

**T.C.  
FIRAT ÜNİVERSİTESİ  
FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ**



**SERYUM ESASLI İTERBİYUM KATKILI  
HİDROKSİAPATİTLERİN SENTEZ VE KARAKTERİZASYONU**

**Serdar ACAR**

Yüksek Lisans Tezi

FİZİK ANABİLİM DALI

Genel Fizik Bilim Dalı

EYLÜL 2020

**T.C.**  
**FIRAT ÜNİVERSİTESİ**  
**FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ**

Fizik Anabilim Dalı

Yüksek Lisans Tezi

**SERYUM ESASLI İTERBİYUM KATKILI HİDROKSİAPATİTLERİN**  
**SENTEZ VE KARAKTERİZASYONU**

Tez Yazarı  
**Serdar ACAR**

Danışman  
Prof. Dr. Ömer KAYĞILI

EYLÜL 2020  
ELAZIĞ

**T.C.**  
**FIRAT ÜNİVERSİTESİ**  
**FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ**

Fizik Anabilim Dalı

Yüksek Lisans Tezi

---

Başlığı: Seryum Esaslı İterbiyum Katkılı Hidroksiapatitlerin Sentez ve Karakterizasyonu

Yazarı: Serdar ACAR

İlk Teslim Tarihi: 10.08.2020

Savunma Tarihi: 10.09.2020

---

**TEZ ONAYI**

Fırat Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü tez yazım kurallarına göre hazırlanan bu tez aşağıda imzaları bulunan jüri üyeleri tarafından değerlendirilmiş ve akademik dinleyicilere açık yapılan savunma sonucunda OYBİRLİĞİ ile kabul edilmiştir.

Danışman:	Prof. Dr. Ömer KAYĞILI Fırat Üniversitesi, Fen Fakültesi	<i>İmza</i> Onayladım
Başkan:	Prof. Dr. Niyazi BULUT Fırat Üniversitesi, Fen Fakültesi	Onayladım
Üye:	Dr. Öğr. Üyesi Tankut ATEŞ Malatya Turgut Özal Üniversitesi, Mühendislik Fakültesi	Onayladım

Bu tez, Enstitü Yönetim Kurulunun ...../...../20..... tarihli toplantısında tescillenmiştir.

*İmza*  
Doç. Dr. Kürşat Esat ALYAMAÇ  
Enstitü Müdürü

## BEYAN

Fırat Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü tez yazım kurallarına uygun olarak hazırladığım “Seryum Esaslı İterbiyum Katkılı Hidroksiapatitlerin Sentez ve Karakterizasyonu ” Başlıklı Yüksek Lisans Tezimin içindeki bütün bilgilerin doğru olduğunu, bilgilerin üretilmesi ve sunulmasında bilimsel etik kurallarına uygun davrandığımı, kullandığım bütün kaynakları atıf yaparak belirttiğimi, maddi ve manevi desteği olan tüm kurum/kuruluş ve kişileri belirttiğimi, burada sunduğum veri ve bilgileri unvan almak amacıyla daha önce hiçbir şekilde kullanmadığımı beyan ederim.

10.09.2020

**Serdar ACAR**



## ÖNSÖZ

Hidroksiapatitin katkılanması sonucu yapısında meydana gelebilecek değişiklikleri araştırmak literatürde önemli bir yere sahiptir. Literatürdeki çalışmalar incelendiğinde; genellikle tekli iyonik katkılama üzerine çalışılmaktadır ve ikili katkılama ile ilgili çalışma sayısı oldukça azdır. Bunun sebeplerinden birisi hiç şüphesiz yapılacak olan katkılama sonucunda yapıda ne gibi değişiklikler meydana geldiği ve bunların nedenini açıklamaya çalışmak, tekli katkılama sonucu yapılan karakterizasyona nazaran oldukça zordur. Kaldı ki bu tez çalışmasının belirli bir kısmını teşkil eden teorik hesaplamaların yapılması da bir o kadar zahmetli ve zordur. Literatürdeki bu boşluğun doldurulması amacıyla, mevcut yüksek lisans tezi çalışmasında Ce esaslı Yb katkılı hidroksiapatitler deneysel ve teorik olarak incelenmeye tabi tutulmuştur.

Yüksek Lisans eğitimim ve tez çalışmalarım boyunca her zaman desteğiyle yanımda olan, bilgi ve birikimleriyle bana daima yol gösteren ve gerekli tüm imkânları sağlayan danışman hocam Prof. Dr. Ömer KAYĞILI'ya çok teşekkür ederim.

