 2014, Bagheri vd. 2021).

Kitosanın antioksidan özellikleri, çeşitli dokularda oksidatif stresle ilgili yaralanmaları önleme potansiyeli açısından incelenmiştir. Bu yetenek, oksidatif hasarın hastalığın ilerlemesinde önemli bir rol oynadığı kronik hastalıklar bağlamında özellikle önemlidir (Bagheri vd. 2021). Kitosanın terapötik formülasyonlara dahil edilmesi, ilaçların verilmesinin yanı sıra oksidatif strese karşı koruyucu etkiler sunarak çift fayda sağlayabilir.

Kitosanın çok yönlülüğü, biyosensörler ve tanı araçları geliştirilmesinde kullanılmasına kadar uzanır. Biyoyumluluğu ve biyomoleküllerle kararlı kompleksler oluşturma yeteneği, biyolojik örneklerde belirli biyomarkerleri tespit edebilen biyosensörlerin üretimi için onu ideal bir aday yapar (JF 2015). Kitosan bazlı biyosensörlerin geliştirilmesi, hastalık teşhisi ve izlenmesi dahil olmak üzere çeşitli uygulamalarda umut vaat etmiş ve böylece kişiselleştirilmiş tıpta ilerlemelere katkıda bulunmuştur.

3. MATERYAL ve METOT

3.1 Kullanılan Malzemeler

Çalışmalarda Silastosil P 7615 A+B silikon reçine kullanılmıştır (Resim 3.1). Reçine şeffaf renktedir. Bu tip reçinenin genel kullanım alanı protez, yapay uzuv, ortez ve sağlık ürünleri imalatı içindir. Reçine iki bileşenlidir. Karışım oranı 1:1'dir. Oda ısısında adisyon tipi kürlenerek donmaktadır. Sertlik derecesi 15 Shore A'dır. Çalışmalarda Nanografi'den temin edilen %96 saflıkta ve 200 nm tane boyutunda Nano hidroksit apatit toz kullanılmıştır (Resim 3.2). Çalışmalarda ACROS ORGANICS'ten temin edilen kitosan kullanılmıştır (Resim 3.3).



Resim 3.1 Silikon Kauçuk.

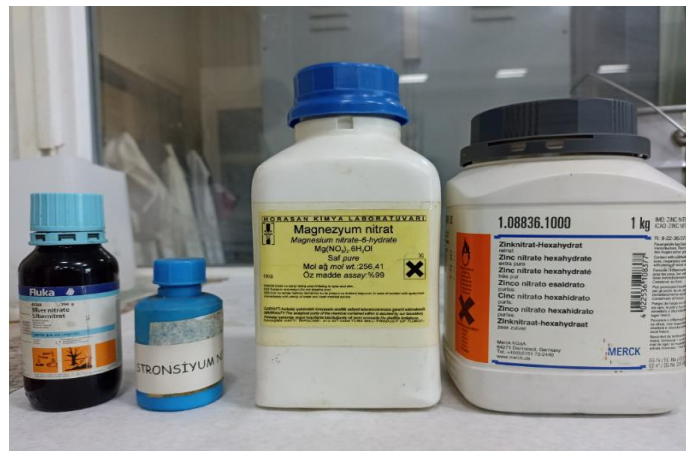


Resim 3.2 Hidroksiapatit.



Resim 3.3 Kitosan.

Çinkonitrat-Hekzahidrat $\text{Zn}(\text{NO}_3)_2 \cdot 6\text{H}_2\text{O}$ çinko nitrat heksahidrat, çinko nitratın sulu formudur ve altı su molekülü içerir. Beyaz kristal yapıda olup, higroskopik (nem çekici) bir bileşiktir. Magnezyum Nitrat $\text{Mg}(\text{NO}_3)_2$ Magnezyum nitrat, magnezyum ve nitrat iyonlarından oluşan, suda kolayca çözünebilen bir bileşiktir. Genellikle heksahidrat formunda bulunur ($\text{Mg}(\text{NO}_3)_2 \cdot 6\text{H}_2\text{O}$). Stronsiyum Nitrat $\text{Sr}(\text{NO}_3)_2$ Stronsiyum nitrat, stronsiyum ve nitrat iyonlarından oluşan, beyaz kristal yapıda, suda çözünebilen bir bileşiktir. Güçlü bir oksitleyici olduğundan yanıcı maddelerle temas ettiğinde yangın veya patlama riski oluşturabilir. Gümüş Nitrat AgNO_3 Gümüş nitrat, gümüş ve nitrat iyonlarından oluşan, suda çözünebilen, renksiz veya beyaz kristal yapıda bir bileşiktir. Işığa duyarlıdır, bu nedenle karanlık veya kehribar renkli kaplarda saklanır. Antiseptik özelliklere sahip olduğu için tıbbi alanda dezenfektan olarak kullanılır.



Resim 3.4 Metal iyonlar.

3.2 Reçetelerin Oluşturulması

Katkı olarak kullanılacak hidroksiapatit ve metal iyon katkılı hidroksiapatitler 900° C’de Refsan marka RDH27 model kül fırında 1 saat boyunca sinterlenmiştir (Şekil 3.1).



Şekil 3.1 Hidroksiapatit ve metal iyon katkılı Hidroksiapatitin sinterlenmesi.

Deneysel çalışmalar için ilk olarak aşağıdaki reçeteler oluşturulmuştur fakat bu bileşimlere istenen sonuçlar elde edilemediği için reçetelerdeki katkı miktarları artırılarak yeniden reçete oluşturulmuştur.

Çizelge 3.1 İlk olarak hazırlanan reçeteler (% ağırlıkça).

Numune Kodu	Silikon	Katkısız Hidroksiapatit (HAp)	Kitosan	Zn katkılı HAp	Mg katkılı HAp	Sr katkılı HAp	Ag katkılı HAp
Katkısız	100	-	-	-	-	-	-
K1	99	1	-	-	-	-	-
K2	98,5	1	0,5	-	-	-	-
K3	98,5	-	0,5	1	-	-	-
K4	98,5	-	0,5	-	1	-	-
K5	98,5	-	0,5	-	-	1	-
K6	98,5	-	0,5	-	-	-	1

Çizelge 3.1’de Polimer Kompozit malzemelerin oluşturulması için optimize edilen reçeteler verilmiştir. Numuneler katkısız (referans), K1, K2, K3, K4, K5 ve K6 olarak kodlanmıştır. K3, K4, K5 ve K6 kodlu numunelerin her birinde etkilerinin gözlenmesi

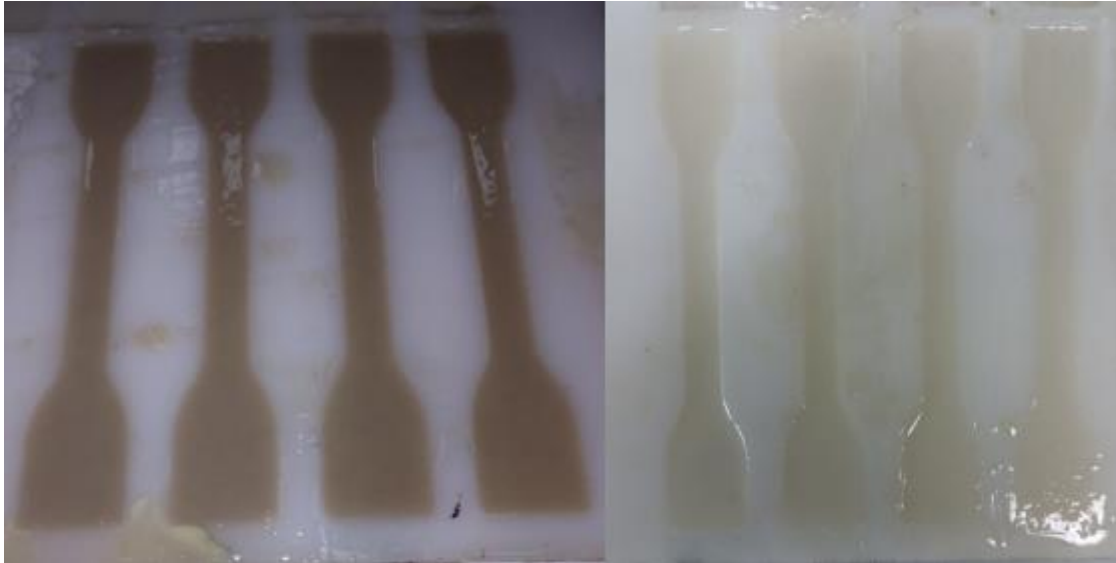
için farklı metal iyonu katkı olarak kullanılmıştır. Katkısız numune sadece silikon reçineden oluşmaktadır. K1 numunesinde katkı olarak sadece Hidroksiapatit, K2 numunesinde ise Hidroksiapatit ve Kitosan kullanılmıştır.

Çizelge 3.2 Optimize edilmiş reçeteler (% ağırlıkça).

Numune Kodu	Silikon	Katkısız Hidroksiapatit (HAp)	Kitosan	Zn katkılı HAp	Mg katkılı HAp	Sr katkılı HAp	Ag katkılı HAp
Katkısız	100	-	-	-	-	-	-
K1	90	10	-	-	-	-	-
K2	85	10	5	-	-	-	-
K3	85	-	5	10	-	-	-
K4	85	-	5	-	10	-	-
K5	85	-	5	-	-	10	-
K6	85	-	5	-	-	-	10

3.3 Polimer Kompozitlerin Oluşturulması

Reçetede belirlenen oranlara göre miktarlar alınarak karışımlar oluşturulmuştur. Karıştırma işlemi IKA marka RW20 model dijital homojenizatörde 15 dakika boyunca yapılmıştır. Hazırlanan karışımlar, TS EN ISO 6259-1/3 standartlarına uygun kalıplara dökülmüştür (Şekil 3.2). Karışımlar kalıba döküldükten sonra oda sıcaklığında (25° C) kürlenmeye bırakılarak 24 saat bekletilmiştir.



Şekil 3.2 Hazırlanan karışımların kalıplara dökülmesi.

3.4 Karakterizasyon

Hazırlanan polimer kompozit numunelerin mikro yapıları, fiziksel özellikleri ve antibakteriyel özellikleri aşağıdaki başlıklarda belirtilen testler yapılarak incelenmiştir.

3.4.1 Mikro Yapı Analizleri

3.4.1.1 X-Işını Difraksiyonu (XRD) Analizi

İlgili çalışmada kullanılan toz katkılarda beklenen fazın oluşup oluşmadığını anlamak için X-Işını Difraksiyonu (XRD) analizi yapılmıştır. Bu analizde, bakır X-ışını tüpü kullanılmış olup analiz 40 kV voltaj ve 30 mA akım değerlerinde, 20-90° aralığında yapılmıştır. Analiz, Afyon Kocatepe Üniversitesi Teknoloji Uygulama ve Araştırma Merkezinde bulunan Shimadzu XRD6000 markalı cihaz (Resim 3.3) ile yapılmıştır.



Resim 3.5 Shimadzu XRD-6000 marka XRD Analiz Cihazı.

3.4.1.2 Taramalı Elektron Mikroskobu (SEM)

SEM-EDX analizi yapılabilmesi için tarama yapılacak yüzeyin iletken olması yani elektron akışının sağlanabilmesi gerekmektedir. Katkı olarak kullanılacak tozlar SEM-EDX analizini olumsuz etkilememesi için analiz öncesinde yüzeyleri Baltec Sputtering marka cihazda karbon ile kaplanmıştır. Numunelerin SEM-EDX analizleri Afyon Kocatepe Üniversitesi Teknoloji Uygulama ve Araştırma Merkezi'nde (TUAM) yapılmıştır (Resim 3.6).



Resim 3.6 LEO Marka 1430vp Model SEM Analiz Cihazı.

3.4.1.3 FT-IR Analizi

Fourier Transform Infrared (FT-IR) spektroskopisi, bir maddede bulunan kimyasal bağların titreşimlerini analiz etmek için kullanılan bir tekniktir. Bu yöntem, örneğin bir maddeye infrared ışık (kızılötesi ışık) gönderilerek, madde tarafından emilen ışığın dalga boylarını ölçer. Her kimyasal bağ, belirli bir dalga boyunda titreşim yapar ve bu titreşimler FT-IR spektrumunda belirli bir pikle gösterilir. Bu sayede, maddelerin kimyasal yapıları ve fonksiyonel grupları hakkında bilgi edinilir. FT-IR genellikle kimyasal analiz, malzeme bilimi ve kalite kontrol gibi alanlarda kullanılır. Analiz Perkin Elmer FT-IR cihazıyla yapılmıştır (Resim 3.7).



Resim 3.7 FT-IR analiz cihazı.

3.4.2 Mekanik Testler

3.4.2.1 Çekme Testi

Çekme deneyi, malzemelerin mekanik davranışları ve özelliklerinin tespitinde kullanılan mekanik test yöntemidir. Çekme testi, Özer Band firmasında bulunan Zwick/Roell Z05 marka 10 kN'luk çekme cihazı kullanılarak, oda sıcaklığında ASTM D412 standardına uygun şekilde yapılmıştır. Resim 3.8'de çekme test cihazının görüntüsü verilmiştir. Test sırasında 0,1 MPa ön yükleme, 50 mm/dk çekme modülü, 100 mm/dk test hızı parametreleri uygulanmıştır.



Resim 3.8 Zwick/Roell Z05 marka Çekme Test Cihazı.

3.4.2.2 Shore A Sertlik Testi

Üretilen polimer kompozit numunelerin sertlik ölçümleri Shore A durometresi (Resim 3.9) kullanılarak gerçekleştirilmiştir. Test sırasında, numuneler düz ve sert bir yüzeye yerleştirilmiş, durometre dik konumda ve batıcı ucu numune kenarlarından en az 12 mm uzaklıkta olacak şekilde konumlandırılmıştır. Baskı ayağı, yüzeye paralel biçimde darbesiz ve hızlıca uygulanmış, tam temas sağlandıktan sonra 15 ± 1 saniye beklenerek sertlik değeri okunmuştur. Her bir numune üzerinde farklı noktalarda beş ayrı ölçüm alınmış ve sonuçların aritmetik ortalaması hesaplanmıştır.



Resim 3.9 Shore A durometresi.

3.4.3 Fiziksel Özellik Testleri

3.4.3.1 Yoğunluk Analizi

Yoğunluk, malzemenin belirli bir sıcaklıkta birim hacminin kütlesidir. Bu test DIN 53 479 veya TS 2827 standartına göre yapılmıştır. Bu test için yüzeyleri düzgün, çatlak ve toz bulunmayan numuneler alınarak önce havada daha sonra su içerisinde tartım alınır. Tartımlar AND marka Arşimet Terazisinde yapılmıştır.



Resim 3.10 Arşimet terazisi.

Numune gözeneklerine su emdirme işleminden sonra, her numunenin kuru kütlesi (W_1), suda asılı haldeyken (W_2) ve suya doymuş haldeki kütlesi (W_3) hassas terazide tartılarak ölçülür (Denklem 3.1).

$$\text{Bulk Yoğunluk} = \frac{w_1}{w_3 - w_2} \times \rho_{su} \quad (3.1)$$

W_1 : Numunenin kuru kütlesi

W_2 : Asılı haldeyken kütlesi

W_3 : Doymuş haldeki kütlesi

3.4.3.2 Su Emme Tayini

Numunelerin % su emme oranı, test numunelerinin sabit kütleye (K) kadar kurutulmasını, 5 saat boyunca damıtılmış suda kaynatılmasını ve ortam sıcaklığında 24 saat daha bekletilmesini içeren Arşimet prensibine (ASTM C373-88) göre geleneksel sıvı yer değiştirme yöntemi kullanılarak ölçülmüştür (Resim 3.11).



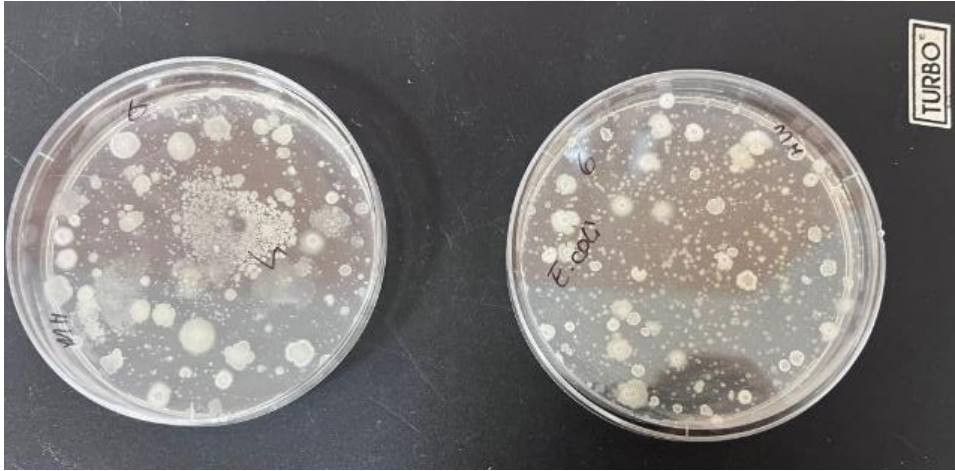
Resim 3.11 Su emme test düzeneği.

Su emdirme işleminden sonra, her bir numunenin suya doymuş kütlesi (Y) belirlenmiştir. Denklem (3.2)'e göre numunelerin % su emme miktarları hesaplanmıştır. Test beş temsili numune üzerinde gerçekleştirilmiştir.

$$\%Su\ Emme = \frac{(Y-K)}{K} \times 100 \quad (3.2)$$

3.4.4 Antibakteriyel Analiz

Numunelerin antibakteriyel aktivitelerinin araştırılmasında agar disk difüzyon yöntemi kullanılmıştır. Agar disk difüzyon yöntemi (Resim 3.12), antimikrobiyal ajanların mikroorganizmalar üzerinde duyarlılığını görmek için hızlı ve basit bir yöntemdir. Bakterilerin disk etrafında oluşturdukları inhibisyon zonu ölçülerek (mm) veriler değerlendirilmektedir. Bakteri olarak, *Escherichia coli* (gram negatif) ve *Staphylococcus aureus* (gram pozitif) bakteri kullanılmıştır.



Resim 3.12 Antibakteriyel Analiz.

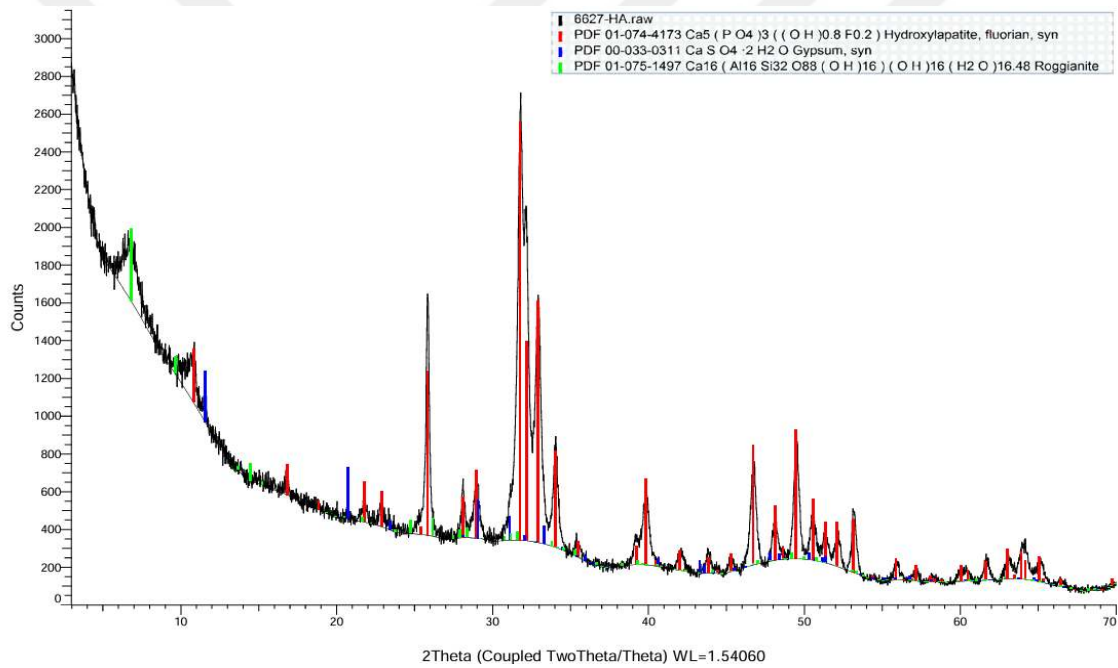
4. BULGULAR

4.1 Mikro Yapı Analiz Sonuçları

Mikro yapı analiz görüntüleri sırasıyla 4.1.1 ve 4.13 başlıklarında verilmiştir.