Çalışma aşamalarımda maddi ve manevi desteklerini hiçbir zaman eksik etmeyen ve her koşulda yanımda olan değerli aileme çok teşekkür ederim.

Bu tez çalışması, Fırat Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri Koordinasyon Birimi (FÜBAP) tarafından **FF.19.22** protokol numaralı proje ile desteklenmiştir.

**Serdar ACAR**  
ELAZIĞ, 2020

# İÇİNDEKİLER

	Sayfa
ÖNSÖZ.....	iv
İÇİNDEKİLER .....	v
ÖZET .....	vi
ABSTRACT .....	vii
ŞEKİLLER LİSTESİ .....	viii
TABLolar LİSTESİ .....	ix
SİMGELER VE KISALTMALAR .....	x
<b>1. GİRİŞ .....</b>	<b>1</b>
<b>2. BİYOSERAMİK .....</b>	<b>3</b>
2.1. Biyoseramiğin Tanımı .....	4
2.2. Biyoseramik Türleri.....	4
2.2.1. Biyo inert Seramikler .....	4
2.2.2. Biyoaktif Seramikler .....	6
2.2.3. Cam ve Cam-Seramikler .....	7
2.2.4. Kalsiyum-Fosfat Seramikler.....	8
<b>3. HİDROKSİAPATİT VE ÖZELLİKLERİ .....</b>	<b>10</b>
3.1. Hidroksiapatitin Kristal Yapısı ve Özellikleri .....	10
3.2. Hidroksiapatit Üretim Metotları .....	13
3.3. Hidroksiapatitin Kullanım Alanları .....	14
<b>4. MATERYAL VE METOT .....</b>	<b>15</b>
<b>5. BULGULAR VE TARTIŞMA .....</b>	<b>17</b>
5.1. X-Işını Kırınımı (XRD) Analiz Sonuçları .....	17
5.2. Taramalı Elektron Mikroskopisi Analizleri .....	22
5.3. Fourier Dönüşümlü Kızılötesi (FTIR) Analiz Sonuçları .....	24
5.4. Termal Analiz Sonuçları.....	25
5.5. Teorik Hesaplama Sonuçları.....	26
5.6. Hücre Canlılığı Test Sonuçları .....	30
<b>6. SONUÇLAR.....</b>	<b>31</b>
ÖNERİLER .....	32
KAYNAKLAR.....	33
ÖZGEÇMİŞ	

## ÖZET

---

### Seryum Esaslı İterbiyum Katkılı Hidroksiapatitlerin Sentez ve Karakterizasyonu

**Serdar ACAR**

Yüksek Lisans Tezi

FIRAT ÜNİVERSİTESİ  
Fen Bilimleri Enstitüsü

Fizik Anabilim Dalı

Eylül 2020, Sayfa: x + 36

---

Yb katkılı Ce esaslı hidroksiapatit (HAp) numuneleri yaş kimyasal yöntem kullanılarak üretildi. Artan Yb ilavesinin Ce esaslı HAp'lerin yapısal, termal ve *in vitro* biyouyumluluk özellikleri üzerine etkileri araştırıldı. Tüm numuneler için tespit edilen tek faz HAp oldu ve yeni fazların oluşumu gözlenmedi. Yb katkısının örgü parametreleri ve birim hücre hacminde değişiklikler meydana getirdiği gözlemlendi. Hem kristal büyüklüğü hem de kristalleşme yüzdesi değerleri artan Yb miktarıyla azaldı. Örgü gerilmesi ve örgü zorlanması değerlerinde değişimler gözlemlendi. Yb katkısıyla anizotropik enerji yoğunluğunda artış meydana geldi. Numunelerinin tamamının oda sıcaklığından 1000 °C'ye kadar termal olarak kararlı olduğu bulundu. Bu sıcaklık aralığında numunelerde ihmal edilebilecek düzeyde kütle kayıpları meydana geldiği görüldü. Morfolojide belirgin değişimler gözlenmedi. Tüm numuneler için (Ca+Ce+Yb)/P molar oranının stokiometrik değere (1,67) yakın olduğu tespit edildi. Artan Yb katkısının hücre canlılığı değerlerinde bir azalma meydana getirdiği gözlemlendi.

**Anahtar Kelimeler:** : Hidroksiapatit; Yaş kimyasal yöntem; X-ışını kırınımı (XRD); Morfoloji; Bant aralığı

## ABSTRACT

---

### Synthesis and Characterization of Cerium-Based Hydroxyapatites Doped with Ytterbium

**Serdar ACAR**

Master's Thesis

FIRAT UNIVERSITY  
Graduate School of Natural and Applied Sciences  
Department of Physics

September 2020, Pages: x + 36

---

Ce-based hydroxyapatite (HAp) samples doped with Yb were produced using the wet chemical method. The effects of increased Yb addition on the structural, thermal, and *in vitro* biocompatibility properties of Ce-based HAp were investigated. The only phase detected for all samples was HAp and no formation of new phases was observed. Yb additive was observed to produce changes in mesh parameters and unit cell volume. Both crystallite size and crystallization percent values decreased with increasing Yb amount. Changes in lattice strain and lattice stress values were observed. With the addition of Yb, anisotropic energy density increased. All of the samples were found to be thermally stable from room temperature to 1000 ° C. It was observed that negligible mass losses occurred in the samples in this temperature range. No significant changes in morphology were observed. For all samples (Ca+Ce+Yb)/P molar ratio was found to be close to the stoichiometric value (1.67). It was observed that the increased Yb additive caused a decrease in cell viability values.

**Keywords:** Hydroxyapatite; Wet chemical method; X-ray diffraction (XRD); Morphology; Band gap

## ŞEKİLLER LİSTESİ

	Sayfa
Şekil 3.1.	Doğal kemik dokusu ve HAp'ın SEM görüntüleri ..... 10
Şekil 3.2.	HAp'ın atomik düzenlenmesi ..... 12
Şekil 5.1.	Sentezlenen Ce ve Yb katkılı HAp numunelerinin XRD desenleri ..... 17
Şekil 5.2.	Sentezlenen HAp numunelerinin $B\cos\theta=f(4\sin\theta)$ grafikleri ..... 18
Şekil 5.3.	Sentezlenen tüm HAp numuneleri için $B\cos\theta=f(4\sin\theta Y_{hkl}^{-1})$ grafikleri. .... 19
Şekil 5.4.	Her bir HAp numunesi için $B\cos\theta=f(2^{5/2}\sin\theta Y_{hkl}^{-1/2})$ grafiği ..... 20
Şekil 5.5.	SEM görüntüleri ve EDX analiz sonuçları ..... 23
Şekil 5.6.	Ce/Yb katkılı HAp numunelerine ait FTIR sonuçları ..... 24
Şekil 5.7.	Sentezlenen HAp numunelerine ait DTA grafikleri..... 25
Şekil 5.8.	Ce ve Yb katkılı HAp numunelerine ait TGA grafikleri..... 26
Şekil 5.9.	0.47Ce-HAp numunesine ait bant yapıları ve durum yoğunluğu grafikleri..... 28
Şekil 5.10.	0.47Ce-0.56Yb-HAp numunesine ait bant yapıları ve durum yoğunluğu grafikleri..... 28
Şekil 5.11.	0.47Ce-1.12Yb-HAp numunesine ait bant yapıları ve durum yoğunluğu grafikleri..... 29
Şekil 5.12.	0.47Ce-1.68Yb-HAp numunesine ait bant yapıları ve durum yoğunluğu grafikleri..... 29
Şekil 5.13.	Her bir numune için hücre canlılığı test sonucu..... 30

## TABLULAR LİSTESİ

	Sayfa
<b>Tablo 2.1.</b> Alüminanın mekanik özellikleri .....	5
<b>Tablo 2.2.</b> Zirkonyanın mekanik özellikleri.....	6
<b>Tablo 2.3.</b> Kalsiyum ortofosfat türleri.....	9
<b>Tablo 3.1.</b> HAp'in mekanik özelliklerine ait değerleri .....	11
<b>Tablo 5.1.</b> Detaylı XRD analiz sonuçları .....	21



## SİMGELER VE KISALTMALAR

### Simgeler

---

$a, b, c$	: Örgü parametreleri
$\alpha, \beta, \gamma$	: Örgü açıları
$B$	: Yarı pik genişliği
$\varepsilon$	: Örgü gerilmesi
$\theta$	: Kırınım açısı
$\lambda$	: X-ışınlarının dalga boyu
$\sigma$	: Örgü zorlanması
$D$	: Kristal büyüklüğü
$V$	: Birim hücre hacmi
$X_c\%$	: Kristalleşme yüzdesi
Yb	: İterbiyum
Ce	: Seryum
eV	: Elektronvolt