4.1.1 X-Işını Difraksiyonu (XRD) Analizi

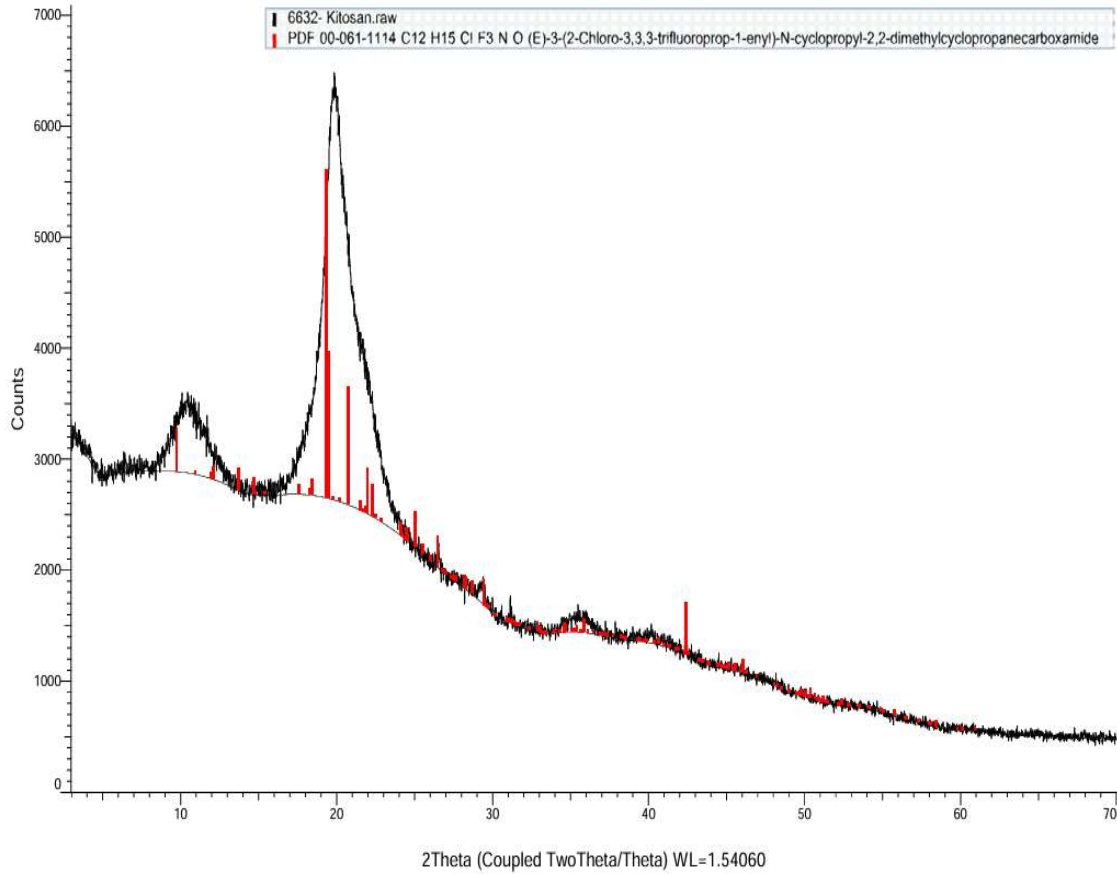
Şekil 4.1’de 900° C’de sinterlenmiş Hidroksiapatit tozuna yapılan XRD analiz sonucu verilmiştir.



Şekil 4.1 Hidroksiapatit (K1) XRD analiz görüntüsü.

Grafikte, 20 değerleri yaklaşık 31.7°, 32.2° ve 32.9° civarında yoğun pikler görülüyor. Bu pikler, hidroksiapatitin karakteristik fazına ($\text{Ca}_{10}(\text{PO}_4)_6(\text{OH})_2$) karşılık gelmektedir. Bu da sinterleme işleminden sonra hidroksiapatitin yapısını koruduğunu ve başarılı bir kristalleşme sağlandığını gösteriyor. Piklerin keskin ve yüksek yoğunlukta olması, malzemenin iyi bir kristalin yapıya sahip olduğunu işaret eder. Bu, 900°C’de sinterleme işleminin kristalinliği artırdığını göstermektedir (Sultana vd. 2021).

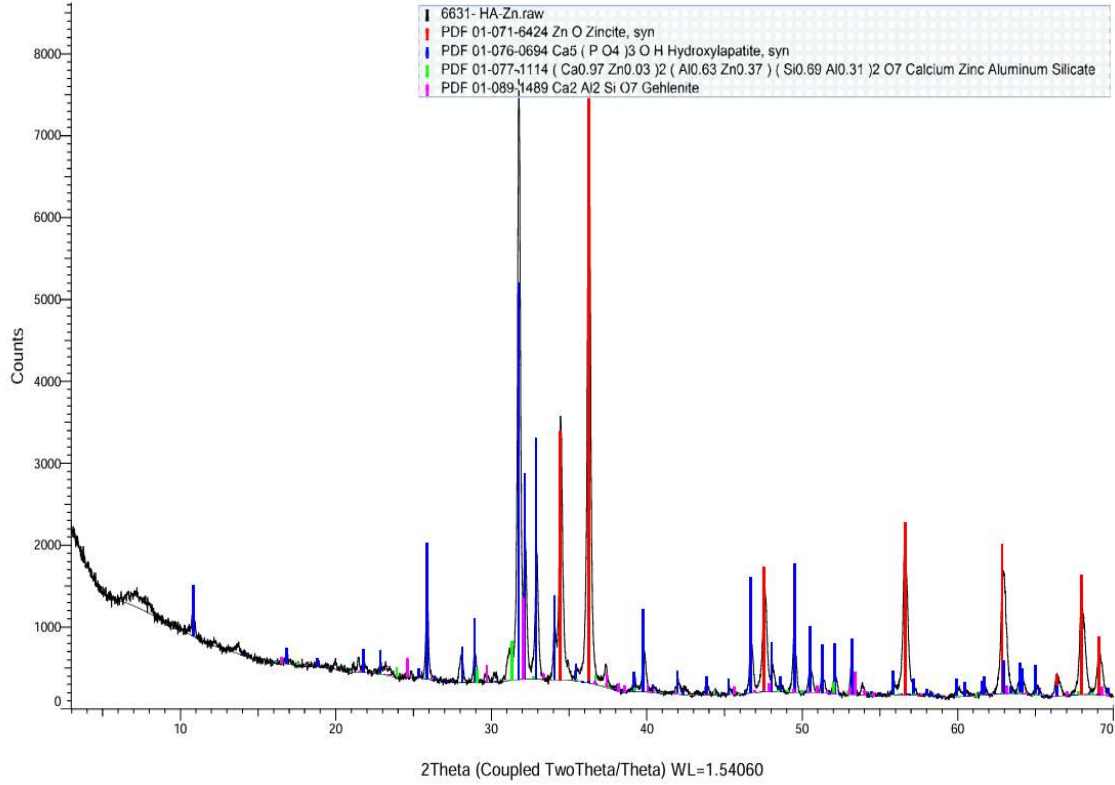
Şekil 4.2’de Kitosan katkılı Hidroksiapatit tozuna yapılan XRD analiz sonucu verilmiştir.



Şekil 4.2 Kitosan katkılı HA (K2) XRD analiz görüntüsü.

Hidroksiapatitin karakteristik pikleri 20 değerleri yaklaşık 31.7° , 32.2° ve 32.9° civarında zayıf şekilde gözlemlenebilir. Piklerin genelde düşük yoğunlukta ve geniş olması, kompozitin kristal yapısının henüz tam oluşmadığını ve kitosan gibi amorf fazların dominant olduğunu gösterir (Wu vd. 2024).

XRD paterninde başka bir fazın pikleri tespit edilemiyorsa, katkıların homojen bir şekilde karıştırıldığı ve başka bir faz oluşumu olmadığı sonucuna varılabilir. Ancak, düşük kristalinlik nedeniyle fazlar arası ayrımı net bir şekilde gözlemlemek zor olabilir. Şekil 4.3'te 900°C 'de sinterlenmiş Çinko katkılı Hidroksiapatit tozuna yapılan XRD analiz sonucu verilmiştir (Vazquez-Hernandez vd. 2008).



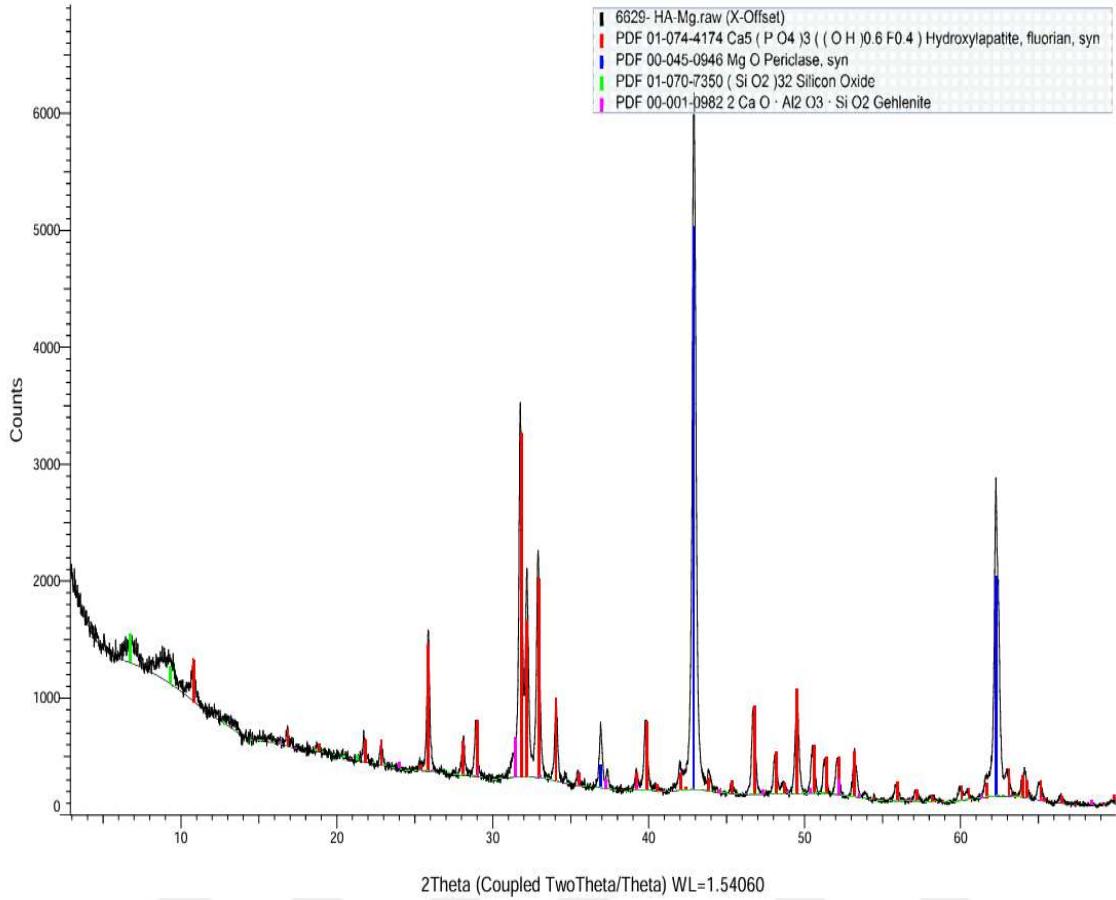
Şekil 4.3 Çinko katkılı HA (K3) XRD analiz görüntüsü.

Grafikte hidroksiapatitin karakteristik pikleri net bir şekilde görülmektedir. Özellikle $2\theta \approx 31.7^\circ$, 32.2° ve 32.9° civarındaki keskin pikler, hidroksiapatitin kristal yapısının korunduğunu ve sinterleme işleminin kristalleşmeyi artırdığını göstermektedir.

Grafikte ZnO'ya ait fazların varlığına işaret eden pikler bulunmaktadır. Bu durum, çinko katkısının hidroksiapatit matrisine homojen bir şekilde entegre olduğunu ve sinterleme sırasında çinko oksit fazlarının oluştuğunu göstermektedir.

Piklerin keskinliği ve yoğunluğu, çinko katkısının hidroksiapatit üzerinde kristalleşmeyi artırıcı etkisini desteklemektedir. Bu, yüksek sinterleme sıcaklığının katkılı yapıyı düzenlediğini göstermektedir. Çinko katkısı ve yüksek sıcaklık, amorf fazların azalmasına ve kristalin fazların baskın hale gelmesine neden olmuştur. Bu, malzemenin mekanik dayanıklılığını artırabilir (Thian vd. 2013).

Şekil 4.4'te 900°C 'de sinterlenmiş Magnezyum katkılı Hidroksiapatit tozuna yapılan XRD analiz sonucu verilmiştir.

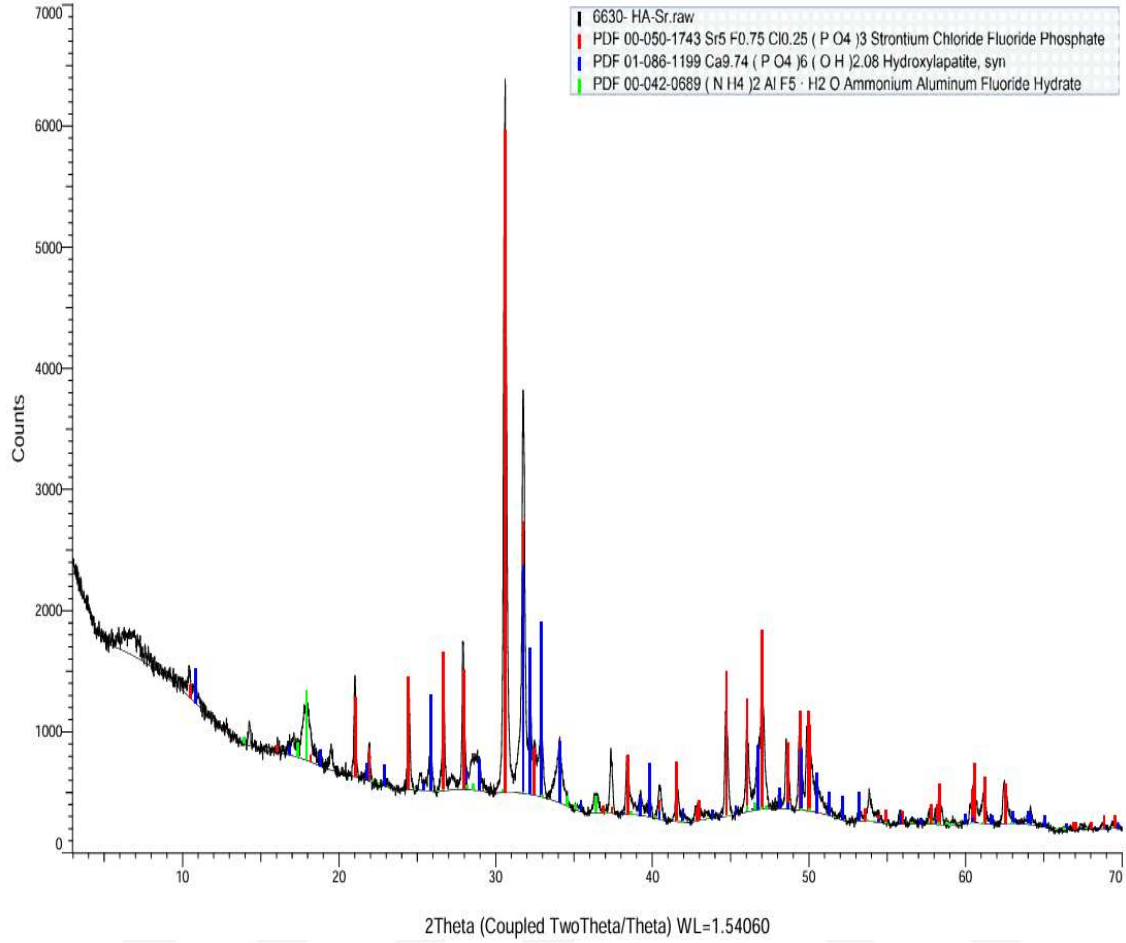


Şekil 4.4 Magnezyum katkılı HA (K4) XRD analiz görüntüsü.

900°C’de 1 saat sinterlenmiş magnezyum katkılı hidroksiapatit (HA) numunesinin XRD analizi, ana fazın büyük ölçüde hidroksiapatit olduğunu ve magnezyum katkısının etkisiyle yan fazların oluştuğunu göstermektedir. Grafikte, hidroksiapatit fazına ait belirgin pikler (örneğin 10°–30° arası) korunmuş olup, bu da HA’nın yüksek sıcaklıkta kararlılığını koruduğuna işaret eder. Bununla birlikte, magnezyum katkısı sonucu MgO (periklas) gibi yan fazlar (38°-51°) oluştuğu tespit edilmiştir. Bu yan fazlar, kullanılan başlangıç malzemesinin saflığı ve sinterleme atmosferine bağlı olabilir (Zeng vd. 2015).

Hidroksiapatit piklerinin keskin ve yoğun olması, numunenin kristalliliğinin oldukça iyi olduğunu göstermektedir; ancak taban çizgisindeki hafif yayılma, amorf bir fazın varlığını veya düşük kristallik alanların bulunduğunu düşündürmektedir.

Şekil 4.5’te 900° C’de sinterlenmiş K5 (Stronsiyum katkılı HA) tozuna yapılan XRD analiz sonucu verilmiştir.

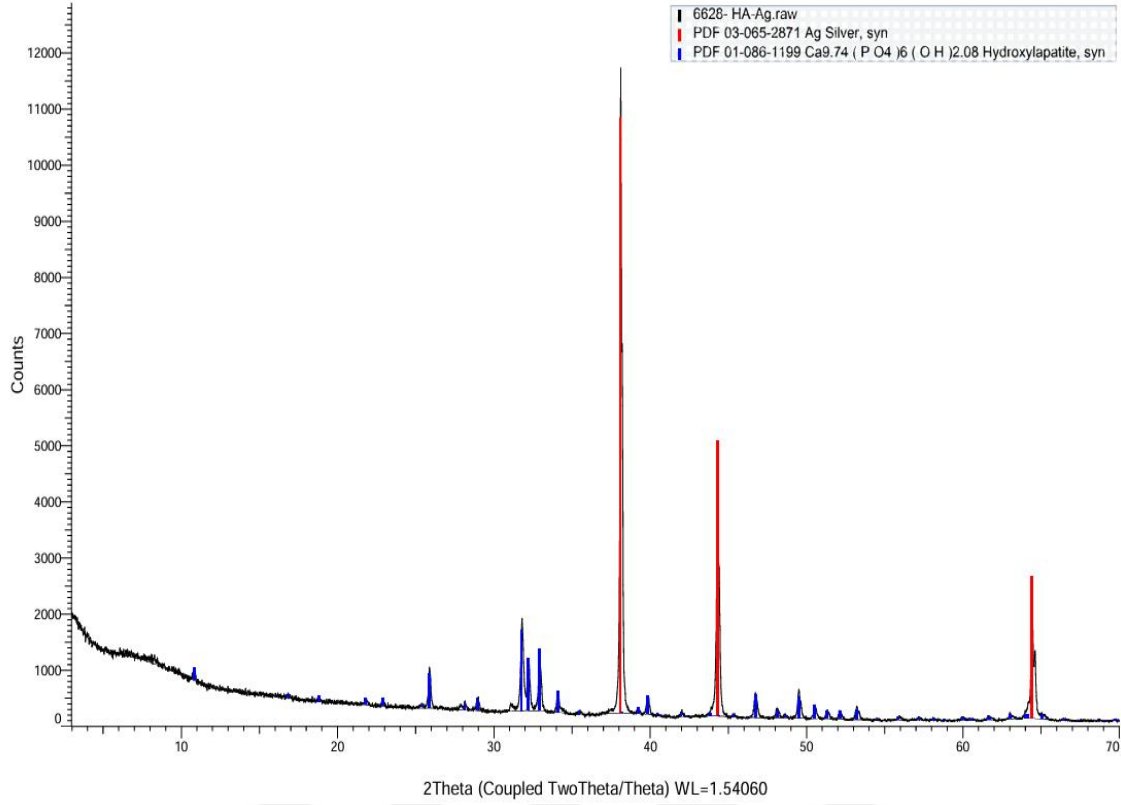


Şekil 4.5 Stronsiyum katkılı HA (K5) XRD analiz görüntüsü.

900°C’de 1 saat sinterlenmiş stronsiyum katkılı hidroksiapatit (HA) numunesinin XRD analizi, hem hidroksiapatit fazının hem de katkıya bağlı yeni fazların oluştuğunu göstermektedir. Grafikte, hidroksiapatite ait karakteristik piklerin korunmuş olması, HA’nın termal kararlılığını sürdürdüğüne işaret etmektedir. Bununla birlikte, katkı etkisiyle oluşan fazlar (25°–35°) tespit edilmiştir (Zhou vd. 2020).

Piklerin keskin ve yoğun yapısı, numunenin genel kristalliliğinin iyi olduğunu gösterirken, tabandaki yayılma amorf fazların varlığına veya düşük kristalli bölgelerin oluşumuna işaret edebilir.

Şekil 4.6’da 900° C’de sinterlenmiş Gümüş katkılı Hidroksiapatit tozuna yapılan XRD analiz sonucu verilmiştir.

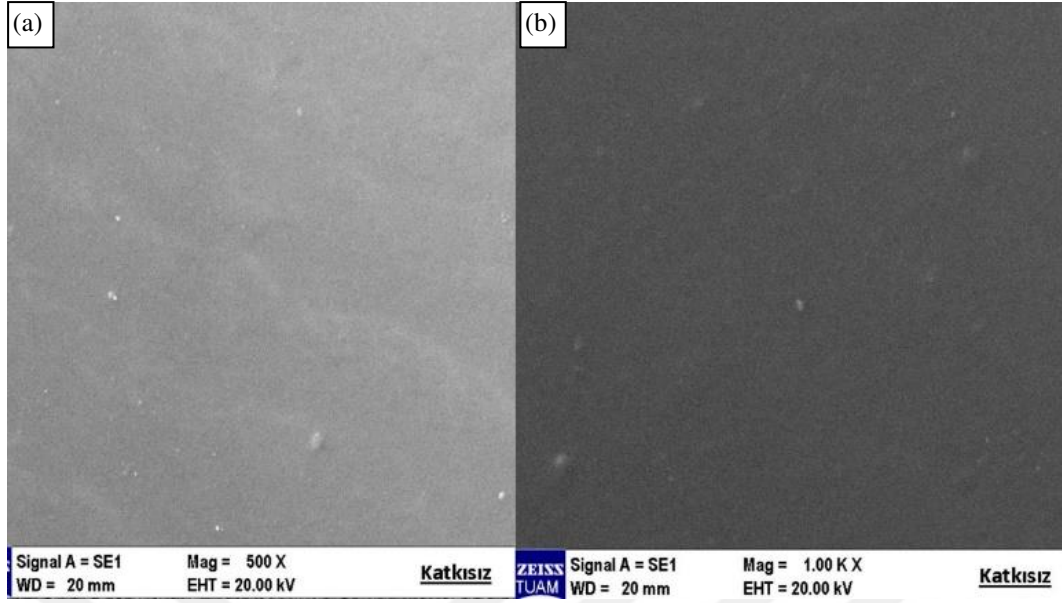


Şekil 4.6 Gümüş katkılı HA (K6) XRD analiz görüntüsü.