### Kısaltmalar

---

TCP	: Trikalsiyum fosfat
DAP	: Diamonyum fosfat
EDX	: Enerji dağılımlı X-ışını
FTIR	: Fourier dönüşümlü kızılötesi
HAp	: Hidroksiapatit
SEM	: Taramalı elektron mikroskobu
XRD	: X-ışını kırınımı
DTA	: Diferansiyel termal analiz
TGA	[Termogravimetrik analiz

# 1. GİRİŞ

Teknolojinin gelişmesiyle birlikte her geçen gün insanoğlu farklı arayışlar içerisine girmektedir. Bulunduğu imkânları göz önünde bulundurarak günlük hayatını kolaylaştıracak ve daha geniş imkânlar sağlayacak arayışlara yönelmektedirler. Teknolojinin de sunduğu imkânlardan yola çıkarak gerek günlük hayatta başına gelen kazalardan dolayı gerekse de doğuştan gelen eksikliklerini tamamlamak amacıyla biyomalzemeler alanında birçok çalışma yapılmaktadır. Bu nedenle biyomalzemeler alanına son yıllarda ilgi oldukça artmıştır. Özellikle 3 boyutlu yazıcıların da gelişmesiyle insan dokusu ile uyumlu çalışabilen doku ve organlar üretilebilmektedir.

Biyomalzemeler, insan vücudunun zarar görmüş kısımlarının ve doğuştan eksik olan kısımlarının giderilip vücuda sonradan eklenen malzemeler olup; metaller, seramikler, cam ve cam-seramikler kullanılarak üretilir [1,2].

Seramik malzemeler; genel olarak metal ve metal olmayan elementlerden oluşan inorganik bileşiklerdir. Cam, tuğla, porselen, taşlar, tuğla gibi malzemeler bu guruba girer. Yapıları kararlı, korozyona ve yüksek sıcaklıklara dayanıklı, sert, kırılğan, ısı ve elektrik yalıtkanlığı olan, erime sıcaklıkları yüksek malzemelerdir [3].

Son yıllarda seramik malzemelere olan ilginin artmasıyla biyomalzemelerin kullanımında artışlar gözlemlenmiştir. Bu seramiklerin tıp alanında kullanılan kısmı biyoseramik malzemelerdir. Tıp alanındaki biyoseramikler insan yaşamı için paha biçilmez boyutlara ulaşmıştır. Özellikle hastalıklı veya zarar görmüş iskelet ve kas sisteminin onarılmasında ve işlevlerini yerine getirmesini sağlamak amacıyla hazırlanmış malzemeler biyoseramiklerdir. Biyoseramik türlerinde önemli bir yere sahip olan hidroksiapatitler mevcuttur [4].

Hidroksiapatit (HAp),  $Ca_{10}(PO_4)_6(OH)_2$  kimyasal formülüne sahiptir. Hidroksiapatitler en çok kullanılan kalsiyum-fosfat formlarıdır. Hidroksiapatitlerde en çok kalsiyum-fosfatın kullanılma sebebi iskelet, kas ve diş gibi insan yapılarının organik temel bileşenlerinin benzerliğinden dolayıdır. Bu benzerlikten dolayı biyomedikal malzemelerde ilgi çekici bir hale gelmiştir. Bu sebeple son zamanlarda kullanım alanı artmış ve bu alanda yapılan araştırmalar artmıştır [4,5].

Hidroksiapatit kaplama malzemesi olarak birçok alanda kullanılmaktadır. Bu alanların bazıları da dental ve ortopedik implantlarda kaplamadır. Hidroksiapatit dental ve ortopedik implantlarda kaplama malzemesi olmanın yanı sıra plastik cerrahide ve dental cerrahide deforme olmuş kemik ve diş bölgelerinin tazelenmesini ve onarımında genellikle kullanılmaktadır. Biyoyoumluluk ve biyoaktivite özelliklerine sahip olduğu için eklem ve diz plastiğinde de kaplama malzemesi olarak kullanılıyor. Bunlar kemiğe sertlik, esneklik, kırılma dayanıklılığı ve kuvvet gibi özellikler vermektedir. Yüksek biyoyoumluluğu ve biyoaktivitesi sayesinde doğrudan

kemiğe bağlanabilir ve toksik olmayan bir malzemedir. Bu yüzden Kemiklerin düzgün ve olması gerektiği gibi fiziksel özelliklere sahip olabilecek şekilde kaynamasında da kullanılıyor. Vücudun ağırlığını taşıyan kısımlarda kullanımı kısıtlıdır. Çünkü zayıf mekanik özelliklere sahiplerdir [6].

Bu çalışmada, sonraki bölümlerde daha da detaylı bir biçimde izah edileceği üzere hidroksiapatit (HAp) numuneleri üretilmiş ve karakterize edilmiştir. Bu kapsamda üretilen tüm numuneler Ce esaslı olup, bunların içerisine farklı oranlarda Yb ilavesi yapılmıştır. Böylelikle ikili katkılama yapılmış ve sentezlenen tüm numunelerin deneysel ve teorik olarak karakterizasyonu sağlanmıştır.



## 2. BİYOSERAMİK

Bu bölümde biyoseramiğin tanımlanması yapılacak ve biyoseramik türleri hakkında bilgiler verilecektir.

### 2.1. Biyoseramiğin Tanımı

Metaller, seramik malzemelerin biyomalzeme dünyasında kendilerine özgü bir yer edinmişlerdir. Metaller, polimerler ve kompozitlerin olmadığı yapılar düşünülemez. Daha önceden de bahsettiğimiz gibi, seramik malzemeler günlük yaşamda pek çok alanda kullanılmaktadır. Örneğin mutfakta tencere, tabak, fincan vb. malzemeler banyoda; lavabo, küvet gibi parçalarda seramik malzemelerin kullanıldığı alanları göstermektedir. Seramik malzemeler elektronik, telekomünikasyon, ulaşım, optik, savunma gibi sektörlerde ileri teknoloji ürünleri statüsünde uygulamalar göstermektedir [6].

Biyomalzemelerin uygulamaları başta olmak üzere tıp alanında seramik malzemelere olan talebin hızlı bir artış gösterdiğine daha önce değinmiştik. İnsan yaşamı üzerinde değişim sağlayan biyoseramikler son yıllarda seramik malzemelere olan ilginin artmasıyla biyomalzemelerin kullanımında artışlar gözlemlenmiştir. Bu seramiklerin tıp alanında kullanılan kısmı biyoseramik malzemelerdir. Tıp alanındaki biyoseramikler insan yaşamı için paha biçilmez boyutlara ulaşmıştır. Özellikle hastalıklı veya zarar görmüş iskelet ve kas sisteminin onarılmasında ve işlevlerini yerine getirmesini sağlamak amacıyla hazırlanmış malzemeler biyoseramiklerdir. Biyoseramik çeşitleri arasında hidroksiapatitlerin ayrı bir önemi vardır [4].

Teknolojinin gelişimi ile insanların hareket alanlarının daralmasına bununda iskelet, kas ve kıkırdak sistemlerinin gelişimlerinde veya yenilenmesinde aksaklıklar oluşmasına neden olabiliyor. Bu aksaklıkların giderilmesinde ise biyoseramik malzemelere olan ihtiyacın artmasına neden olmuştur. Bu durumda doğal olarak biyoseramik malzeme üretimine olan ilgi ve ihtiyaçlar artmıştır. Özellikle yaşlanmalarda kemik yoğunluğu, kemik dayanıklılığı ile ilgili sıkıntılar ortaya çıkar. Bu sıkıntılarının oluşmasının sebebi kemik hücrelerinin görevlerini yeterince yerine getirememeleridir. Yaşlanmış insanların kemiklerinde oluşan herhangi bir çatlak ve kırığı onaramaması veya çok uzun bir zamanda onarması sıkıntılarına neden olur. Buna bağlı olarak biyoseramik malzemelere olan ilgi ve ihtiyacın artmış olduğunu görürüz. Biyoseramikler polikristal (alümina ve zirkonya), biyoaktif cam, biyoaktif cam seramik veya biyoaktif kompozitler (polietilen – hidroksiapatit) türlerinde hazırlanırlar. Tıbbi uygulamalarda bu malzemeler kullanılmaktadır. Gözlük camları, hastalık teşhis cihazları, termometreler, doku kültürü kapları ve fiber optikler (endoskopide) örnek olarak verilebilir [1,7].

Klinikler darbe ve basınçlara karşı kemiklerin dayanma gücünü tam olarak belirlememesine bağlı olarak biyoseramik kullanımı kısıtlanmaktadır. Bu kısıtlanmaların ortadan

kaldırılması için biyoaktif kompozitlerine biyoaktif seramiklerle kaplama yapılmaları öngörülmüştür [8].