900°C'de 1 saat sinterlenmiş gümüş katkılı hidroksiapatit (HA) numunesinin XRD analizi, hidroksiapatit fazının korunduğunu ve gümüş katkısının etkisiyle yeni fazların oluştuğunu göstermektedir. Grafikte, hidroksiapatite ait karakteristik pikler oldukça net ve yoğun bir şekilde gözlemlenmektedir. Bu durum, gümüş katkısına rağmen HA'nın yapısının büyük ölçüde stabil kaldığını ve termal dayanımını koruduğunu göstermektedir. Gümüşe ait karakteristik pikler (örneğin 38° ve 44° civarındaki kırmızı pikler), serbest gümüş (Ag) fazının oluştuğuna işaret etmektedir. Son olarak, piklerin keskinliği ve yoğunluğu, numunenin kristalliliğinin yüksek olduğunu göstermektedir (Ruiz-Baltazar vd. 2018).

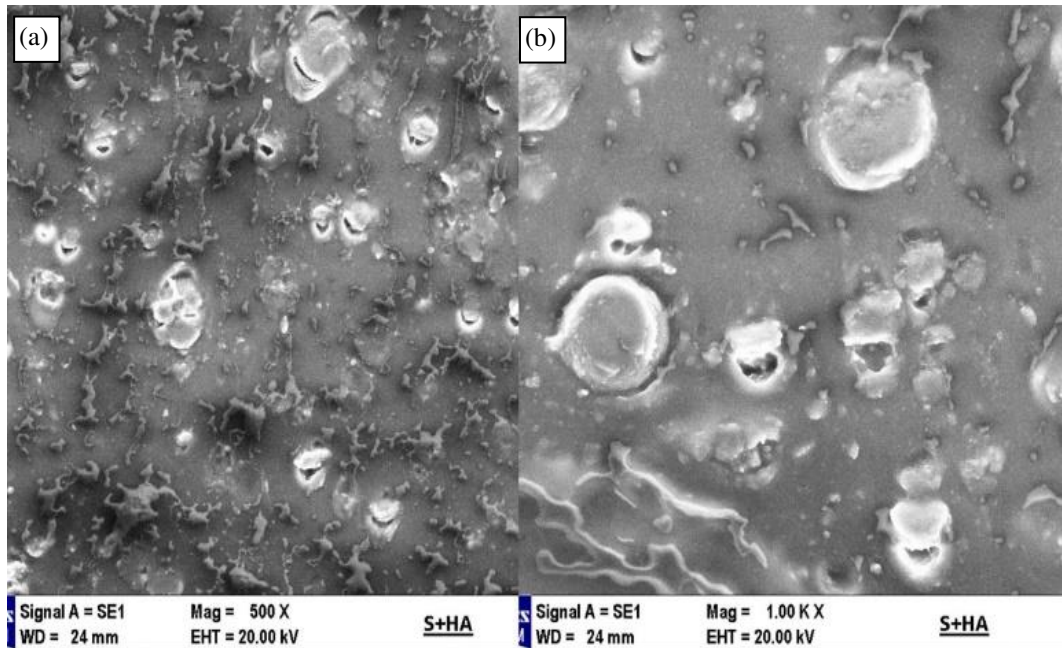
4.1.2 Taramalı Elektron Mikroskobu (SEM) Görüntüleri

Katkısız, K1, K2, K3, K4, K5 ve K6 polimer kompozit numunelerinin SEM görüntüleri sırasıyla Şekil 4.7, Şekil 4.8, Şekil 4.9, Şekil 4.10, Şekil 4.11 Şekil 4.12 ve Şekil 4.13'te verilmiştir. Taramalı elektron mikroskobu (SEM) ile alınmış silikon yüzey görüntüleri yer almakta; Şekil 4.7a 500X, Şekil 4.7b ise 1000X büyütme kullanılmış.



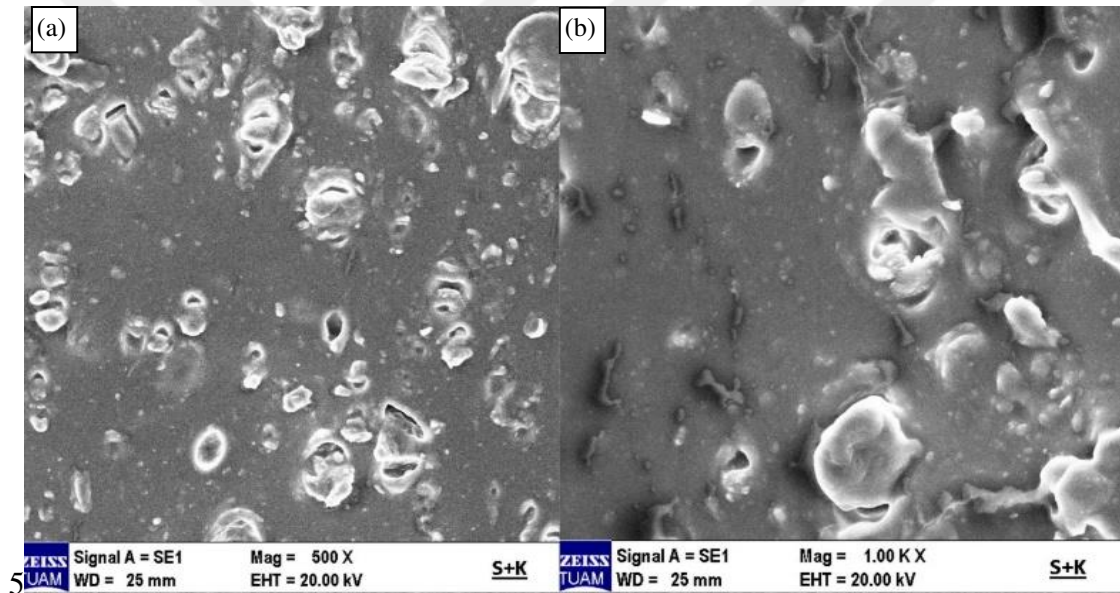
Şekil 4.7 Katkısız numunenin (Silikon) SEM görüntüsü.

Şekil 4.7’de Yüzey genel olarak homojen ve pürüzsüz görünmekle birlikte, mikron boyutlarında küçük noktalar veya olası kontaminasyon izleri fark ediliyor. "Katkısız" ifadesi, yüzeyin katkı maddesi içermeyen saf silikon olduğunu gösteriyor. Daha yüksek büyütmede yüzey detayları daha net görünse de, genel yapının düzgün olduğu söylenebilir. Spesifik bir analiz için ek değerlendirme gerekebilir.



Şekil 4.8 Silikon+Hidroksiapatit (K1) Numunesinin SEM görüntüsü.

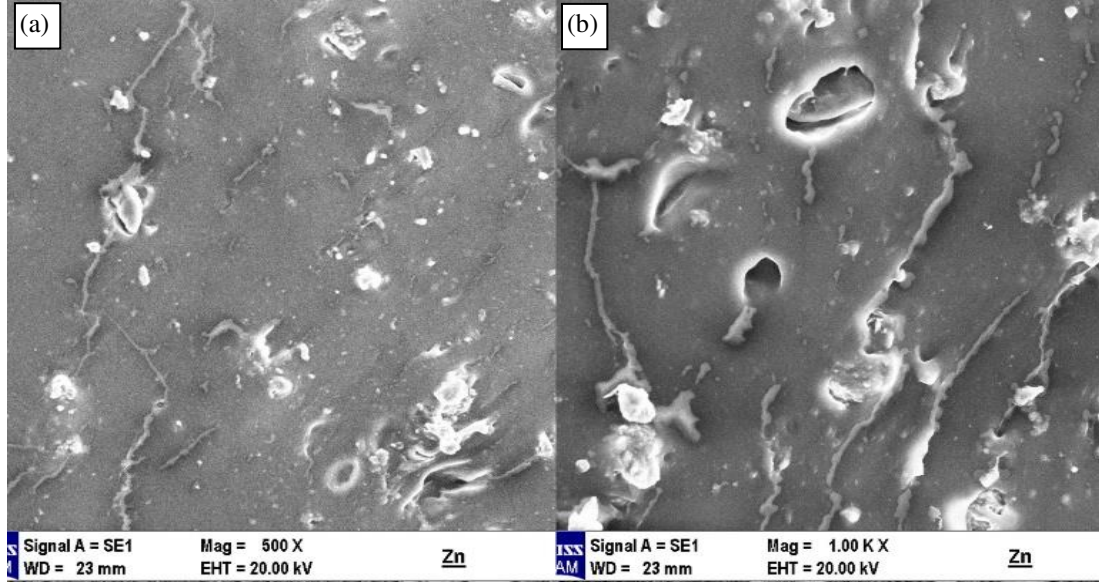
Şekil 4.8 Silikon ve hidroksiapatit (S+HA) karışımının SEM görüntüleri sunulmuş; şekil 4.8a 500X, şekil 4.8b ise 1000X büyütme ile çekilmiş. Yüzeyde, hidroksiapatit katkısı nedeniyle belirgin morfolojik değişiklikler gözleniyor. Çukurlar, düzensiz formlar ve granüler yapılar, malzeme yüzeyinin heterojen bir dağılım sergilediğini ve hidroksiapatit parçacıklarının yer yer kümелendiğini gösteriyor. Çukurlar, hidroksiapatitin malzeme ile etkileşiminden kaynaklanan boşluklar ya da çözünen alanlar olabilir. Daha yüksek büyütme (sağdaki A görüntü) bu yapısal detayları daha net ortaya koymuş. Yüzeyin biyomalzeme veya kaplama uygulamaları için mekanik ve biyolojik özellikleri detaylı analizle değerlendirilebilir.



Şekil 4.9 Silikon+Hidroksiapatit+Kitosan (K2) Numunesinin SEM görüntüsü.

Silikon, Hidroksiapatit ve Kitosan (S+K) karışımına ait SEM görüntüleri yer alıyor; Şekil 4.9a 500X, Şekil 4.9b ise 1000X büyütme ile çekilmiş. Bu yüzeyde, hidroksiapatit ve kitosanın birlikte kullanımı sonucu daha karmaşık bir morfoloji oluşmuş. Çukurlar, boşluklar ve düzensiz yapılar, malzeme yüzeyinde kitosan katkısıyla birlikte daha belirgin hale gelmiş. Kitosanın yapışkan özellikleri, hidroksiapatit partiküllerini bir arada tutmuş, ancak yer yer aglomerasyonların meydana geldiği görülüyor. Sağdaki daha yüksek büyütme görüntüsü, çukurların ve partikül kümelerinin detaylarını daha net ortaya koyuyor.

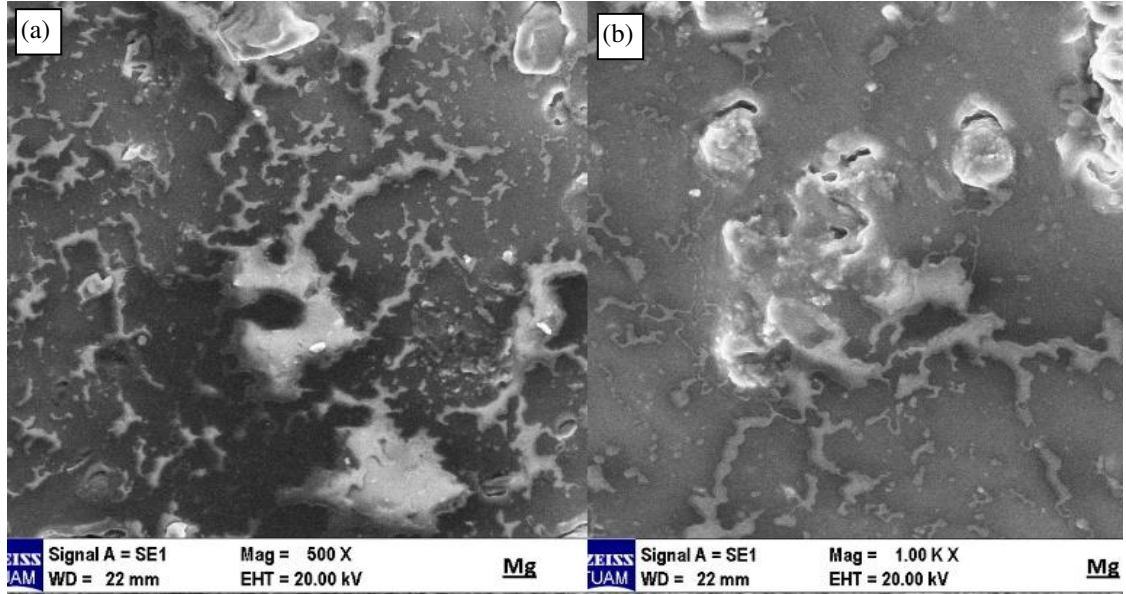
Silikon, kitosan ve çinko katkılı hidroksiapatit (HA) numunesinin yüzey morfolojisini detaylı olarak incelemektedir. Şekil 4.9a'daki 500X büyütmeli görüntü, numunenin genel yüzey yapısını gösterirken, şekil 4.9b'deki 1000X büyütmeli görüntü daha detaylı bir inceleme imkanı sunmaktadır.



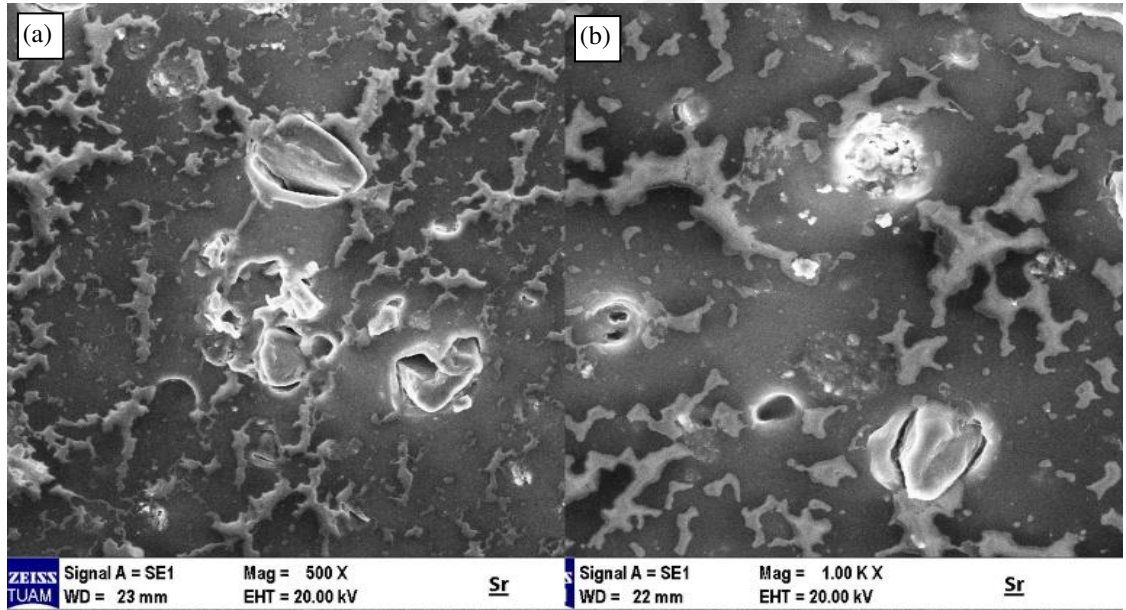
Şekil 4.10 Silikon+Kitosan+Çinko Katkılı Ha (K3) Numunesinin SEM görüntüsü.

Şekil 4.10 İlk olarak, yüzeyin homojen bir dağılım göstermediği, bazı bölgelerde partiküllerin yoğun şekilde biriktiği, bazı bölgelerde ise daha seyrek dağıldığı dikkat çekmektedir. Yüzeyde görülen parlak beyaz alanlar, büyük olasılıkla çinko içeriği yüksek bölgeleri veya HA partiküllerini temsil ederken, koyu alanlar silikon elastomer matrisinin daha az yoğun olduğu bölgeleri göstermektedir. Özellikle sağ taraftaki yüksek büyütmeli görüntüde, partiküller arasında belirgin mikro gözenekler ve çatlaklar gözlemlenmektedir. Bu durum, çinko iyonlarının HA'nin kristal yapısını değiştirdiğini ve silikon matris ile olan etkileşimlerin malzemenin bütünlüğüne etki ettiğini göstermektedir. Ayrıca, yüzeyde gözlemlenen düzensizlikler ve çatlak benzeri yapılar, çinko katkısının malzemenin mekanik özelliklerine olası etkilerini düşündürmektedir. Çinko iyonlarının HA'nin yapısal bütünlüğünü değiştirdiği bilindiğinden, burada görülen yüzey düzensizlikleri, iyon değişim mekanizması ile ilgili olabilir. Bunun yanı sıra, silikon elastomer matrisinin kitosan ve çinko katkılı HA ile tam anlamıyla bütünleşmediği de düşünülebilir. Yüzeyde görülen pürüzlülük, gözenekler ve bazı partiküllerin aglomerasyon eğiliminde olması, malzemenin mekanik dayanımı açısından dikkatle

değerlendirilmesi gereken önemli bir parametre olabilir.



Şekil 4.11 Silikon+Kitosan+Magnezyum Katkılı HA (K4) Numunesinin SEM görüntüsü.

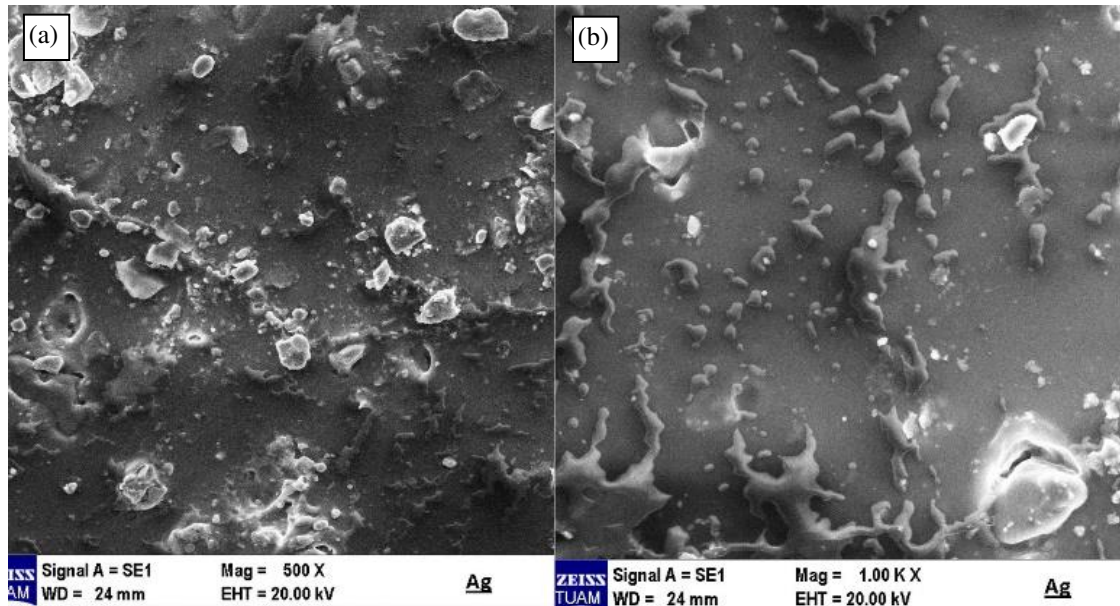


Şekil 4.12 Silikon+Kitosan+Stronsiyum Katkılı HA (K5) Numunesinin SEM görüntüsü.

Şekil 4.11 Silikon, Kitosan ve Magnezyum (K4) katkıli hidroksiapatit (HA) numunesinin SEM görüntüsünde, yüzeyin kompleks bir yapıya sahip olduğu ve düzensiz gözenek dağılımı gösterdiği görülüyor. Şekil 4.11a 500X büyütmede geniş gözenek yapıları ve çatlak benzeri oluşumlar dikkat çekerken, Şekil 4.11b 1.000X büyütmede bu

gözeneklerin çevresindeki partikül birikimleri ve yüzey düzensizlikleri daha belirgin hale geliyor. Gözeneklerin düzensizliği, magnezyumun yapıya homojen şekilde dağılmamış olabileceğini ve bu durumun malzeme özelliklerini etkileyebileceğini düşündürüyor. Magnezyum katkısı, biyomalzemenin mekanik dayanımını ve biyolojik aktivitesini artırma potansiyeline sahiptir; ancak yüzeydeki çatlak benzeri yapılar, malzemenin mekanik dayanıklılığını azaltabilir. Bu yapı, biyomedikal uygulamalar için umut vadederken, üretim sürecinin ve katkı maddesi dağılımının optimize edilmesi gerekebilir.

Şekil 4.12 Silikon, Kitosan ve Stronsiyum (K5) katkılı hidroksiapatit (HA) numunesinin SEM görüntüsü, gözenekli ve kompleks bir yapıya sahip olduğunu gösteriyor. Şekil 4.12a 500X büyütmede, geniş ve düzensiz gözeneklerin yanı sıra, yüzeyde belirgin boşluklar ve çatlak benzeri yapılar dikkat çekiyor. Şekil 4.12b 1.000X büyütmede ise bu gözeneklerin çevresinde partikül birikimi ve yüzeyde daha küçük detaylar belirginleşiyor. Stronsiyum katkısının yüzey yapısını heterojen bir şekilde etkilediği ve homojen bir dağılım göstermediği anlaşılabiliyor. Gözenek yapısı, biyouyumluluk ve kemik rejenerasyonu açısından avantaj sağlarken, çatlak ve düzensizliklerin malzemenin mekanik dayanıklılığını olumsuz etkileyebileceği düşünülmektedir. Bu tür bir yapı, biyomedikal uygulamalarda kullanılabilir potansiyele sahip olsa da, katkı maddesi dağılımının optimize edilmesi ve üretim sürecinin iyileştirilmesi önemlidir.



Şekil 4.13 Silikon+Kitosan+Gümüş Katkılı HA (K6) Numunesinin SEM görüntüsü.

Şekil 4.13 Silikon, kitosan ve gümüş katkılı hidroksiapatit (HA) numunesinin yüzey morfolojisini inceliyor. Şekil 4.13a 500X büyütmede, yüzeyin genel pürüzlülüğü ve gözenekli yapısı, biyomedikal uygulamalar için uygunluk gösterirken, düzensiz partikül dağılımı katkı maddelerinin homojen karışmadığını düşündürüyor. Şekil 4.13b 1000X büyütmede, gözenekler ve partiküller daha net gözlemlenerek, gümüş nanoparçacıklarının potansiyel antimikrobiyal etkileri doğrulanabilir. Malzemenin heterojen yapısı, karışım ve üretim süreçlerinde optimizasyon gerektiğini işaret ediyor. Gözeneklilik ve yüzey yapısı, biyouyumluluk ve enfeksiyon riskini azaltma açısından avantaj sağlayabilir. Ancak, homojenlik ve mekanik özellikler için ek çalışmalar önerilir.