## 2.2. Biyoseramik Türleri

Biyoseramik malzemeler kullanılacak alanlara bağlı olarak gerek yapısal gerekse işlevsel olarak üç türden söz edebiliriz. Biyoseramikler fizyolojik ortamda meydana gelebilecek zincirleme tepkimelere bağlı olarak biyo inert seramikler, biyoaktif seramikler ve çözünebilir seramiklerdir [8,9].

### 2.2.1. Biyo inert Seramikler

Biyoinert malzemeler çevrelerinde var olan kimyasallarla tepkimeler vermedikleri için vücutla iletişime girmezler. Biyo inert malzemelerin vücutla reaksiyon vermemelerinin sebebi biyo inert seramiklerin bileşiklerinde bulunan bileşenlerin daha aktif olmalarıdır. Bu yüzden vücutla reaksiyona girmezler. Biyo inert malzemeler genellikle metal veya metal oksitleri olan bileşiklerdir. Bu nedenle hücre ile implant bitişik olurlar ancak hücre implantla herhangi bir bağ oluşturmaz. Biyo inert malzemeler protezler için kullanılan ilk malzemelerdir.

Polikristal seramikler; inert yapıda olan ve oksijen iyonlarının oluşturduğu düzlemde metal iyonlarının dağılmasıyla oluşan polikristal seramiklerdir. Alümina ( $Al_2O_3$ ) ve zirkonya ( $ZrO_2$ ) olmak üzere iki önemli türü mevcuttur [10,11]. Alümina ( $Al_2O_3$ ) ve zirkonya ( $ZrO_2$ ) türlerini yakından inceleyelim.

#### Alümina ( $Al_2O_3$ )

Alüminyum oksit ( $Al_2O_3$ ) yani literatürde alümina olarak bilinen bileşik, Biyo inert seramikler malzemeler içerisinde en değerli olanıdır. Sıcaklığın düşük olduğu ortamlarda saf alümina ( $Al_2O_3$ ) birkaç formda bulunur. Bu formlar atmosfere bağlı olarak, zaman ve kristal boyutu 750-1200 °C sıcaklığı arasında  $\alpha$ -alüminaya dönüşürken, 1600 °C sıcaklığın üzerinde yapılan ısıtma bu dönüşümü hızlandırdığı görülmüştür [12].

Ortopedik ve diş implantlarında çok sık kullanılan bir malzemedir.  $Al_2O_3$  kullanılmasının sebepleri ise;  $Al_2O_3$ 'in korozyon direnci, biyoyumluluk, yüksek dayanımı ve yüksek yoğunluk özellikleridir.  $Al_2O_3$  aşınmanın az olması, sertliğin yüksek olması ve sürtünmenin düşük olması gibi özelliklerinden dolayı eklem implantlarında ideal malzemeyi oluşturmuşlardır. Aynı zamanda yük taşıyıcı olan kalça kemiği implantlarında vedental uygulamalarda kullanılan bir malzemedir.

Alümina ( $Al_2O_3$ ), vücutta bulunan sıvı ve dokularla biyoyumluluğu (diş implantlarında ve ortopedi alanlarında çok sık kullanılması), yüksek yoğunluğa sahip olması, kristal yapısında

bulunan atomlar arasındaki kuvvetli seramik bağların bulunması ve yüksek sertlik derecesine sahip olması (Mohs sertlik derecesi (10) olan elması düşünerek, mohs sertlik derecesi (9) olan alüminanın ne kadar yüksek sertlik derecesine sahip olduğunu görüyoruz) özelliklerine sahiptir.

Ayrıca  $Al_2O_3$ , yüksek basma mukavemetine ve yüksek elastik modülüne (kemik ile karşılaştırıldığında çok daha sert olması, alüminanın çok daha fazla yükü taşıyabilme kabiliyetini ortaya koymakta ve bu durum, özellikle genç hastalarda kemik yapıları daha sağlam olduğu için daha uzun bir servis ömrü sunmaktadır) sahiptir.  $Al_2O_3$  iyi yorulma dayanımı, çok iyi triboloji özellikleri (yüzey düzgünlüğü, pürüzsüzlüğü ve düşük sürtünme katsayısı sayesinde yüksek aşınma direnci dolayısıyla aşınma hızının yavaş olması), yüksek kimyasal tepkime kararlılık (kuvvetli asidik veya kuvvetli bazik ortamlarda, korozyona karşı direnç), ısı ve elektrik iletkenliğinin çok az olması (iyi bir yalıtkan olması), yüksek ergime sıcaklığı, düşük termal genişleme katsayısı, alerjik, toksik ve kanserojen etkiler göstermemesi, ıslatılabilir (hidrofilik) ve son ürün hali için kolayca hazırlanabilen yüzeye (vücut sıvıları, hidrofilik yüzeyi sorunsuzca ıslatabilmekte ve malzemenin vücut dokuları ile temasa geçtiği andan itibaren büyüme hücrelerini uyaran, harekete geçiren ve ilerlemelerini sağlayan protein gibi bileşenler, düzgün malzeme yüzeyine tutunabilmektedir) sahiptir [13]. Alüminanın mekanik özellikleri Tablo 2.1’de gösterilmektedir [7].