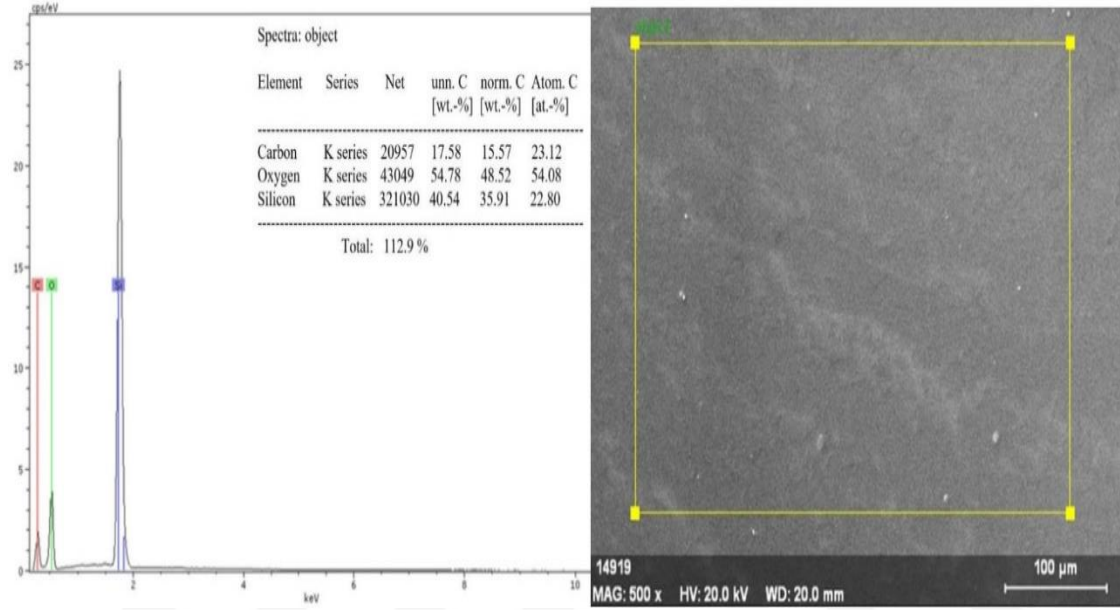
Ferreira vd. (2017) çalışmalarında nanoyapılı hidroksiapatit/polidimetilsiloksan kompozitleri hazırlayarak yüzey ve mekanik özelliklerini incelemişlerdir. PDMS/HA kompozitlerinin SEM görüntülerinde 200 nm büyüklüğünde partiküller oluşmuş ve tüm formülasyonlar için kompozit yüzeyi içinde homojen bir şekilde dağılmıştır. Ca(OH)_2 'nin hacimsel oranı arttığında, bu partiküllerin oluşturduğu aglomeratların boyutu da artmıştır. Pietrasik vd. (2010) çalışmalarında hayvan kemiklerinden elde edilen doğal hidroksiapatiti,, karboksillenmiş akrilonitril-bütadien kauçuk XNBR için dolgu maddesi olarak kullanılmışlardır. Ve hidroksiapatitin fizikokimyasal özelliklerini incelemişlerdir. Elde ettikleri SEM görüntülerinde, tek tek partiküllerin aglomera olduğunu gözlemlemişlerdir. Bizim SEM sonuçlarımızda da taneciklerin aglomera olduğu gözlemlenmiştir ve bu çalışmalardaki SEM görüntüleri de bizim görüntülerimizle paralellik göstermektedir.

4.1.3 Taramalı Elektron Mikroskobu (EDS) Görüntüleri

Katkısız, K1, K2, K3, K4, K5 ve K6 polimer kompozit numunelerinin EDS görüntüleri sırasıyla Şekil 4.14, Şekil 4.15, Şekil 4.16, Şekil 4.17, Şekil 4.18 Şekil 4.19 ve Şekil 4.20'de verilmiştir.

Şekil 4.14 Katkısız silikon numunesine ait EDS analizi ve SEM görüntüsü incelendiğinde, bileşimde ağırlıkça %35.91 silikon (Si), %48.52 oksijen (O) ve %15.57 karbon (C) olduğu görülmektedir. Bu oranlar, silikon yüzeyinde oksitlenme meydana

geldiğini ve bir silikon oksit (SiO_2) tabakasının oluştuğunu düşündürmektedir. Çünkü silikon, atmosferde oksijenle temas ettiğinde doğal olarak oksitlenir ve bu, ince bir oksit tabakasının oluşmasına neden olur. Oksijen oranının oldukça yüksek olması, numunenin tamamen saf silikon yerine yüzeyde belirgin bir oksitlenmeye uğradığını desteklemektedir.

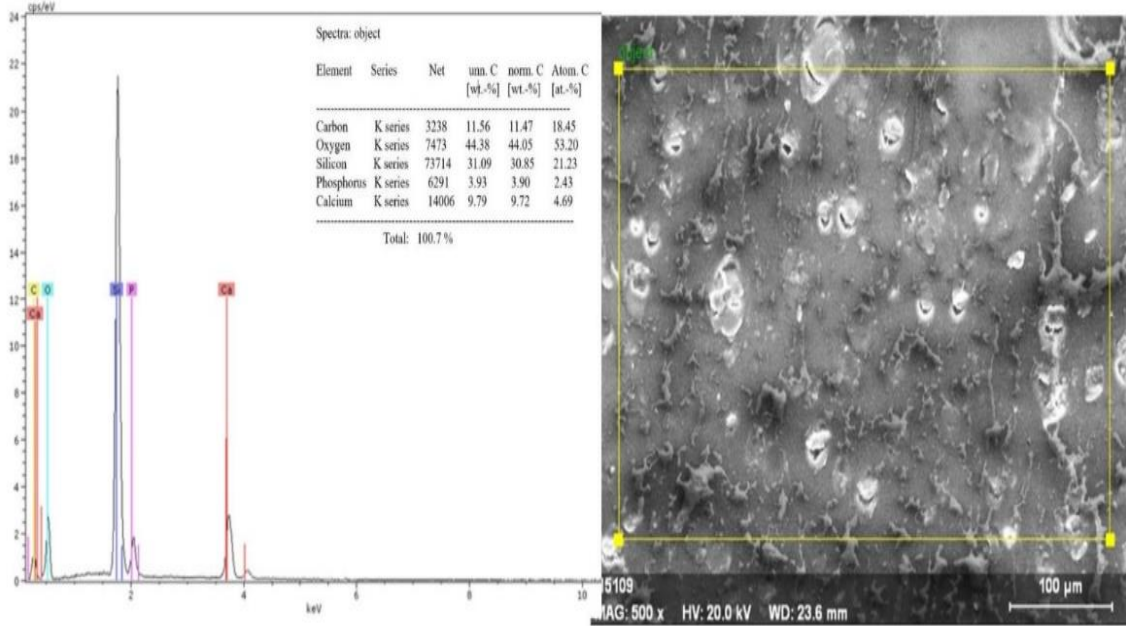


Şekil 4.14 Katkısız numunenin (Silikon) EDS görüntüsü.

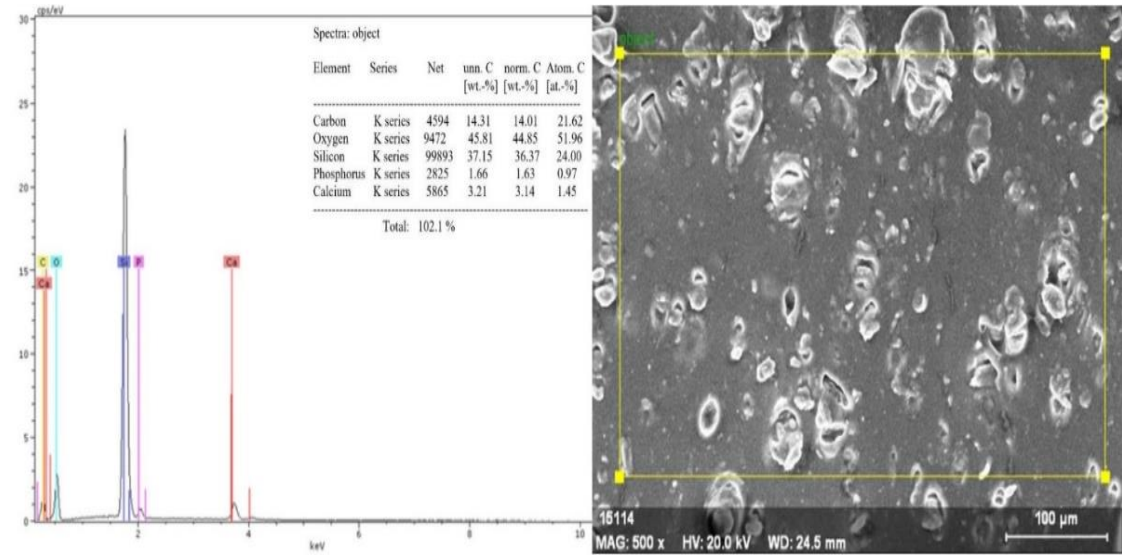
Karbon içeriğinin %15.57 olması, çeşitli faktörlerden kaynaklanabilir. Bunlar arasında numune hazırlama aşamasında kullanılan malzemelerden gelen kontaminasyon, çevresel kirlleticiler veya karbon bazlı kalıntılar bulunabilir. Karbon sinyali bazen EDS sistemindeki numune tutucu bileşenlerinden veya ortamdan gelen kalıntılardan da kaynaklanabilir.

Şekil 4.14a tarafta görülen SEM görüntüsü 500x büyütme ile alınmıştır ve yüzeyin nispeten pürüzsüz olduğu görülmektedir. Herhangi bir belirgin çatlak, gözenek veya düzensizlik gözlemlenmemektedir, bu da silikonun düzgün bir şekilde üretildiğini ve işleme sırasında büyük yapısal kusurların oluşmadığını göstermektedir. Ancak küçük beyaz noktalar şeklinde görülen bazı partiküller ya yüzeydeki doğal kirliliklerden ya da ölçüm sırasında oluşabilecek yüklü parçacıklardan kaynaklanıyor olabilir.

Sonuç olarak, EDS analizi silikon numunesinin oksitlenmiş bir yüzeye sahip olduğunu ve az miktarda karbon içerebileceğini göstermektedir. SEM görüntüsü ise yüzeyin nispeten düzgün olduğunu, ancak bazı küçük partiküller içerebileceğini ortaya koymaktadır.



Şekil 4.15 Silikon+Hidroksiapatit (K1) numunesinin EDS görüntüsü.

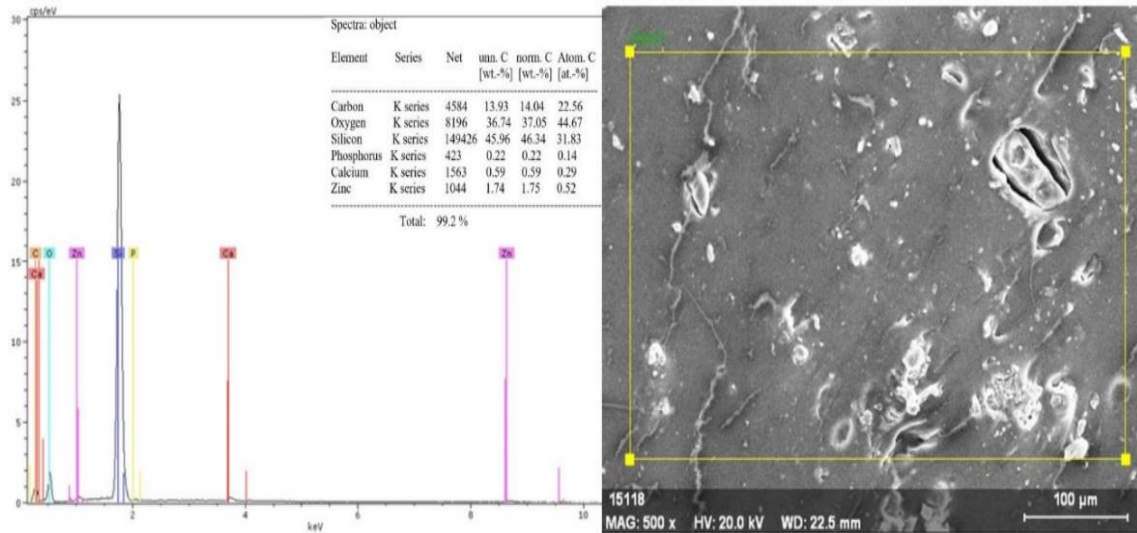


Şekil 4.16 Silikon+Hidroksiapatit+Kitosan (K2) numunesinin EDS görüntüsü.

Şekil 4.15 Silikon ve hidroksiapatit (K1) numunesine EDS (Enerji Dağılım X-Işını Spektroskopisi) analizine. Spektrumda, elementlerin karakteristik pikleri ve ağırlıkça yüzdeleri yer alıyor. Oksijen (%44.05), silisyum (%30.85), karbon (%11.47), kalsiyum

(%9.72), ve fosfor (%3.90) elementleri tanımlanmış. En yüksek atom yüzdesine sahip olan element oksijen (%53.20), ardından silisyum ve karbon geliyor. Bu sonuçlar, hidroksiapatit (kalsiyum ve fosfor) ile silisyumun yapısal olarak bir arada bulunduğunu ve oksijenin yoğun miktarda katkıda bulunduğunu gösteriyor. Analiz, malzemenin biyomedikal uygulamalar için uygun özellikler taşıyabileceğini işaret edebilir.

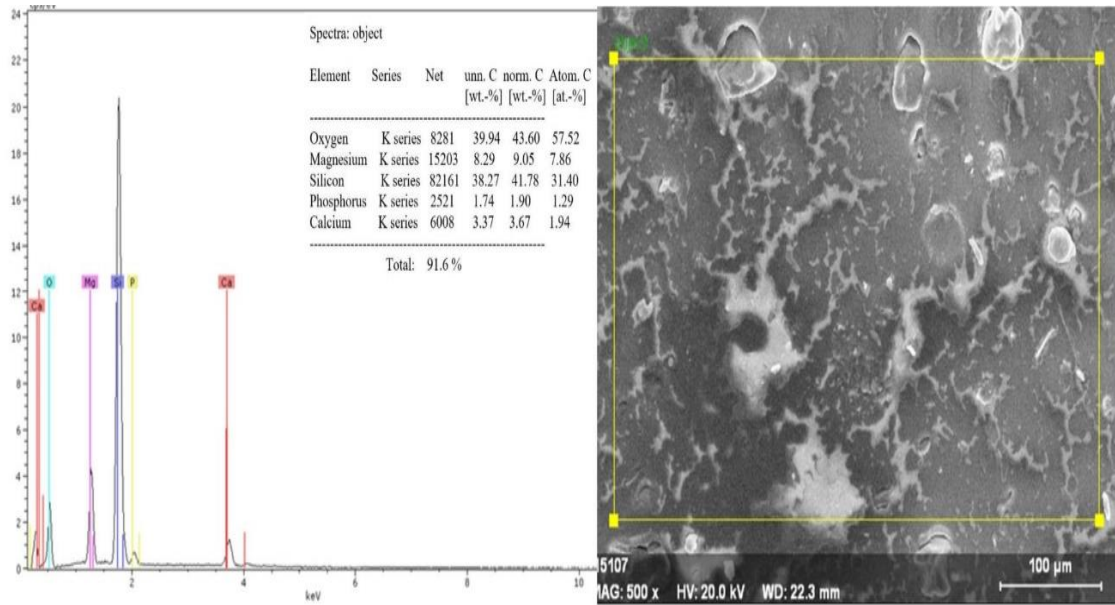
Şekil 4.16 Silikon, hidroksiapatit ve kitosan (K2) numunesine EDS (Enerji Dağılım X-Işını Spektroskopisi) analizine. Spektrumda, elementlerin karakteristik pikleri ve ağırlıkça yüzdeleri yer alıyor. Oksijen (%44.85), silisyum (%36.37), karbon (%14.01), kalsiyum (%3.14), ve fosfor (%1.63) elementleri tespit edilmiştir. Oksijen ve silisyum, hem ağırlıkça hem de atomca yüzdeleriyle numunenin ana bileşenleri olarak öne çıkmaktadır. Kitosanın katkısı nedeniyle karbon oranı, önceki numuneye göre artış göstermiştir. Hidroksiapatitin göstergesi olan kalsiyum ve fosfor oranlarının düşük olması, hidroksiapatitin numune içindeki miktarının sınırlı olduğunu işaret etmektedir. Bu sonuçlar, K2 numunesinin kompozit yapısını ve kitosanın malzemenin içeriğine etkisini göstermektedir.



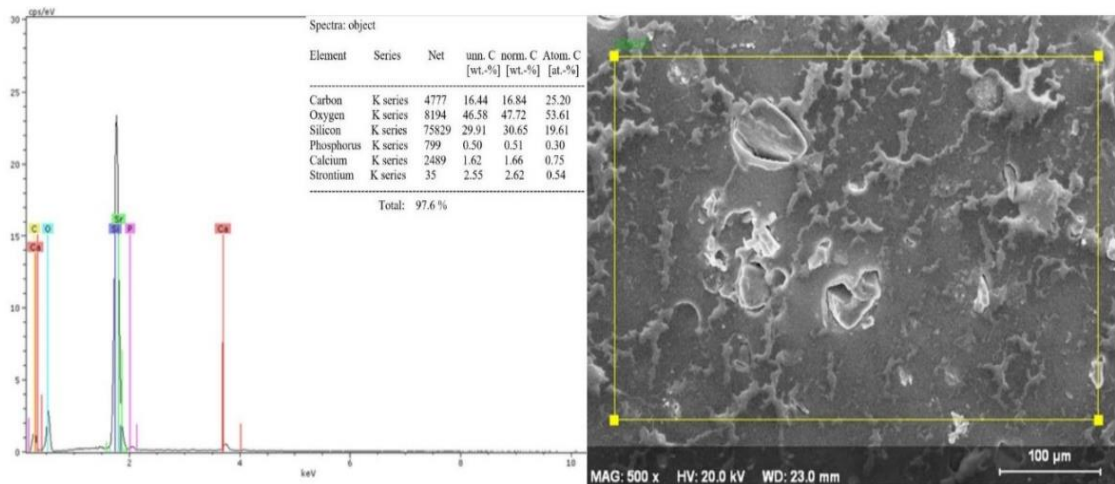
Şekil 4.17 Silikon+Kitosan+Çinko Katkılı Ha (K3) numunesinin EDS görüntüsü.

Şekil 4.17 Silikon, kitosan ve çinko katkılı hidroksiapatit (K3) numunesine EDS (Enerji Dağılım X-Işını Spektroskopisi) analizine. Spektrumda, elementlerin karakteristik pikleri ve ağırlıkça yüzdeleri yer alıyor. Silisyum (%46.34), oksijen (%37.05), karbon (%14.04), çinko (%1.75), kalsiyum (%0.59) ve fosfor (%0.22) tespit edilmiştir. Silisyum ve oksijen,

numunenin ana bileşenleri olarak öne çıkarken, çinko katkısının düşük oranlarda numuneye eklendiği gözlemlenmektedir. Hidroksiapatitin göstergesi olan kalsiyum ve fosfor oranlarının oldukça düşük olması, numunede hidroksiapatitin az miktarda bulunduğunu göstermektedir. Çinko katkısının biyolojik aktiviteleri artırma potansiyeline sahip olduğu düşünülmektedir. Bu analiz, malzemenin biyomedikal uygulamalar için özelliklerini optimize etme amacıyla tasarlandığını işaret etmektedir.



Şekil 4.18 Silikon+Kitosan+Magnezyum Katkılı HA (K4) numunesinin EDS görüntüsü.

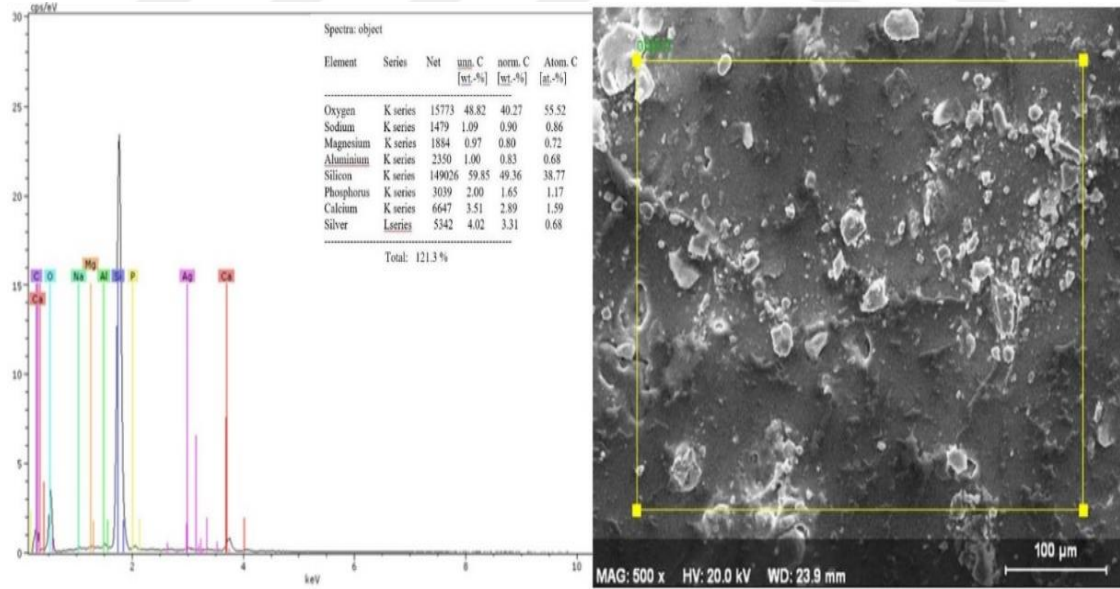


Şekil 4.19 Silikon+Kitosan+Stronsiyum Katkılı HA (K5) numunesinin EDS görüntüsü.