**Tablo 2.1.** Alüminanın mekanik özellikleri [7]

Özellikler	Değeri
Esneklik Modülü (GPa)	380
Eğme Dayanımı (GPa)	>0,4
Sertlik (Mohs)	9,0
Yoğunluk ( $g/cm^3$ )	3,8-3,9
Tane Boyutu ( $\mu m$ )	4,0

### **Zirkonya ( $ZrO_2$ )**

Zirkonyum oksit ( $ZrO_2$ ) yani literatürde zirkonya olarak bilinen bileşik, biyoinert seramik malzeme olan alüminaya alternatif olarak üretilen biyoinert seramik malzemedir. Zirkonya bileşiği; zirkonyum ve oksit bileşiğidir. Mekanik özellikleri açısından metal malzeme ile benzerlikler gösteriyor. Değişik sıcaklık aralıklarına bağlı olarak kübik (C), tetragonal (T) ve monoklinik (M) olarak üç farklı faz yapısında bulunabilir.

Zirkonya ( $ZrO_2$ ), CaO,  $Y_2O_3$  ve MgO benzeri oksitler ile karıştırılmasıyla moleküller kararlılık gösterebilmektedir. Üzerinde en çok çalışma yapılan kombinasyon  $ZrO_2$ 'nin  $Y_2O_3$

bileşeniyle karışımından elde edilen kombinasyonudur. Bu şekilde elde edilen  $ZrO_2$ 'ye de itriyum stabilize edilmiş zirkonya adı verilir veya tetragonal-zirkonya (TZP) olarak da bilinir.  $Y_2O_3$  ile kararlı hale getirilmiş  $ZrO_2$ , diğer metal oksitlerle yapılan kombinasyonlara göre daha iyi mekanik özellikler sergilemektedir. Ancak  $ZrO_2$  ile  $Y_2O_3$  kombinasyonunun sinterlenme özelliği yeteri kadar iyi olmadığı için medikal uygulamalarda ciddi sorunlar teşkil etmektedir [14]. Zirkonyanın mekanik özellikleri Tablo 2.2'de gösterilmektedir [7].

**Tablo 2.2.** Zirkonyanın mekanik özellikleri [7]

Özellikler	Değeri
Esneklik Modülü (GPa)	190
Eğme Dayanımı (GPa)	>1,0
Sertlik (Mohs)	6,5
Yoğunluk ( $g/cm^3$ )	5,95
Tane Boyutu ( $\mu m$ )	6,0

Zirkonya ( $ZrO_2$ ) değişik sıcaklıklarda üç farklı faz yapısında bulunuyor.  $ZrO_2$  1170 °C sıcaklığın altında monoklinik faz yapısında bulunuyor, 1170-2370 °C sıcaklık aralığında tetragonal faz yapısında bulunuyor ve 2370 °C gibi yüksek sıcaklıklarda kübik faz yapısında bulunuyor [13].

### 2.2.2. Biyoaktif Seramikler

Biyoaktif seramikler doku ve kemikle doğrudan kimyasal bağ oluşturmaları en önemli özellikleridir. Bu özelliklerinden dolayı çevre dokuya yük aktarımını veya çevre dokunun yükünü çekme kabiliyetleri fazlasıyla uygundur. İskelet sisteminde implantla olan uyumluluğu çok iyidir. Kırılma tokluğuna ve düşük mekanik mukavemete sahip olmalarından ötürü, yük binici yerlerde kullanılması uygun olmayıp, yüke maruz kalmayan yerlerde kullanılması uygundur. Aynı zaman da paslanmaz çelik kaplamasında da kullanılır. Tabii ki tıp alanında kemik tedavilerinde de kullanılır (Örneğin; diş ve çene kemiği tedavisinde kullanılması gibi). Kalsiyum fosfatlar ve düşük silikalı camlar biyoaktif seramiklere örnek verilebilir [9-15].