Şekil 4.18 Silikon, kitosan ve magnezyum (K4) katkılı HA numunesine EDS (Enerji Dağılım X-Işını Spektroskopisi) analizine. Spektrumda, elementlerin karakteristik pikleri ve ağırlıkça yüzdeleri yer alıyor. Oksijen (%43,60) ve silikon (%41,78) en yüksek

normalleştirilmiş ağırlık yüzdelere sahiptir, bu da malzemenin silika içeriği ve oksijen zenginliği ile ilişkili olduğunu gösterir. Magnezyumun katkı oranı %9,05 iken, fosfor (%1,90) ve kalsiyum (%3,67) daha düşük oranlarda bulunmuştur. Bu sonuçlar, kompozitin yapısında kitosan ve magnezyumun katkı maddesi olarak dahil edildiğini, ayrıca hidroksiapatit yapısına uygun olarak Ca ve P oranlarının düşük bir düzeyde olduğunu doğrulamaktadır.

Şekil 4.19 Silikon, kitosan ve stronsiyum (K5) katkılı HA numunesine EDS (Enerji Dağılım X-Işını Spektroskopisi) analizine. Spektrumda, elementlerin karakteristik pikleri ve ağırlıkça yüzdeleri yer alıyor. Oksijen (%47,72) ve silikon (%30,65) en yüksek normalleştirilmiş ağırlık yüzdelere sahiptir, bu da malzemenin silika içeriği ve oksijen zenginliğini vurgulamaktadır. Karbonun varlığı (%16,84), kitosan katkısını desteklerken, fosfor (%0,51) ve kalsiyum (%1,66) oranlarının düşük olması, hidroksiapatit yapısının stronsiyum ile modifiye edildiğini göstermektedir. Stronsiyum katkısı %2,62 oranında belirlenmiştir. Bu analiz, kompozitin Sr katkısı ile biyoseramiklerin geliştirilmesi için tasarlandığını doğrulamaktadır.



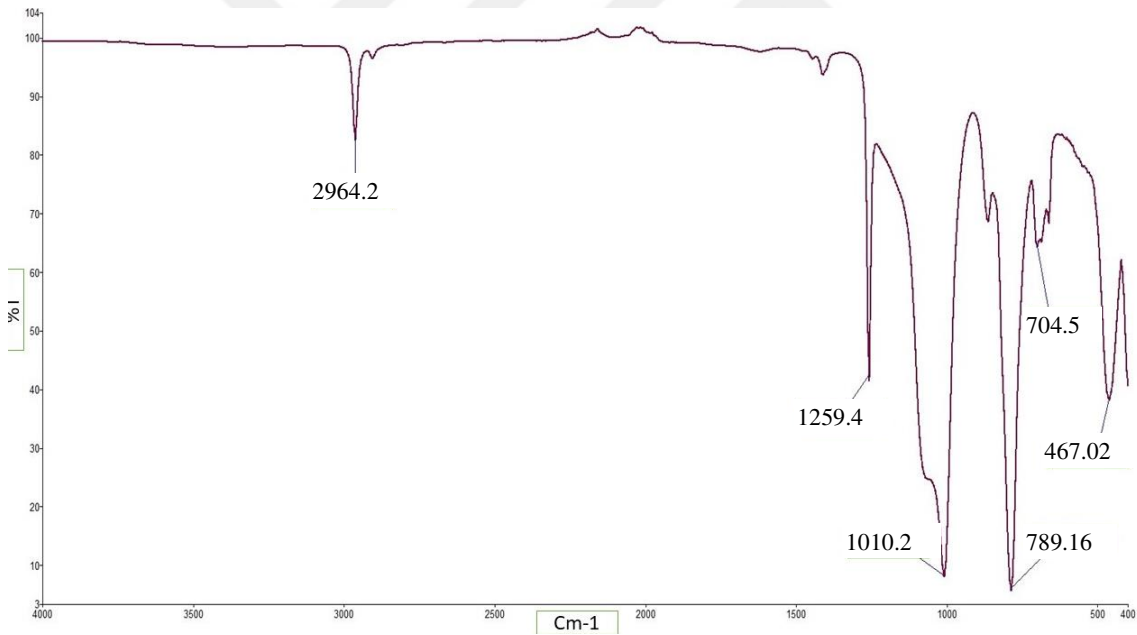
Şekil 4.20 Silikon+Kitosan+Gümüş Katkılı HA (K6) numunesinin EDS görüntüsü.

Şekil 4.20 Silikon, kitosan ve gümüş (K6) katkılı HA numunesine EDS (Enerji Dağılım X-Işını Spektroskopisi) analizine. Spektrumda, elementlerin karakteristik pikleri ve ağırlıkça yüzdeleri yer alıyor. Silikon (%49,36) ve oksijen (%40,27) en yüksek

normalleştirilmiş ağırlık yüzdelere sahiptir, bu da numunenin silika zenginliği ile uyumlu olduğunu göstermektedir. Kitosan katkısı karbon ve az miktarda organik elementlerin varlığı ile ilişkilendirilebilir. Gümüş %3,31 oranında bulunmuş olup, bu katkı, malzemenin antimikrobiyal özelliklerini artırmaya yönelik olarak tasarlanmıştır. Fosfor (%1,65) ve kalsiyum (%2,89) oranlarının düşük olması, modifiye edilmiş HA yapısını yansıtır. Bu sonuçlar, gümüş katkısının başarılı bir şekilde malzeme yapısına entegre edildiğini göstermektedir.

4.1.4 Fourier Transform Infrared (FT-IR) analizi

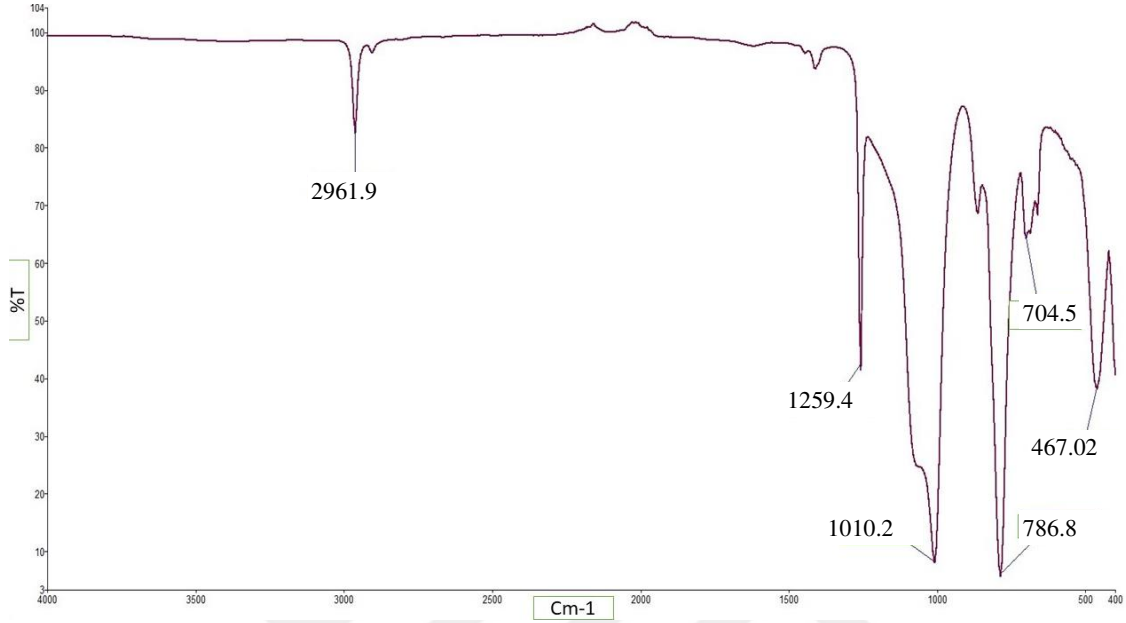
Katkısız, K1, K2, K3, K4, K5 ve K6 polimer kompozit numunelerinin (FT-IR) analizleri sırasıyla Şekil 4.21, Şekil 4.22, Şekil 4.23, Şekil 4.24, Şekil 4.25 Şekil 4.26 ve Şekil 4.27’de verilmiştir.



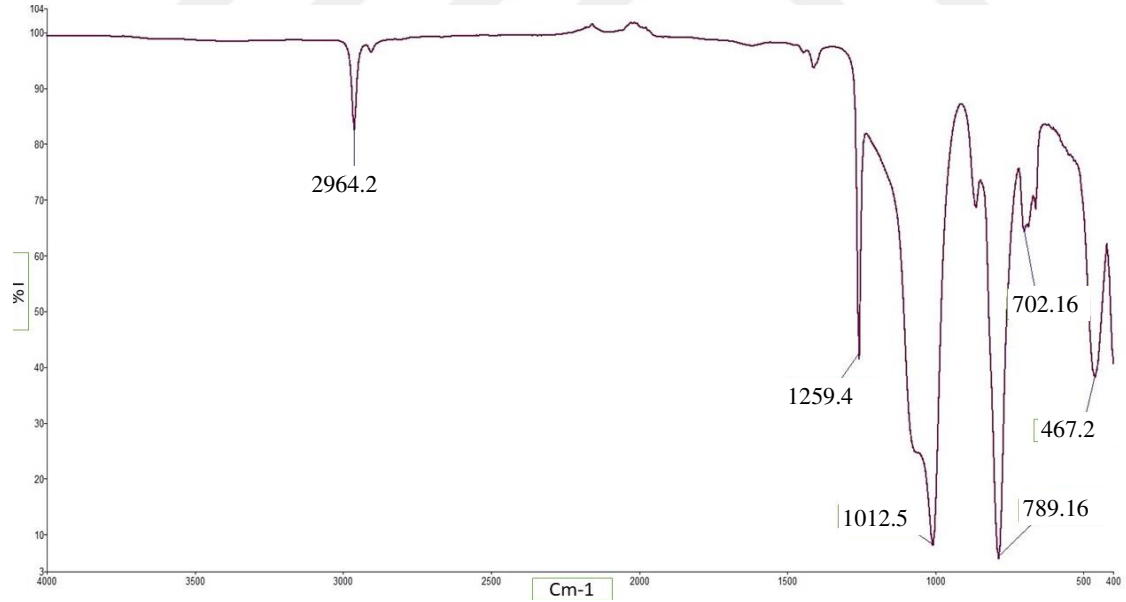
Şekil 4.21 Katkısız (Silikon) numunesinin FT-IR görüntüsü.

Şekil 4.21 FT-IR spektrumu, silikon bir numunenin kimyasal özelliklerini incelemektedir. 2964.2 cm^{-1} tepe noktası, alifatik C-H gerilme titreşimlerini, 1259.4 cm^{-1} ve 1010.2 cm^{-1} ise C-O veya C-O-C gerilme titreşimlerini işaret ederek ester veya eter gruplarının varlığına işaret edebilir. 789.16 cm^{-1} ve 704.5 cm^{-1} bölgeleri, aromatik C-H bükülme titreşimlerini, 462.31 cm^{-1} ise metal-oksijen (M-O) bağlarını gösterebilir. Bu

analiz, numunenin hem alifatik hem de aromatik hidrokarbonlar içerebileceğini ve potansiyel olarak metalik bir bileşiğe sahip olabileceğini düşündürmektedir.



Şekil 4.22 Silikon+Hidroksiapatit (K1) numunesinin FT-IR görüntüsü.

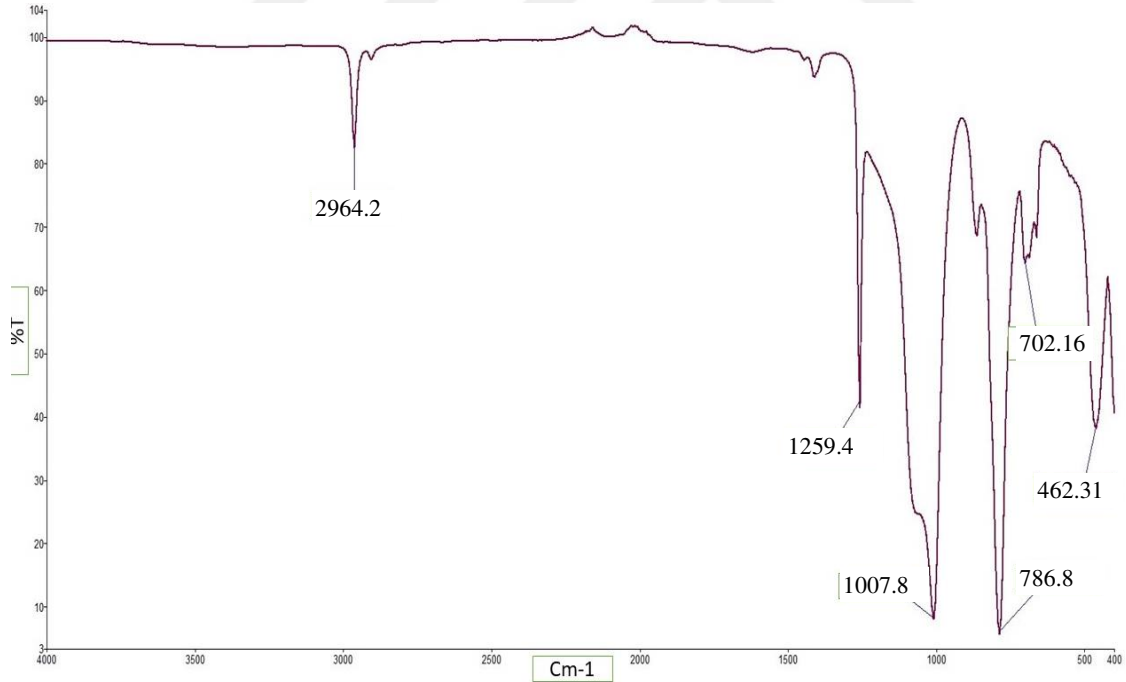


Şekil 4.23 Silikon+Hidroksiapatit+Kitosan (K2) numunesinin FT-IR görüntüsü.

Şekil 4.22 FT-IR spektrumu, silikon ve hidroksiapatit (HA) katkılı bir numunenin kimyasal özelliklerini incelemektedir. 2961.9 cm^{-1} zirvesi alifatik C-H gerilme titreşimlerini işaret ederken, 1259.4 cm^{-1} ve 1010.2 cm^{-1} fosfat (P-O) ve silikon-oksijen (Si-O) bağlarını, dolayısıyla HAp ve silikonun varlığını göstermektedir. 786.8 cm^{-1} ve

704.5 cm^{-1} bölgeleri Si-O-Si bükülme titreşimlerini işaret ederek silikon katkısını doğrularken, 467.02 cm^{-1} fosfat gruplarına veya metal-oksijen bağlarına işaret ederek HAp varlığını destekler. Spektrum, numunenin silikon ve HAp içerikli bir biyokompozit yapıda olduğunu ortaya koymaktadır.

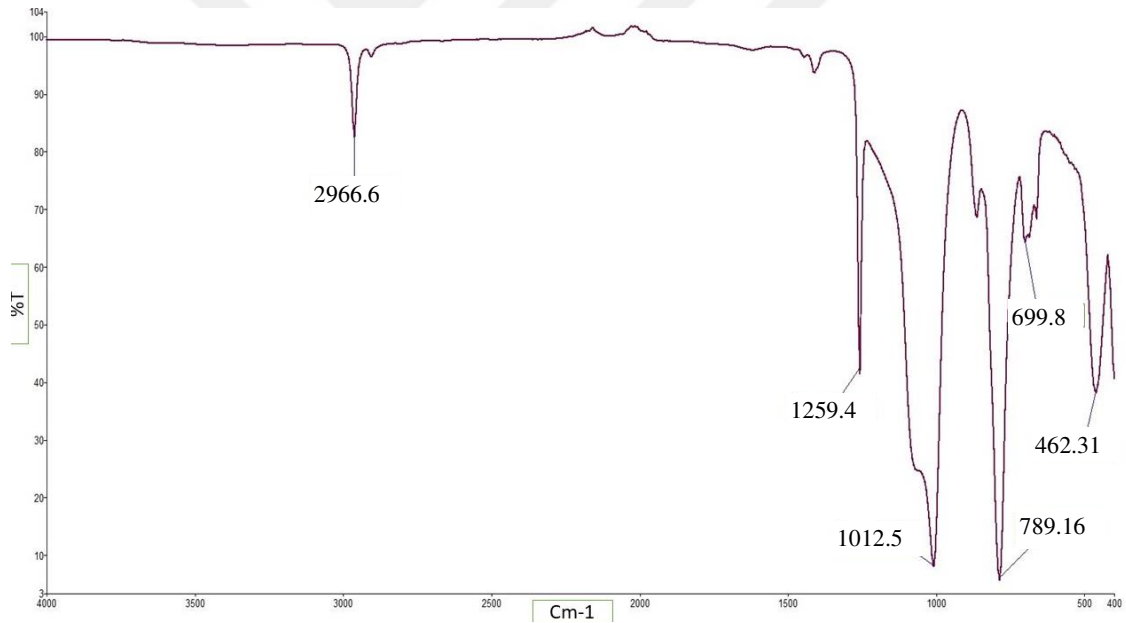
Şekil 4.23 FT-IR spektrumu, silikon, hidroksiapatit (HAp) ve kitosan katkılı bir numunenin kimyasal yapısını ortaya koymaktadır. 2964.2 cm^{-1} 'de alifatik C-H gerilme titreşimleri görülmektedir. 1259.4 cm^{-1} 'de fosfat (P-O) ve muhtemel Si-O bağlarına işaret eden bir pik, HAp ve silikonun varlığını desteklemektedir. 1012.5 cm^{-1} 'deki pik, kitosanın glikozamin gruplarına işaret ederken, 789.16 cm^{-1} ve 702.16 cm^{-1} bölgeleri Si-O-Si titreşimleri ile silikon katkısını göstermektedir. 467.02 cm^{-1} bölgesi, fosfat ve metal-oksijen bağlarına işaret ederek HAp'nin varlığını desteklemektedir. Genel olarak, spektrum numunenin silikon, HAp ve kitosan içeren bir biyokompozit olduğunu göstermektedir.



Şekil 4.24 Silikon+Kitosan+Çinko Katkılı Ha (K3) numunesinin FT-IR görüntüsü.

Şekil 4.24 FT-IR spektrumu, silikon, kitosan ve çinko katkılı hidroksiapatitin yapısal bileşenlerine dair önemli bilgiler sunmaktadır. 2964.2 cm^{-1} 'deki pik, silikon kauçukta bulunan metil ($-\text{CH}_3$) ve metilen ($-\text{CH}_2$) gruplarına ait C-H gerilme titreşimlerine işaret

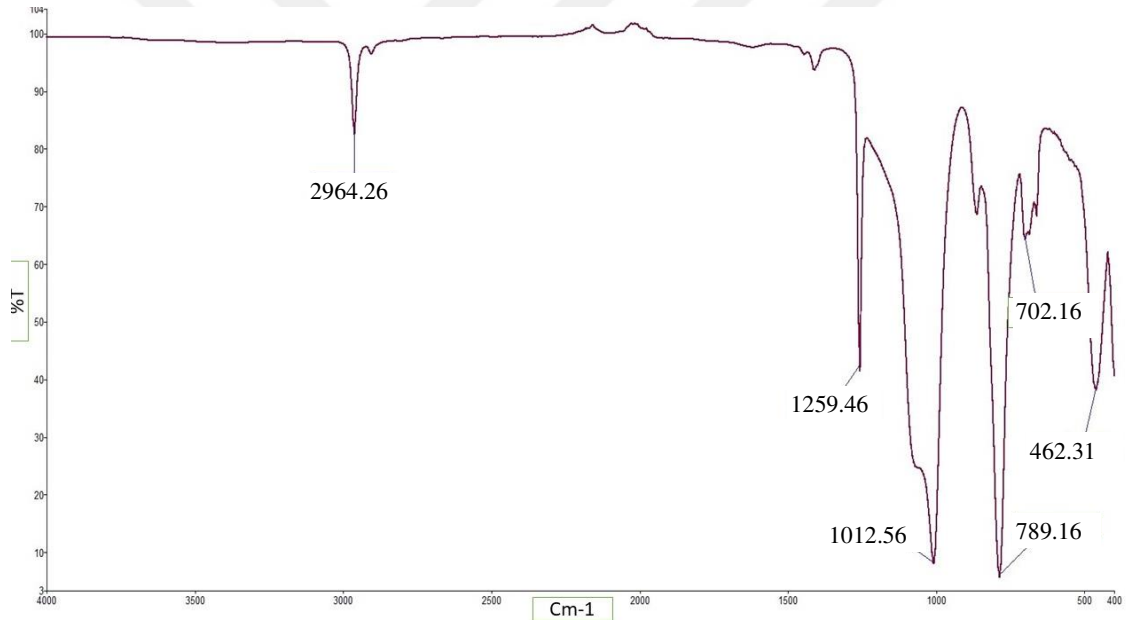
etmektedir. 1259.4 cm^{-1} 'de gözlenen pik, Si–O–Si asimetrik gerilme titreşimine karşılık gelmekte olup, silikon elastomerin temel yapısal bileşenlerinden biri olduğunu göstermektedir. 1007.8 cm^{-1} 'deki pik, fosfat (PO_4^{3-}) gruplarına bağlı P–O gerilme titreşimlerini temsil eder ve hidroksiapatit içeriğinin varlığına işaret etmektedir. 786.8 cm^{-1} 'deki bant, Si-O veya Si-C titreşimlerinden kaynaklanabilir ve silikon bazlı polimerlerin tipik bir özelliğidir. 702.16 cm^{-1} 'deki pik, çinko-oksijen (Zn-O) bağlarını işaret edebilir ve çinko katkısının başarılı bir şekilde yapıya entegre olduğunu düşündürmektedir. Son olarak, 462.31 cm^{-1} 'de gözlenen pik, Si-O-Si bükülme titreşimleri veya metal-oksit bağları ile ilişkilendirilebilir. Tüm bu bulgular birlikte değerlendirildiğinde, spektrum silikon kauçuk matrisinin varlığını doğrulamakta, hidroksiapatitin fosfat grupları ile kimyasal etkileşimini göstermekte ve çinko katkısının yapıya entegre olduğunu desteklemektedir.



Şekil 4.25 Silikon+Kitosan+Magnezyum Katkılı HA (K4) numunesinin FT-IR görüntüsü.

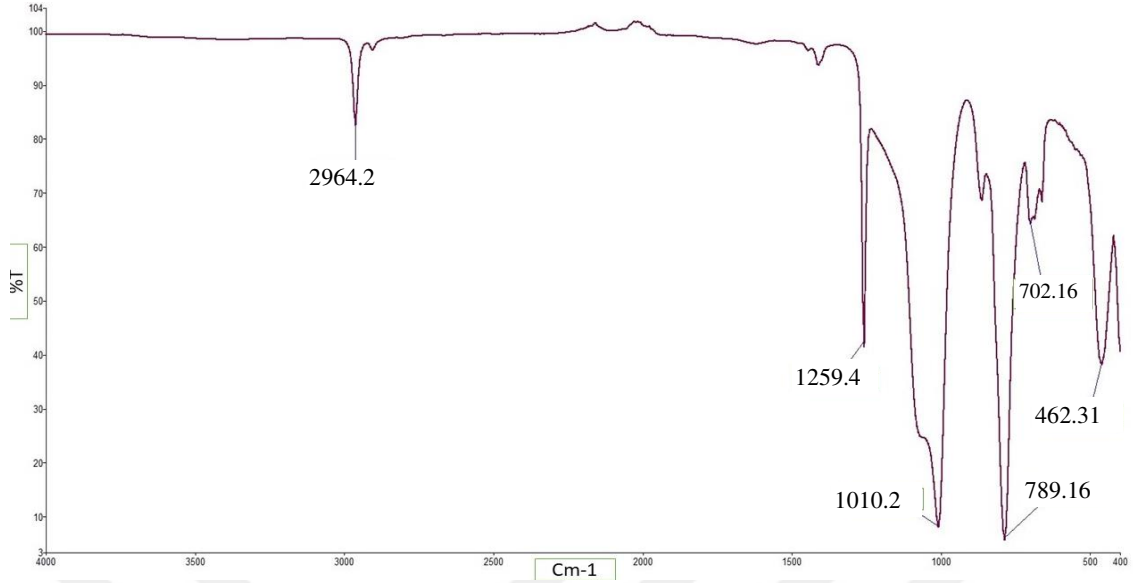
Şekil 4.25 FT-IR spektrumu, silikon, kitosan ve magnezyum katkılı hidroksiapatitin karakteristik fonksiyonel gruplarını göstermektedir. 2966.6 cm^{-1} 'de gözlenen pik, silikon elastomerde bulunan metil ($-\text{CH}_3$) ve metilen ($-\text{CH}_2$) gruplarının C-H gerilme titreşimlerine karşılık gelmektedir. 1259.4 cm^{-1} 'deki bant, Si–O–Si asimetrik gerilme titreşimini temsil etmekte olup, silikon bazlı polimerin yapıda bulunduğunu doğrulamaktadır. 1012.5 cm^{-1} 'deki belirgin pik, hidroksiapatit yapısındaki fosfat (PO_4^{3-})

gruplarına ait P–O gerilme titreşimlerini göstermektedir ve bu, HAp’nin matrise başarılı bir şekilde entegre olduğunu düşündürmektedir. 789.16 cm^{-1} ’de gözlenen bant, Si-O veya Si-C bağları ile ilişkilendirilebilir ve silikon elastomerin karakteristik yapısına işaret etmektedir. 699.8 cm^{-1} ’deki pik, Mg-O bağlarını temsil edebilir ve magnezyum iyonlarının hidroksiapatit kristal yapısına dahil olduğunu göstermektedir. 462.31 cm^{-1} ’deki pik ise Si-O-Si bükülme titreşimlerine veya metal-oksit etkileşimlerine karşılık gelebilir. Çinko katkılı spektrumla karşılaştırıldığında, magnezyum katkısının özellikle fosfat gruplarının titreşim bölgelerinde hafif frekans kaymalarına neden olduğu gözlemlenmektedir. Bu kaymalar, magnezyum iyonlarının hidroksiapatit kristal yapısında kalsiyum iyonlarıyla yer değiştirerek kristal bozulmasına yol açtığını ve kimyasal etkileşimleri değiştirdiğini düşündürmektedir.



Şekil 4.26 Silikon+Kitosan+Stronsiyum Katkılı HA (K5) Numunesinin FT-IR görüntüsü.

Şekil 4.26 FT-IR spektrumu, silikon, hidroksiapatit (HAp), kitosan ve stronsiyum katkılı bir kompoziti temsil etmektedir. 2964 cm^{-1} ’deki pik, kitosanın C-H gerilme titreşimlerini yansıtırken, 1259 ve 1012 cm^{-1} bölgelerindeki bantlar hidroksiapatitin PO_4^{3-} gruplarına ait karakteristik titreşimleri göstermektedir. 789 ve 702 cm^{-1} bölgelerindeki Si-O-Si ve Si-O titreşimleri, silikonun yapıda bulunduğunu doğrulamaktadır. Ayrıca, 462 cm^{-1} ’deki pik, stronsiyumun Sr-O bağlarına işaret etmektedir. Bu sonuçlar, örneğin bileşenlerinin başarıyla birleştirildiğini ve FT-IR analizi ile doğrulandığını göstermektedir.



Şekil 4.27 Silikon+Kitosan+Gümüş Katkılı HA (K6) numunesinin FT-IR görüntüsü.

Şekil 4.27 FT-IR spektrumunda silikon, hidroksiapatit (HAp), kitosan ve gümüş katkılarının belirgin absorpsiyon bantlarını görebiliriz. 2964 cm^{-1} bölgesindeki pik, C-H gerilme titreşimlerini temsil edebilir ve organik bileşiklerin varlığını gösterebilir. 1259 cm^{-1} civarında görülen pik, fosfat gruplarına (PO_4^{3-}) veya HAp yapısına işaret edebilir. 702 ve 789 cm^{-1} bölgeleri, Si-O-Si bağlarının simetrik ve asimetrik gerilme titreşimlerini gösterebilir. Ayrıca, 462 cm^{-1} bölgesindeki pik, silikon oksit yapısına atfedilebilir. Kitosanın N-H veya O-H gruplarına işaret eden piklerin genellikle $3000\text{--}3500\text{ cm}^{-1}$ arasında olduğu gözlemlenebilir. Bu analiz, katkı maddelerinin kimyasal yapıya entegre olduğunu ve karakteristik kimyasal gruplarını koruduğunu göstermektedir.

Hamouni vd. (2019) çalışmalarında PDMS membran üretmişlerdir. Ürettikleri membrana yaptıkları FT-IR analizinde 2960 cm^{-1} , 1250 cm^{-1} , 1019 cm^{-1} , 875 cm^{-1} , 604 cm^{-1} frekanslarında pikler gözlemlenmiştir. Jeronimo vd. (2021) çalışmalarında ZnO/PDMS nanokompozitleri üretmişlerdir. Katkısız ve Katkılı PDMS numunelerine yaptıkları FTIR analizinde 2960 cm^{-1} , 1260 cm^{-1} , 1060 cm^{-1} , 1010 cm^{-1} , 790 cm^{-1} frekanslarında pikler gözlemlenmiştir. Bu sonuçlar da bizim FTIR analiz sonucunda elde ettiğimiz pikler ile uyushmaktadır.

4.2 Mekanik Test Sonuçları

4.2.1 Çekme Testi Sonuçları

Hazırlanan polimer kompozit numunelerin çekme test sonuçları tablo halinde Çizelge 4.1’de verilmiştir.

Çekme test sonuçlarına göre, katkısız silikon kompozit ve metal iyon katkılı hidroksiapatit içeren kompozitler arasındaki mekanik özellikler dikkate alındığında, bazı önemli farklılıklar ortaya çıkmaktadır.

Katkısız numune 3,02 N/mm² ile en yüksek maksimum gerilmeyi gösterirken, metal iyon katkılı numuneler (K1-K6) daha düşük maksimum gerilme değerleri sergilemiştir. Özellikle K1 (Zn katkılı HA) numunesi 1,26 N/mm² ile en düşük değeri almıştır. Metal iyonlarının eklenmesi, numunelerin gerilme dayanımını düşürmüş gibi gözükmektedir.

Çizelge 4.1 Hazırlanan numunelerin çekme test sonuçları.

	Maksimum gerilme (σ_m N/mm ²)	Uzama Oranı (ϵ_m %)	Kopma gerilmesi (σ_b N/mm ²)	Kopma uzaması (ϵ_b %)	Numune genişliği (b, mm)	Numune yüksekliği (h, mm)
Katkısız	3,02	483,0	2,96	484,9	11,8	3,9
K1	1,26	319,2	1,08	321,3	10,8	3,9
K2	0,975	291,2	0,959	292,9	11,7	3,55
K3	2,17	380,9	2,14	381,8	11,3	4
K4	2,05	359,7	2,04	360,3	11,8	3,9
K5	2,24	396,9	2,28	397,5	11,7	4,05
K6	1,89	408,6	1,88	409,5	11,7	3,9

Katkısız numune 483,0% gibi oldukça yüksek bir uzama oranına sahipken, metal iyon katkılı numuneler bu değerin altında kalmıştır. Örneğin, K1 numunesi 319,2% uzama oranı ile en düşük esneklik gösteren numune olmuştur. Bu durum, metal iyonların eklenmesinin, malzemenin esnekliğini olumsuz yönde etkilediğini göstermektedir. Ancak, K6 (Ag katkılı HA) numunesi, 408,6% ile daha yüksek bir uzama oranı

sergileyerek, esneklik açısından katkılı numuneler arasında en iyi performansı göstermektedir.

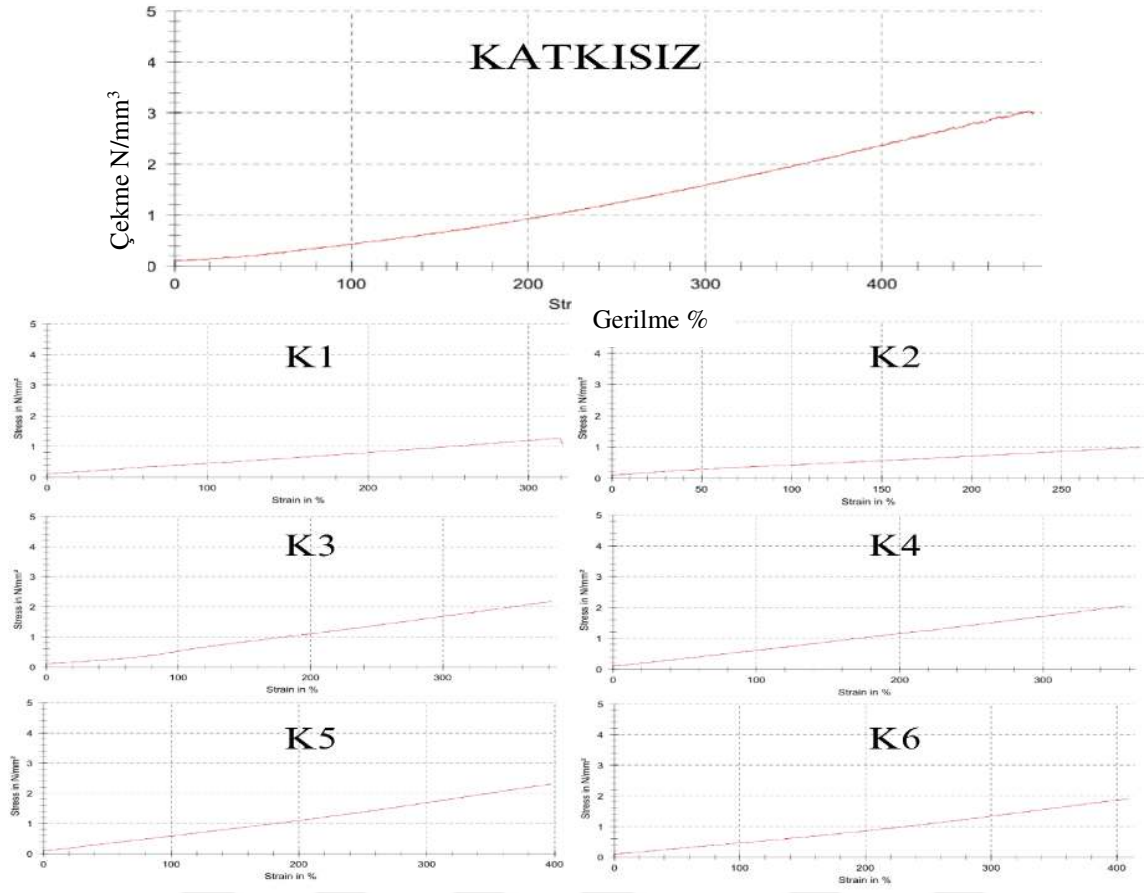
Katkısız numune 2,96 N/mm² kopma gerilmesi ile yine en yüksek değeri gösterirken, metal iyon katkılı numunelerde bu değer daha düşük olmuştur. Örneğin, K1 numunesi 1,08 N/mm² ile en düşük kopma gerilmesine sahipken, K5 numunesi 2,28 N/mm² ile daha yüksek bir değer elde etmiştir. Bu, K5 numunesinin kopma esnasında daha dayanıklı olduğunu göstermektedir.

Kopma anındaki uzama, katkısız numunede 484,9% ile en yüksek değeri alırken, metal iyon katkılı numunelerde bu değer genel olarak düşmektedir. K1 (Silikon katkılı HA) 321,3% ile kopma uzaması bakımından en düşük değeri gösterirken, K5 (Sr katkılı HA) numunesi 397,5% ile daha iyi bir performans sergilemiştir.

Numune genişliği (b) ve yüksekliği (h) testlerin yapılabilmesi için belirlenen standart boyutlardadır. Tüm numunelerin genişliği yaklaşık olarak 11,7-11,8 mm arasında değişirken, yükseklikler ise 3,55 mm ile 4,05 mm arasında değişmektedir. Bu ölçüler, testlerin doğruluğunu etkilemeden malzeme özelliklerinin karşılaştırılmasına olanak sağlamaktadır.

Katkısız silikon kompozit, özellikle yüksek maksimum gerilme ve uzama oranı ile daha esnek ve dayanıklı bir malzeme olarak öne çıkmaktadır.

Metal iyon katkılı numuneler (özellikle Zn ve Ag katkılı olanlar), genellikle daha düşük gerilme ve uzama değerleri ile daha kırılgan davranışlar sergilemektedir. Ancak, bazı örneklerde (K5, Sr katkılı HA) dayanım ve kopma uzaması açısından olumlu sonuçlar gözlemlenmiştir.



Şekil 4.28 Numunelerin Gerilme/Gerinim grafikleri.

Bu farklılıklar, metal iyonların eklenmesinin malzemenin mekanik özelliklerini, özellikle esneklik ve gerilme dayanımını değiştirdiğini ve her bir metal iyonun farklı etkilere sahip olduğunu göstermektedir. Şekil 4.28’te numunelerin gerilme-gerinim grafikleri verilmiştir.

Lagan ve Knec (2018) çalışmalarında alt ekstremite protezlerinde kullanılan silikon astarların çekme testlerinde elde edilen deneysel verilerin uyumunu sağlamak için hiperelastik malzeme modellerinin yeteneğinin tahmin edilmesi konusunda çalışmışlardır. Uc farklı grup astar analiz etmişlerdir: I- silikon astar, II- kumaş takviyeli silikon astar, III- dış kaplamalı silikon astar. Yapılan çekme testi sonucunda sırasıyla 0,16 N/mm², 0,23 N/mm² ve 1,54 N/mm² maksimum gerilme değerlerini elde etmişlerdir. Genel olarak sonuçları kıyasladığımızda maksimum gerilme değerlerinde daha yüksek sonuçlar elde edildiğini söyleyebiliriz.

4.2.2 Shore A Sertlik Testi Sonuçları

Hazırlanan polimer kompozit numunelerin Shore A sertlik test sonuçları tablo halinde Çizelge 4.2’de verilmiştir.

Çizelge 4.2 Numunelerin Shore A Sertlik test sonuçları.

Numune Adı	Shore A Sertlik Değeri (HA)
Katkısız	23
K1	20,5
K2	20,5
K3	23
K4	25
K5	25
K6	22,5

Verilen Shore A sertlik test sonuçlarına göre, katkısız malzeme (23 Shore A) ortalama bir sertlik seviyesinde olup, esneklik ve dayanıklılık açısından denetim için bir referans işlevi görmektedir. Katkılı numunelerden K1 ve K2 (20,5 Shore A), daha düşük sertlikleriyle daha fazla esneklik ve yumuşaklık sunarken, K4 ve K5 (25 Shore A) numuneleri daha yüksek sertlikleriyle daha dayanıklı ve deformasyona karşı dirençli olma eğilimindedir. K3 (23 Shore A) numunesi katkısız malzeme ile aynı sertlikte olup, katkının sertlik üzerinde önemli bir etkisi olmadığını göstermektedir. K6 (22,5 Shore A) ise orta seviyede sertlik göstererek, esneklik ile dayanıklılık arasında bir denge sağlamaktadır.

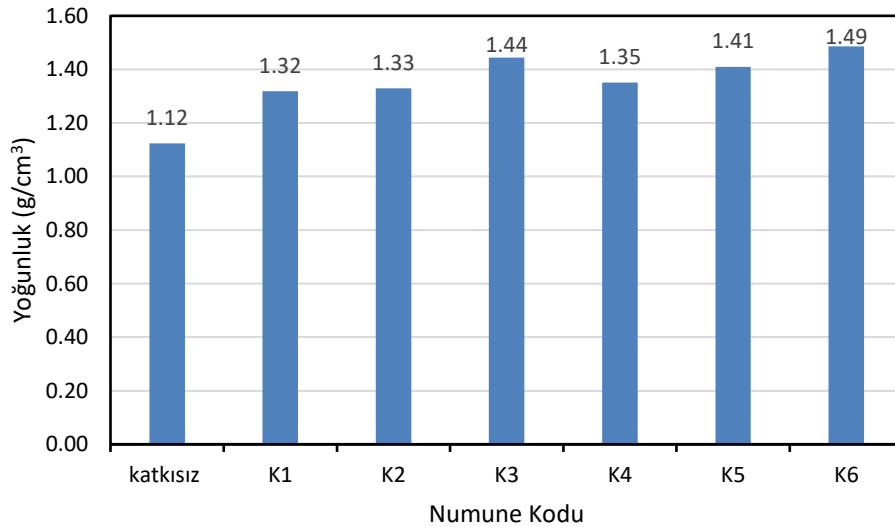
Gu vd. (2020), çalışmalarında üç farklı ticari silikon astarının yüzey özelliklerini, mekanik özelliklerini ve toksisitelerini incelemiştir. A, B ve C olmak üzere üç farklı numuneye yaptıkları Shore A sertlik testinde sırasıyla 22,31 HA, 21,81 HA ve 24,23 HA olarak bulunmuştur. Bu değerler bizim sonuçlarımızla paralellik göstermektedir.

4.3 Fiziksel Test Sonuçları

4.3.1 Yoğunluk Analiz Sonuçları

Hazırlanan polimer kompozit numunelerin yoğunluk analizi sonuçları grafik halinde Şekil 4.29’da verilmiştir.

Yoğunluk test sonuçlarına göre, hem görünür katı yoğunluk hem de yığınsal yoğunluk değerlerinde katkı maddelerinin etkisi net bir şekilde gözlemlenmiştir.



Şekil 4.29 Polimer kompozit numunelerin yoğunluk analiz sonuçları.

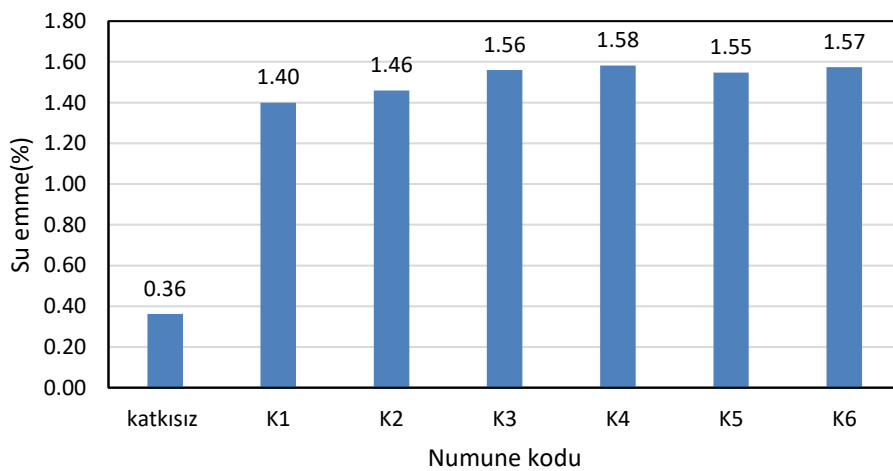
Yapıya ilave edilen oksitlerin yoğunlukları hidroksiapatit (yoğunluk, 3,1 g/cm³), kitosan (yoğunluk, 1,40 g/cm³), çinko oksit (yoğunluk, 5,606 g/cm³) magnezyumun oksit (yoğunluk, 3,58 g/cm³) stronsiyumun oksit (yoğunluk, 4,70 g/cm³) gümüşün oksit (yoğunluk, 7,14 g/cm³) değerine sahiptir. En düşük bulk yoğunluk 1.12 g/cm³ ile Silikon malzemesinde bulunurken, en yüksek bulk yoğunluk 1.49 g/cm³ ile K6 malzemesinde ölçülmüştür. Diğer malzeme kombinasyonlarının bulk yoğunluk değerleri sırasıyla K1 (1.32 g/cm³), K2 (1.33 g/cm³), K3 (1.44 g/cm³), K4 (1.35 g/cm³) ve K5 (1.41 g/cm³) olarak belirlenmiştir. Genel olarak, bulk yoğunluk malzemeye ilave edilen katkı ve gözenekliye bağlıdır. Bu sonuçlarda bunu desteklemektedir. Bulk yoğunluğunun artması mekanik dayanıma olumlu etki sağlar. Buna karşın, düşük bulk yoğunluk daha hafif ve

daha gözenekli bir yapıyı ifade eder. Uygulama alanına bağlı olarak, mekanik dayanımın yüksek olması gereken durumlarda K6 en uygun seçenek olurken, daha hafif ve gözenekli bir yapı gerektiren uygulamalarda silikon gibi düşük yoğunluklu malzemeler tercih edilebilir.

Abed (2023), tez çalışmasında nano-ZnO, nano HA ve klorofil katkılı silikon kauçuk polimer kompozit malzeme çalışmıştır. Katkısız silikon numunede $1,093 \text{ gr/cm}^3$, %10 klorofil katkılı numunede $1,089 \text{ gr/cm}^3$ ve %1,5 - 4,5 arası ZnO katkısında $1,102 \text{ gr/cm}^3$ - $0,88 \text{ gr/cm}^3$, %0,5 - %1,5 HA katkısında $1,146 - 0,972 \text{ gr/cm}^3$ aralığında yoğunluk değerleri elde etmiştir. Bizim çalışmamız katkısız silikon numunede $1,128 \text{ gr/cm}^3$, sadece HA katkılı K1 kodlu numunede $1,165 \text{ gr/cm}^3$ ve %10 çinko-HA-kitosan katkılı K3 kodlu numunede bulduğumuz yoğunluk değeri $1,226 \text{ gr/cm}^3$ 'tür ve elde edilen değerler bu tez çalışması ile benzerlik göstermektedir.

4.3.2 Su Emme Tayini Sonuçları

Hazırlanan polimer kompozit numunelerin su emme tayini sonuçları grafik halinde Şekil 4.30'da verilmiştir. Numunelerin su emme yüzdeleri incelendiğinde, katkısız hidroksiapatitin su emme değeri %0,36 olarak belirlenmiştir ve bu oran diğer numunelere kıyasla orta seviyededir. Katkısız yapıdaki gözenekli mikro yapı, suyun malzeme içine daha kolay nüfuz etmesine neden olabilir.



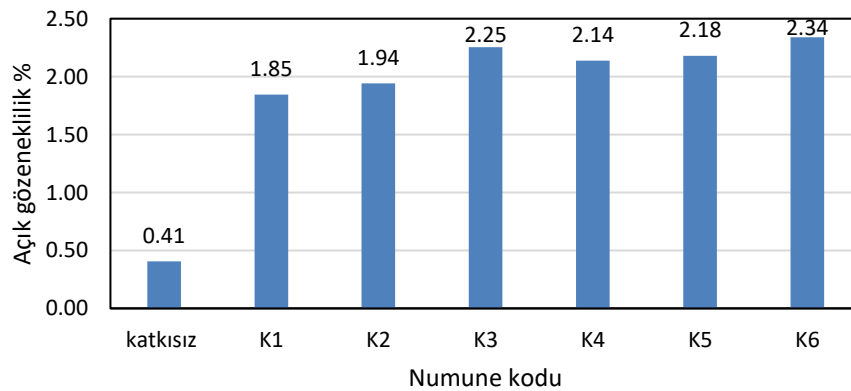
Şekil 4.30 Polimer kompozit numunelerin su emme analiz sonuçları.

En düşük su emme oranı %0.36 ile Silikon malzemesinde gözlemlenirken, en yüksek değer %1.58 ile K4 malzemesinde görülmektedir. Diğer malzeme kombinasyonlarının su emme oranları sırasıyla K1 (%1.40), K2 (%1.46), K3 (%1.56), K5 (%1.55) ve K6 (%1.57) olarak belirlenmiştir. Genel olarak, daha yüksek su emme oranı, malzemenin daha gözenekli bir yapıya sahip olduğunu ve suya karşı daha geçirgen olduğunu gösterirken, düşük su emme oranı, malzemenin daha kompakt ve suya karşı daha dirençli olduğunu ifade eder. Bu bağlamda, Silikon en düşük su emme oranına sahip olduğu için suya karşı en dayanıklı malzeme olarak öne çıkmaktadır, bu da suya maruz kalacak uygulamalarda avantaj sağlayabilir. Öte yandan, su emme kapasitesinin yüksek olması gereken durumlarda K4 gibi daha yüksek su emme oranına sahip malzemeler tercih edilebilir.

Ameer (2023) çalışmasında soket astarı oluşturmak amacıyla ZnO, Mg ve Kitosan katkılı Silikon kompozit malzemeleri üretmiştir. ZnO katkılı numune için %0,5, Mg katkılı numune için %1,65, Kitosan katkılı numune için ise %0,8 su emme değerlerini bulmuştur. Abed (2023) katkısız silikon numunesine yaptığı su emme testinde %1,55 su emme değerini elde etmiştir. Kendi sonuçlarımız ile kıyasladığımızda su emme değerlerinin birbirine çok yakın olduğu görülmektedir.

4.3.3 Açık Gözeneklilik

Hazırlanan polimer kompozit numunelerin yoğunluk analizi sonuçları grafik halinde Şekil 4.31’de verilmiştir.



Şekil 4.31 Polimer kompozit numunelerin Açık gözeneklilik analiz sonuçları.

Grafikte polimer kompozit numunelerin açık gözeneklilik yüzdeleri görülmektedir.

Katkısız numune en düşük açık gözenekliliğe sahipken (%0.41), katkı maddesi eklenen numunelerde belirgin bir artış gözlemlenmiştir. K1 numunesi (%1.85), K2 (%1.94), K3 (%2.25), K4 (%2.14), K5 (%2.18) ve K6 (%2.34) gözeneklilik göstermiştir. En yüksek gözeneklilik K6 numunesinde ölçülürken, K3-K6 arasında küçük dalgalanmalar olduğu görülmektedir. Bu durum, katkı maddelerinin malzemenin mikro yapısındaki gözenek oluşumunu artırdığını ancak belirli bir seviyeden sonra değişimin stabil hale geldiğini göstermektedir. Açık gözenekliliğin artışı, mekanik ve biyolojik özellikler üzerinde doğrudan etkili olabileceğinden, bu sonuçlar malzemenin fonksiyonelliği açısından önemli bir bulgu sunmaktadır.

Ameer (2023) çalışmasında katkısız silikon numunede %0,7, kitosan katkılı (%0,1 - %0-2 - %0,3, %0,4, %0,5) numunelerde sırasıyla %0,1 - %0,12 - %0,14 - %0,13 - %0,11 değerlerini, Çinko katkılı (%0,1 - %0-2 - %0,3, %0,4, %0,5) numunelerde sırasıyla %0,12 - %0,13 - %0,15 - %0,14 - %0,12 değerlerini, Magnezyum katkılı (%0,1 - %0-2 - %0,3, %0,4, %0,5) numunelerde ise sırasıyla %0,14 - %0,17 - %0,21 - %0,23 ve %0,25 değerlerini bulmuştur. Katkısı miktarı arttıkça gözenek artış gösterdiğini gözlemlenmiştir. Bizim çalışmamızda da aynı şekilde katkı miktarı artışıyla gözenek miktarı artmıştır.

4.4 Antibakteriyel Test Sonuçları

İlk olarak hazırlanan reçetelere göre üretilmiş numunelerin antibakteriyel test sonuçları

Çizelge 4.3 İlk olarak hazırlanan antibakteriyel test sonuçları.

Numune Kodu	Escherichia coli (gram negatif)	Staphylococcus aureus (gram pozitif)
Katkısız	6,5 / 6,03	6,23 / 6,18
K1	6,22 / 6,19	6,17 / 6,13
K2	6,14 / 6,10	10,58 / 10,49
K3	6,12 / 6,15	6,03 / 6,11
K4	6,00 / 6,03	6,01 / 6,12
K5	6,07 / 6,04	6,09 / 6,06
K6	6,07 / 6,06	8,97 / 8,64

Optimize edilen reçetelere göre üretilen polimer kompozit numunelere 10^7 değerinde *Escherichia coli* (gram negatif) ve *Staphylococcus aureus* (gram pozitif) bakterileri 15 dakika boyunca inoküle edilmiştir. Antibakteriyel test sonuçları Çizelge 4.4'te verilmiştir.

Çizelge 4.4 Numunelerin Antibakteriyel test sonuçları.

Numune Kodu	<i>Escherichia coli</i> (gram negatif)	<i>Staphylococcus aureus</i> (gram pozitif)
Katkısız	$1,2 \times 10^5$	$7,24 \times 10^4$
K1	$1,05 \times 10^5$	$10,25 \times 10^4$
K2	$1,04 \times 10^5$	$8,01 \times 10^4$
K3	$1,13 \times 10^5$	$8,29 \times 10^4$
K4	$1,54 \times 10^5$	$7,49 \times 10^4$
K5	$1,22 \times 10^5$	$6,5 \times 10^4$
K6	$1,17 \times 10^5$	$6,72 \times 10^4$

Antibakteriyel test sonuçları, farklı katkı maddelerinin *Escherichia coli* (gram negatif) ve *Staphylococcus aureus* (gram pozitif) bakterilerine karşı etkilerini ortaya koymaktadır. Katkısız numunede her iki bakterinin de yoğunluklarının nispeten yüksek olduğu ($1,2 \times 10^5$ ve $7,24 \times 10^4$) gözlemlenmiştir. Bu, katkısız polimer kompozitin antibakteriyel etkisinin oldukça sınırlı olduğunu göstermektedir.

Katkılı numuneler arasında K1, K2 ve K3 numuneleri, *Escherichia coli*'ye karşı kısmi bir azalma göstermiştir; özellikle K2 numunesi ($1,04 \times 10^5$) en düşük bakteri yoğunluğunu sergileyerek bu bakteriye karşı en etkili katkıyı sağlamıştır. *Staphylococcus aureus* içinse, K5 ve K6 numuneleri dikkate değerdir. K5 ($6,5 \times 10^4$) ve K6 ($6,72 \times 10^4$) numuneleri, bu bakteri türüne karşı en yüksek antibakteriyel etkiyi göstermiştir. Bu sonuç, kullanılan katkıların özellikle gram pozitif bakterilere karşı etkili olduğunu ve metal iyon katkılarının (özellikle Ag^+) bu etkide önemli bir rol oynayabileceğini düşündürmektedir.

Bununla birlikte, K4 numunesinin *Escherichia coli* yoğunluğunu artırdığı ($1,54 \times 10^5$)

ve *Staphylococcus aureus* üzerinde sınırlı bir azalma sağladığı gözlemlenmiştir. Katkısız numune ile kıyaslandığında K1, K2, K3 ve K4 numunelerinin *Staphylococcus aureus* bakterisi için daha fazla yoğunluk gösterdiği gözlemlenmiştir. Genel olarak, katkı maddelerinin gram negatif ve gram pozitif bakterilere karşı farklı etkiler gösterdiği, en iyi antibakteriyel özelliklerin ise K5 ve K6 numunelerinde gözlemlendiği belirlenmiştir.

Yaren vd. (2011) kitosan katkılı HA almışlardır. Çalışmalarında %2 katkıda 5.6×10^7 %5 x değerinde antibakteriyel test sonuçları elde etmişler bu da bizim çalışmamızla paralel sonuçlar göstermektedir.

Fischer vd. (2021) çalışmalarında fotokatilik olarak aktif katkı maddelerine dayalı antimikrobiyal silikon kauçuk malzeme çalışmışlardır. Çalışmalarındaki %5 ve % 10 ZnO katkılı silikon numuneler *E. Coli* bakterilerine maruz bırakılmış ve antibakteriyel etkinlikleri ölçülmüştür. Ve 2 saat bakteri ortamında bekletilerek yapılan analizde %5 ZnO katkılı silikon numune için 70×10^{-4} , %10 ZnO katkılı silikon numune için ise 20×10^{-4} değerlerini elde etmiştir. Bizim çalışmamıza kıyasla daha yüksek antibakteriyel aktivite gözlemlenmiştir. Bunun nedeni ise kullanılan metal iyonları miktarıdır.

5. TARTIŞMA VE SONUÇ

Bu çalışmada, biyomedikal uygulamalarda kullanılmak üzere silikon kauçuk matrisli, hidroksiapatit (HA) ve çeşitli metal iyon katkıları (Zn, Mg, Sr, Ag) ile modifiye edilmiş polimer kompozitler üretilmiş ve kapsamlı bir şekilde karakterize edilmiştir. Çalışma sonuçları, malzemelerin mekanik, fiziksel, mikroyapısal ve antibakteriyel özellikleri bakımından farklı katkıların etkilerini değerlendirme olanağı sunmuştur.

Yapılan çekme testlerinde, metal iyon katkılarının ve kitosanın kompozitin mekanik performansı üzerinde önemli etkiler gösterdiği belirlenmiştir. Hidroksiapatit içeren K1 ve K2 numunelerinde maksimum gerilme ve uzama oranlarında azalmalar görülürken, Zn, Mg, Sr ve Ag katkıları içeren numunelerde (K3-K6) kopma mukavemeti ve uzama oranlarının genel olarak katkısız numuneye göre daha iyi sonuçlar verdiği gözlemlenmiştir. Özellikle K3 ve K5 numuneleri, dengeli mekanik özellikleri ile öne çıkmıştır.

Yoğunluk testlerinde, katkısız numuneye göre katkılı numunelerde yoğunluk değerlerinin arttığı gözlemlenmiştir. Bu artış, metal iyon katkılarının yapıya entegrasyonu ile açıklanabilir. Su emme testlerinde ise K4 numunesi haricinde katkılı kompozitlerde düşük su emme değerleri elde edilmiştir. Bu durum, S+K+Mg-HA yapıya dahil edilmesi ve metal iyon katkılarının su geçirgenliğini azaltıcı etkisine bağlanmıştır.

XRD analizleri, 900 °C'de sinterlenmiş HA tozlarının kristal yapısının yüksek saflıkta hidroksiapatit fazları içerdiğini doğrulamıştır. Metal iyon katkılarının sinterleme sonrası faz dağılımını değiştirdiği, ancak ana fazın hidroksiapatit olarak kaldığı gözlemlenmiştir. SEM analizleri, mikroyapıda homojen dağılım sağlandığını ve metal iyon katkılarının partikül boyutunda belirli değişikliklere yol açtığını göstermiştir.

Antibakteriyel test sonuçları, metal iyon katkılarının hem gram negatif *Escherichia coli* hem de gram pozitif *Staphylococcus aureus* bakterilerine karşı etkili olduğunu ortaya koymuştur. Özellikle K5 ve K6 numuneleri, Ag katkısının etkisiyle en yüksek antibakteriyel performansı sergilemiştir. Bu sonuçlar, Ag iyonunun güçlü antibakteriyel etkisinin kompozite başarıyla entegre edildiğini göstermektedir. Bunun yanı sıra, diğer

metal iyon katkılarının da belirli düzeylerde antibakteriyel özellik sağladığı, ancak etkilerinin Ag katkısına kıyasla daha düşük olduğu belirlenmiştir.

Sonuç olarak, üretilen polimer kompozitlerin mekanik dayanım, su emme, yoğunluk ve antibakteriyel performans gibi özelliklerinin katkı tipine bağlı olarak farklılaştığı görülmüştür. Sr katkılı K5 ve Ag katkılı K6 numuneleri, hem mekanik özellikler hem de antibakteriyel etkinlik açısından en iyi performansı sunarak biyomedikal uygulamalarda kullanım potansiyelini göstermiştir. Bu çalışma, metal iyon katkılı hidroksiapatitlerin polimer matrislere entegre edilmesinin, kompozitlerin özelliklerini optimize etmek için etkili bir yöntem olduğunu kanıtlamaktadır.



6. KAYNAKLAR

- Adzila S, Ramesh S, Sopyan I, Tan C, Hamdi M, Teng W, 2013, Mechanochemical synthesis of magnesium doped hydroxyapatite: powder characterization, *Applied Mechanics and Materials*, 372, 62-65.
- Almora-Barrios N, Leeuw N, 2012, Molecular dynamics simulation of the early stages of nucleation of hydroxyapatite at a collagen template, *Crystal Growth & Design*, 12(2), 756-763.
- Ameer Z J A, 2023, Preparation and characterization of silicone rubber socket liners modified by nanoparticle additives, *Archives of Materials Science and Engineering*, 119(1), 21-30.
- Ardean C, Davidescu C, Nemeş N, Negrea A, Ciopec M, Duţeanu N, Musta V, 2021, Factors influencing the antibacterial activity of chitosan and chitosan modified by functionalization, *International Journal of Molecular Sciences*, 22(14), 7449.
- Bagheri, M, Validi M, Gholipour A, Makvandi P, Sharifi E, 2021, Chitosan nanofiber biocomposites for potential wound healing applications: antioxidant activity with synergic antibacterial effect. *Bioengineering & Translational Medicine*, 7(1) e10254.
- Baker K, and Zhitomirsky I, 2022, A versatile strategy for the fabrication of poly(ethyl methacrylate) composites. *Journal of Composites Science*, 6(2), 40.
- Baskar G, Suganthi R, Kolanthai E, Joshy M, Beaula W, Mythili R, Kalkura S, 2012, Blood compatibility of iron-doped nanosize hydroxyapatite and its drug release, *Acs Applied Materials & Interfaces*, 4(3), 1200-1210.
- Bekhit O, Elnour S, & Abdelghaffar N, 2023. Serum magnesium level in critically ill children. *Fayoum University Medical Journal*, 12(1), 112-118.
- Biţă B, Stancu E, Stroe D, Dumitrache M, Ciobanu C, Iconaru S, Groza A, 2022, The effects of electron beam irradiation on the morphological and physicochemical properties of magnesium-doped hydroxyapatite/chitosan composite coatings. *Polymers*, 14(3), 582.

- Boutwell E, Stine R, Hansen A, Tucker K, & Gard, S, 2012, Effect of prosthetic gel liner thickness on gait biomechanics and pressure distribution within the transtibial socket, *The Journal of Rehabilitation Research and Development*, 49(2), 227.
- Butera A, Maiorani C, Gallo S, Pascadopoli M, Quintini M, Lelli M, Scribante A, 2023, Biomimetic action of zinc hydroxyapatite on remineralization of enamel and dentin: a review, *Biomimetics*, 8(1), 71.
- Byra N, Krukowski S, Sadło J, Kołodziejski W, 2022, Composites containing nanohydroxyapatites and a stable tempo radical: preparation and characterization using spectrophotometry, epr and 1h mas nmr, *Materials*, 15(6), 2043.
- Cao W, ve Sun J, 2014, Strontium-substituted hydroxyapatite nanocrystals synthesized in ultrasonic field, use for protein adsorption. *Materials Science Forum*, 789, 224-229.
- Castellano J, Shafii S, Ko F, Donate G, Wright T, Mannari R, Robson M, 2007, Comparative evaluation of silver-containing antimicrobial dressings and drugs, *International Wound Journal*, 4(2), 114-122.
- Ciobanu C, Iconaru S, Chifiriuc M, Costescu A, Coustumer P, Predoi D, 2013, Synthesis and antimicrobial activity of silver-doped hydroxyapatite nanoparticles, *Biomed Research International*, 2013, 1-10.
- E,S, Thian T, Konishi Y, Kawanobe P,N, Lim C, Choong B, Ho M, Aizawa 2013, Zinc-substituted hydroxiapatite, a biomaterial with enhanced bioactivity and antibacterial properties, *J Mater Sci, Mated Med*, 24:437-445.
- Estévez M, Pérez R, 2018, Novel biosynthesis of Ag-hydroxyapatite, Structural and spectroscopic characterization, *Results in Physics*, 9: 593–597.
- F. Vazquez-Hernandez S,A, Lopez-Haro, M,L, Albor-Aguilera V, Altuzar C, Mendoza-Barrera, 2008, Synthesis of HAp/chitosan composites via electrospinning, Preliminary results, 5th International Conference on Electrical Engineering, Computing Science and Automatic Control CCE 2008, 238-241.
- Fatoni A, 2023, Synthesis, characterization of chitosan-zno/cuo nanoparticles film, and its effect as an antibacterial agent of escherichia coli, *Science & Technology Indonesia*, 8(3), 373-381.

- Fedorishin D, Gutsalova A, Lytkina D, & Курзина И, 2020, Research of the influence of zinc ions on synthesis and properties of hydroxyapatite, 81, 25.
- Fu C, Zhang X, Savino K, Gabrys P, Gao Y, Chaimayo W, Yates M, 2016, Antimicrobial silver-hydroxyapatite composite coatings through two-stage electrochemical synthesis, *Surface and Coatings Technology*, 301, 13-19.
- Garimella A, Ramya M, Ghosh S, Bandyopadhyay-Ghosh S, & Agrawal A, 2022, Bioactive fluorcanasite reinforced magnesium alloy-based porous bio-nanocomposite scaffolds with tunable mechanical properties, *Journal of Biomedical Materials Research Part B Applied Biomaterials*, 111(2), 463-477.
- Gerschutz M, Haynes M, Nixon D, & Colvin J, 2011, Tensile strength and impact resistance properties of materials used in prosthetic check sockets, copolymer sockets, and definitive laminated sockets, *The Journal of Rehabilitation Research and Development*, 48(8), 987.
- Ghoseiri K, and Safari R, 2014, Prevalence of heat and perspiration discomfort inside prostheses literature review, *The Journal of Rehabilitation Research and Development*, 51(6), 855-868.
- Gopal J, Muthu M, Thirumalai D, Kim K, Hasan N, Kwon S, & Chun S, 2019, Sustainable ecofriendly phytoextract mediated one pot green recovery of chitosan. *Scientific Reports*, 9(1), 13832.
- Groza A, Ciobanu C, Popa C, Iconaru S, Chapon P, Luculescu C, & Predoi D, 2016, Structural properties and antifungal activity against candida albicans biofilm of different composite layers based on ag/zn doped hydroxyapatite-polydimethylsiloxanes, *Polymers*, 8(4), 131.
- Gupta S, Loh K, & Pedtke A, 2019, Sensing and actuation technologies for smart socket prostheses. *Biomedical Engineering Letters*, 10(1), 103-118.
- H,A, Abed 2023, Preparation of the lining of the limbs from silicone rubber using for artificial limbs, Karabük University, Master Thesis, 82.
- Hadi A, Mohammed M, & Al-Bakri A, 2022, Numerical and experimental assessment of mechanical properties of biobased epoxy reinforced by flax fibres and seashell

- nanoparticles for prosthetic socket, *Advances in Materials Science and Engineering*, 2022, 1-11.
- Halim N, Hussein M, & Kandar M, 2021, Nanomaterials-upconverted hydroxyapatite for bone tissue engineering and a platform for drug delivery. *International Journal of Nanomedicine*, Volume 16, 6477-6496.
- Hamouni S, Arous O, Abdessemed D, 2019, Alcohol and Alkane Organic Extraction Using Pervaporation Process, 376(1), 1800247.
- Harkins A, Duri S, Kloth L, & Tran C, 2014, Chitosan–cellulose composite for wound dressing material, part 2, antimicrobial activity, blood absorption ability, and biocompatibility, *Journal of Biomedical Materials Research Part B Applied Biomaterials*, 102(6), 1199-1206.
- Heng C, Zheng X, Liu M, Xü, D, Huang H, Deng F, & Wei Y, 2016, Fabrication of luminescent hydroxyapatite nanorods through surface-initiated raft polymerization: characterization, biological imaging and drug delivery applications. *Applied Surface Science*, 386, 269-275.
- Iannotti V, Adamiano A, Ausanio G, Lanotte L, Aquilanti G, Coey J, & Tampieri A, 2017, Fe-doping-induced magnetism in nano-hydroxyapatites. *Inorganic Chemistry*, 56(8), 4446-4458.
- Iconaru S, Chapon P, Coustumer P, & Predoi D, 2014, Antimicrobial activity of thin solid films of silver doped hydroxyapatite prepared by sol-gel method, *The Scientific World Journal*, 2014, 1-8.
- İnan Z, 2013, Investigation of the wound healing effects of chitosan on fgfr3 and vegf immunolocalization in experimentally diabetic rats *International Journal of Biomedical Materials Research*, 1(1), 1.
- Jeronimo K, Koutsos V, Cheung R, Mastropaolo E, 2019, PDMS-ZnO Piezoelectric Nanocomposites for Pressure Sensors, *Sensors*, 21(17), 5873.
- JF T, 2015, A short review on chitosan membrane for biomolecules immobilization, *Journal of Molecular and Genetic Medicine*, 09(3), 178-183.

- Jiménez-Gómez C, and Cecilia J, 2020, Chitosan, a natural biopolymer with a wide and varied range of applications. *Molecules*, 25(17), 3981.
- John A, Hong L, Ikada Y, & Tabata Y, 2001, A trial to prepare biodegradable collagen–hydroxyapatite composites for bone repair. *Journal of Biomaterials Science Polymer Edition*, 12(6), 689-705.
- Kangkan S, Arpornmaeklong P, & Ummartyotin S, 2020, Synthesis of hydroxyapatite from cuttlebone under various ph conditions: an approach for medical materials, *Journal of Metals Materials and Minerals*, 30(2).
- Kapukaya R, and Çiloğlu O, 2020, Treatment of chronic wounds with polyurethane sponges impregnated with boric acid particles: a randomised controlled trial, *International Wound Journal*, 17(5), 1159-1165.
- Keum H, Kim J, Yu B, Yu, S, Jeon, H, Lee D, & Jon S, 2017, Prevention of bacterial colonization on catheters by a one-step coating process involving an antibiofouling polymer in water, *Acs Applied Materials & Interfaces*, 9(23), 19736-19745.
- Khamees Z, 2023, Fatigue and tensile characteristics for composite materials used in prosthetic socket, *Iraqi Journal of Physics*, 21(4), 32-44.
- Kim J, and Kim Y, 2007, The inhibitory effect of natural bioactives on the growth of pathogenic bacteria, *Nutrition Research and Practice*, 1(4), 273.
- Kitila L and Wolla D, 2022, Fabrication, characterization, and simulation of hybrid flax-sisal fiber reinforced epoxy composite for prosthetic limb socket application. *Journal of Composite Materials*, 56(10), 1605-1614.
- Kula Z, 2024, Selected mechanical properties of dental hybrid composite with fluorine, hydroxyapatite and silver fillers, *Journal of Composites Science*, 8(6), 232.
- Kumar A, Misra R, & Basu B, 2016, Structure–property relationship in an electroconductive hydroxyapatite–titanium disilicide composite. *International Journal of Applied Ceramic Technology*, 13(4), 773-786.

- Li C, Yuan Q, He L, Qian Z, Zhou C, & Hong P, 2019, Effects of strontium-hydroxyapatite mediated active compounds from hippocampus kuda bleeler (hkb) on osteogenesis, *Coatings*, 9(2), 141.
- Li Q, Huang X, Liu H, Shang S, Song Z, & Song J, 2017, Properties enhancement of room temperature vulcanized silicone rubber by rosin modified aminopropyltriethoxysilane as a cross-linking agent, *Acs Sustainable Chemistry & Engineering*, 5(11), 10002-10010.
- Lim Q, 2023, An insight to the various applications of hydroxyapatite, *Advanced Materials Science and Technology*, 5(2), 0520879.
- Luthfiyana N, Bija S, Nugraeni C, Lembang M, Anwar E, Laksmiawati D, & Mukmainna M, 2022, Characteristics and antibacterial activity of chitosan nanoparticles from mangrove crab shell scylla sp, in tarakan waters, north kalimantan, indonesia, *Biodiversitas Journal of Biological Diversity*, 23(8), 4018-4025.
- Mamilla M, 2023, Role of magnesium in diabetic nephropathy for better outcomes, *Cureus*.
- Mane S, Pathan E, Tupe S, Deshmukh S, Kale D, Ghormade, V, & Deshpande M, 2022, Isolation and characterization of chitosans from different fungi with special emphasis on zygomycetous dimorphic fungus benjaminiella poitrasii: evaluation of its chitosan nanoparticles for the inhibition of human pathogenic fungi, *Biomacromolecules*, 23(3), 808-815.
- Manette C, Collette J, Sarlet N, Tancredi A, Zegels B, & Reginster J, 2006, Comprehensive therapy in osteoporosis using a single drug: from adfr to strontium ranelate, *Current Medicinal Chemistry*, 13(13), 1585-1590.
- Marianti A, 2023, Training on identification of hazardous food preservatives and utilization of chitosan as a natural preservative, *Jurnal Abdimas*, 27(2), 202-209.
- Mathur N, Glesk I, & Buis A, 2016, Skin temperature prediction in lower limb prostheses, *Ieee Journal of Biomedical and Health Informatics*, 20(1), 158-165.
- Méndez-Lozano N, 202, Characterization and evaluation of silver concentrations in hydroxyapatite powders, *Journal of Functional Biomaterials*, 14(9), 467.

- Miranda M, Fernández A, Díaz M, Esteban-Tejeda L, López-Esteban S, Malpartida F, & Moya J, 2010, Silver-hydroxyapatite nanocomposites as bactericidal and fungicidal materials, *International Journal of Materials Research (Formerly Zeitschrift Fuer Metallkunde)*, 101(1), 122-127.
- Mo X, Cen J, Gibson E, Wang R, & Percival S, 2015, An open multicenter comparative randomized clinical study on chitosan. *Wound Repair and Regeneration*, 23(4), 518-524.
- Mo X, Cen J, Gibson E, Wang R, & Percival S, 2015, An open multicenter comparative randomized clinical study on chitosan. *Wound Repair and Regeneration*, 23(4), 518-524.
- Mohebbi S, Nezhad M, Zarrintaj P, Jafari S, Gholizadeh S, Saeb M, & Mozafari M, 2019, Chitosan in biomedical engineering: a critical review. *Current Stem Cell Research & Therapy*, 14(2), 93-116.
- Mokabber T, Cao H, Norouzi N, Rijn P, & Pei Y, 2020, Antimicrobial electrodeposited silver-containing calcium phosphate coatings, *Acs Applied Materials & Interfaces*, 12(5), 5531-5541.
- Monmaturapoj N, Srion A, Chalermkarnon P, Buchatip S, Petchsuk A, Noppakunmongkolchai W, & Mai-ngam K, 2017, Properties of poly(lactic acid)/hydroxyapatite composite through the use of epoxy functional compatibilizers for biomedical application. *Journal of Biomaterials Applications*, 32(2), 175-190.
- No H, Park N, Lee S, Hwang H, & Meyers S, 2002, Antibacterial activities of chitosans and chitosan oligomers with different molecular weights on spoilage bacteria isolated from tofu. *Journal of Food Science*, 67(4), 1511-1514.
- Noor Z, 2013, Nanohydroxyapatite application to osteoporosis management. *Journal of Osteoporosis*, 2013, 1-6.
- Nowak N, Czekanowska D, Reeks J, & Wiglusz R, 2022, Structural, spectroscopic, and biological characterization of novel rubidium(i) and europium(iii) co-doped nano-hydroxyapatite materials and their potential use in regenerative medicine, *Nanomaterials*, 12(24), 4475.

- Ofudje E, Adeogun A, Idowu M, & Kareem S, 2019, Synthesis and characterization of zn-doped hydroxyapatite: scaffold application, antibacterial and bioactivity studies. *Heliyon*, 5(5), e01716.
- Omi H, Itoh S, Ikoma T, Asou Y, Nishikawa S, Tanaka M, & Toh S, 2006, Biocompatibility and osteoconductivity of hydroxyapatite/polysaccharide nanocomposite microparticles, *Key Engineering Materials*, 309-311, 561-564.
- Ooi C, Pung S, & Yeoh F, 2018, Synthesis and characterization of nanoporous hydroxyapatite with high hemocompatibility, *Biomedical Journal of Scientific & Technical Research*, 5(4), 4697-4699.
- Owen M, and DesJardins J, 2020, Transtibial prosthetic socket strength: the use of iso 10328 in the comparison of standard and 3d-printed sockets, *Jpo Journal of Prosthetics and Orthotics*, 32(2), 93-100.
- Özbek Y, Baştan F, & Üstel F, 2016, Synthesis and characterization of strontium-doped hydroxyapatite for biomedical applications. *Journal of Thermal Analysis and Calorimetry*, 125(2), 745-750.
- Pandian S, Deepak V, Kalishwaralal K, Viswanathan P, & Gurunathan S, 2010, Mechanism of bactericidal activity of silver nitrate - a concentration dependent bi-functional molecule, *Brazilian Journal of Microbiology*, 41(3), 805-809.
- Pandini F, Kubo F, Plepis A, Martins V, Cunha M, Silva V, & Lourenço E, 2022, In vivo study of nasal bone reconstruction with collagen, elastin and chitosan membranes in abstainer and alcoholic rats, *Polymers*, 14(1), 188.
- Panzavolta S, Torricelli P, Sturba L, Bracci B, Giardino R, & Bigi A, 2007, Setting properties and in vitro bioactivity of strontium-enriched gelatin–calcium phosphate bone cements, *Journal of Biomedical Materials Research Part A*, 84A(4), 965-972.
- Pietrasik J, Szustakiewics K, Zaborski M, Haberko K, 2010, Hydroxyapatite: An Environmentally Friendly Filler for Elastomers, *Molecular Crystals and Liquid Crystals*, 483, 172-178.
- Predoi D, 2023, Complex evaluation of nanocomposite-based hydroxyapatite for biomedical applications, *Biomimetics*, 8(7), 528.

- Predoi D, Ciobanu C, Iconaru S, Predoi S, Chifiriuc M, Raaen S, & Rokosz K, 2022, Impact of gamma irradiation on the properties of magnesium-doped hydroxyapatite in chitosan matrix, *Materials*, 15(15), 5372.
- Predoi D, Iconaru S, Deniaud A, Chevallet M, Michaud-Soret I, Buton N, & Продан, А, 2017, Textural, structural and biological evaluation of hydroxyapatite doped with zinc at low concentrations. *Materials*, 10(3), 229.
- Predoi D, Iconaru S, Predoi M, Motelica-Heino M, Guégan R, & Buton N, 2019, Evaluation of antibacterial activity of zinc-doped hydroxyapatite colloids and dispersion stability using ultrasounds, *Nanomaterials*, 9(4), 515.
- R,C, Zeng X,T, Li, Q, Li F, Zhang E,H, Han 2015, In vitro degradation of pure Mg in response to glucose, *Scientific Reports*, 5, 13026.
- Rad S, Assmar M, Mirpour M, & Razavi M, 2022, Evaluation of chitosan nanoparticle antimicrobial effect on isolated listeria monocytogenes bacteria from pregnant women and l, monocytogenes atcc 7644, *Iranian Journal of Public Health*, 51(12), 2783-2790.
- Radovanović Ž, Veljović D, Jokić B, Dimitrijević S, Bogdanovic G, Kojić V, & Janačković D, 2012, Biocompatibility and antimicrobial activity of zinc(ii) doped hydroxyapatite, synthesized by hydrothermal method. *Journal of the Serbian Chemical Society*, 77(12), 1787-1798.
- Ragab A, Ahmed I, & Bader D, 2019, The removal of brilliant green dye from aqueous solution using nano hydroxyapatite/chitosan composite as a sorbent, *Molecules*, 24(5), 847.
- Raucci M, Giugliano D, Álvarez-Pérez M, & Ambrosio L, 2015, Effects on growth and osteogenic differentiation of mesenchymal stem cells by the strontium-added sol–gel hydroxyapatite gel materials. *Journal of Materials Science Materials in Medicine*, 26(2):90.
- Razak N, Osman N, Gholizadeh H, & Ali S, 2014, Prosthetics socket that incorporates an air splint system focusing on dynamic interface pressure, *Biomedical Engineering Online*, 13(1), 108.

- Ribeiro S, Sartoretto S, Resende R, Uzeda M, Alves A, Santos S, & Calasans-Maia M, 2016, <i>in vivo</i> evaluation of zinc-containing nanostructured carbonated hydroxyapatite, *Key Engineering Materials*, 696, 223-229.
- Rosskopfová O, Viglašová E, Galamboš M, Daňo M, & Tóthová D, 2023, The removal of pertechnetate from aqueous solution by synthetic hydroxyapatite: the role of reduction reagents and organic ligands, *International Journal of Environmental Research and Public Health*, 20(4), 3227.
- S, Sultana S, Hossain M, Mahmud M, B, Mobarak H, Kabir N, Sharmin S, Ahmed 2021, UV-assisted synthesis of hydroxyapatite from eggshells at ambient temperature: cytotoxicity drug delivery and bioactivity, *RSC Adv*, 11, 3686-3694.
- Saey T, Muraru L, Raeve E, Cuppens K, Balcaen R, & Creylman V, 2019, Evaluation of the influence of cyclic loading on a laser sintered transtibial prosthetic socket using digital image correlation, *Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society*, IEEE Engineering in Medicine and Biology Society, Conference 2019:5382-5385.
- Sajadinia H, Ghazanfari D, Naghavii K, Naghavi H, & Tahamipur B, 2021, A comparison of microwave and ultrasound routes to prepare nano-hydroxyapatite fertilizer improving morphological and physiological properties of maize (*zea mays* l.), *Heliyon*, 7(3), e06094.
- Samsudin A, 2023, Impact of alkaline immersion time on nano-hydroxyapatite synthesis from broiler eggshells with electrochemical method using constant direct current (cdc), *Jurnal Kimia Sains Dan Aplikasi*, 26(11), 421-426.
- Shahraki H, Basseri H, Bafghi M, Mehravarn A, Heidarian P, & Esboei B, 2018, Evaluation of antibacterial and antifungal activity of chitosan in integument of cockroaches, *International Journal of Basic Science in Medicine*, 3(3), 104-108.
- Sharma B, Shrivastava M, Afonso L, Soni U, & Cahill D, 2022, Zinc- and magnesium-doped hydroxyapatite nanoparticles modified with urea as smart nitrogen fertilizers, *Acs Applied Nano Materials*, 5(5), 7288-7299.
- Silva-Holguín P, and Reyes-López S, 2021, Alumina-hydroxyapatite-silver spheres with antibacterial activity, *Dose-Response*, 19(2), 15593258211011337.

- Šimková L, and Šulcová P, 2019, Magnesium, aluminum and zinc co-substituted hydroxyapatite: anti-corrosion properties, *Anti-Corrosion Methods and Materials*, 66(4), 496-506.
- Siswomihardjo W, Sunarintyas S, & Tontowi A, 2012, The effect of zirconia in hydroxyapatite on staphylococcus epidermidis growth, *International Journal of Biomaterials*, 2012, 1-4.
- Suciu O, Ioanovici T, & Bereteu L, 2013, Mechanical properties of hydroxyapatite doped with magnesium, used in bone implants. *Applied Mechanics and Materials*, 430, 222-229.
- Szymańska E, and Winnicka K, 2015, Stability of chitosan—a challenge for pharmaceutical and biomedical applications, *Marine Drugs*, 13(4), 1819-1846.
- T, Fischer S, Suttor S, Mansi L, Osthus P, Mela 2021, Antimicrobial silicone rubber based on photocatalytically active additives, *Journal of Applied Polymer Science*, 138:e51352.
- Tamare M, Ratna D, Mishra S, & Shimpi N, 2019, Effect of functionalized multi-walled carbon nanotubes on physico-mechanical properties of silicone rubber nanocomposites, *Journal of Composite Materials*, 53(22), 3157-3168.
- Teli M, and Sheikh J, 2012, Extraction of chitosan from shrimp shells waste and application in antibacterial finishing of bamboo rayon, *International Journal of Biological Macromolecules*, 50(5), 1195-1200.
- Tsai G, Su W, Chen H, & Pan C, 2002, Antimicrobial activity of shrimp chitin and chitosan from different treatments and applications of fish preservation. *Fisheries Science*, 68(1), 170-177.
- Uwitonze A, and Razzaque M, 2018, Role of magnesium in vitamin D activation and function, *The Journal of the American Osteopathic Association*, 118(3), 181.
- Valachová K, and Šoltés L, 2021, Versatile use of chitosan and hyaluronan in medicine, *Molecules*, 26(4), 1195.

- Venkatasubbu G, Ramasamy S, Ramakrishnan V, & Kumar J, 2011, Nanocrystalline hydroxyapatite and zinc-doped hydroxyapatite as carrier material for controlled delivery of ciprofloxacin, 3 Biotech, 1(3), 173-186.
- Vilcáez J, and Watanabe T, 2009, Inhibitory effect of gamma-irradiated chitosan on the growth of denitrifiers, International Journal of Microbiology, 2009, 1-5.
- Wang X, 2023, Metal ion-doped hydroxyapatite-based materials for bone defect restoration. Bioengineering, 10(12), 1367.
- Wu M-Y, Kuo Y-T, Kao I-F, Yen S-K, Porous Chitosan/Hydroxyapatite Composite Microspheres for Vancomycin Loading and Releasing, Pharmaceutics 2024, 16, 730.
- Wu T, Zivanovic S, Draughon F, Conway W, & Sams C, 2005, Physicochemical properties and bioactivity of fungal chitin and chitosan. Journal of Agricultural and Food Chemistry, 53(10), 3888-3894.
- Yang X, Li Q, Li, Z, Xu, X, Liu, H, Shang S, & Song, Z, 2019, Preparation and characterization of room-temperature-vulcanized silicone rubber using acrylpimaric acid-modified aminopropyltriethoxysilane as a cross-linking agent, Acs Sustainable Chemistry & Engineering, 7(5), 4964-4974.
- Z, Zhou Q, Wang X, Ge Z, Li 2020, Strontium Doped Hydroxyapatite Nanoparticles: Synthesis, Characterization and Simulation, Journal of Inorganic Materials, 35, 11, 1283.
- Zhai H, Hannon W, Hahn G, Harper R, Pelosi A, & Maibach H, 2000, Strontium nitrate decreased histamine-induced itch magnitude and duration in man. Dermatology, 200(3), 244-246.
- Zhang H, 2023, Preparation and ferroelectric properties of strontium-doped hydroxyapatite ceramics. Ceramics - Silikaty, 182-188.
- Zhang M, Zhai W, Lin K, Pan H, Lu W, & Chang J, 2010, Synthesis, in vitro hydroxyapatite forming ability, and cytocompatibility of strontium silicate powders, Journal of Biomedical Materials Research Part B Applied Biomaterials, 93B(1), 252-257.

- Zhang Q, Qian Z, Zhou P, Zhou X, Zhang D, He N, & Gu Q, 2018, Effects of oral selenium and magnesium co-supplementation on lipid metabolism, antioxidative status, histopathological lesions, and related gene expression in rats fed a high-fat diet. *Lipids in Health and Disease*, 17(1), 165-177.
- Zhou H, and Lee J, 2011, Nanoscale hydroxyapatite particles for bone tissue engineering. *Acta Biomaterialia*, 7(7), 2769-2781.
- Zuo M, Jiang Z, Guo L, Dong F, Guo J, & Xu X, 2019, Using α -pinene-modified triethoxysilane as the new cross-linking agent to improve the silicone rubber properties. *Acs Omega*, 4(7), 11921-11927.

İnternet Kaynakları

- 1- <https://www.manisaortopedi.com/a-alt-ekstremitte-protezleri/>
<https://protezci.net/protez-soket/>, 25.01.2025
- 2- <https://www.ekolortopedik.com/proje/silikon-liner-kilit-sistem>, 25.01.2025
- 3- https://www.researchgate.net/publication/335162626_Alcohol_and_Alkane_Organic_Extraction_Using_Pervaporation_Process?_tp=eyJjb250ZXh0Ijp7ImZpcnN0UGFnZSI6IiI9kaXJlY3QiLCJwYWdlIjoieX2RpcmVjdCJ9fQ , 25.01.2025
- 4- <https://nanotoz.com.tr/urun/nano-hidroksiapatit-50-nm-%9995/>, 25.01.2025
- 5- <https://link.springer.com/article/10.1007/s41779-023-00943-2>, 25.01.2025
- 6- <https://www.samaterials.com/strontium-nitrate.html>, 25.01.2025
- 7- <https://www.britannica.com/technology/magnesium-processing>, 25.01.2025
- 8- <https://www.ecplaza.net/products/chitosan-powderchitin-chitosan-oligosaccharide-water-soluble-4397690>, 25.01.2025
- 9- https://www.researchgate.net/publication/303767031_Chitosan_Based_Scaffolds_and_Their_Applications_in_Wound_Healing?_tp=eyJjb250ZXh0Ijp7ImZpcnN0UGFnZSI6IiI9kaXJlY3QiLCJwYWdlIjoieX2RpcmVjdCJ9fQ, 25.01.2025