Kalsiyum ve fosfat atomlarının birden fazla oksitleri şeklindeki yapılar zamanla dokunun yerine geçen seramiklerdir. Oktakalsiyum fosfat ( $Ca_4(PO_4)_3OH$ ), trikalsiyum fosfat (TCP,  $Ca_3(PO_4)_2$ ) ve hidroksiapatit ( $Ca_5(PO_4)_3OH$ ) bu tür yapılara örnek olarak verilebilirler. Kemik oluşumunu sağlayıcı ve kemiğe bağlanma özelliklerinden ötürü oldukça fazla tercih edilen kalsiyum fosfat seramikleri hidroksiapatit ve trikalsiyum fosfat (TCP) seramikleridir.

Hidroksiapatit biyolojik apatit ile büyük oranda benzeyen ve en az emilen, en az çözüne kalsiyum fosfattır. Kalsiyum fosfat bu yönlerinden dolayı tıbbi uygulama alanlarında oldukça fazla kullanılmaktadır [16,17].

30 yılı aşkın süredir tıp alanında kalsiyum fosfat içerikli biyoseramikler kullanılmaktadır. Bu malzemeler diş implantları, yüz kemikleri, kulak kemikleri, ortopedik kaplamalar, kalça ve diz protezlerinde kemik tozu olarak kullanılmaktadır. Kalsiyum fosfat seramiklerin sıkıştırılması aşaması için sinterlenme sıcaklığı genellikle 1000-1500°C'de gerçekleşir. Biyolojik olarak tüm kalsiyum fosfat seramikler değişkenlik gösteren hızlarda bozunurlar [1]. Gözenekli seramik implantlardaki en büyük avantaj; kemik seramik gözenekler içinde büyüdüğüne meydana gelen ara yüzün mekanik yönden yüksek kararlılığının olmasıdır. Kemik oluşumunda yapı iskeleti olarak gözenekli implantlar kullanılmaktadır. Kemik kırıklıklarındaki boşluğu doldurmak için gözenekli sentetik kalsiyum fosfat seramikler, diş implantlarında ise kaplama olarak hidroksiapatit malzemeler kullanılmaktadır [16].

### **2.2.3. Cam ve Cam-Seramikler**

Cam-seramikler kimyasal olarak  $\text{SiO}_2$  molekülü içeren camlardır [18]. Biyocam; cam türlerinin içinde en çok bilinenidir. Biyocam silika gruplarının bir kısmında kalsiyum, fosfor veya sodyum oksitlerle yer değiştirerek kullanılırlar ( $\text{SiO}_2$ ,  $\text{Na}_2\text{O}$ ,  $\text{CaO}$ ,  $\text{P}_2\text{O}_5$ ) [19]. Böylelikle biyoaktif camlar, doku ve implant arasında kimyasal olan bir bağla bağlanır. İlk kez 50 yıl önce Hench tarafından ifade edildi. Biyoaktif cam veya cam-seramik 1970'den beri kemik onarımı ve greftler için giderek daha da geliştirildi. Biyoaktif camları cazip kılan özellikleri; esnek ve spesifik bileşim, hızlı bağlanma kinetiği, kimyasal bağ üzerinden ekleme ve çoğalmayı arttıran ve kimyasal özellikler gibi özellikleri olmuştur. Bu özellikleri biyoaktif camlara olan ilgiyi artırmıştır [20].

Çok yönlü malzemeler olan Biyocamlar, yapısal olarak tüm silika esaslı camların temel yapı taşı olan  $\text{SiO}_4^{4-}$  e sahiptir. Biyocamlar, protez uygulamalarda kendilerine has bir yer buldular. Biyolojik olarak uyumlu ve muhteşem mekanik özellik gösteren protezler, ortopedik protezler üretiminde kullanımı önemlidir. Biyomalzeme olarak kullanılan camların ağırlık yüzdeleri; % 45  $\text{SiO}_2$ , % 24,5  $\text{Na}_2\text{O}$ , % 24,5  $\text{CaO}$  ve % 6  $\text{P}_2\text{O}_5$  ve birincil wollastonit kristal fazı ve ikinci apatit fazına sahiptirler [1,21].

Amorf fazlı polikristal malzemeler olan cam-seramikler, cam eritme ve kontrollü kristalizasyondan elde edilir. Fiziksel özellikler, aşındırma direnci ve yüksek mukavemet gibi gelişmiş özellikler cam-seramiklerin tercih edilmesinde avantaj sağlar. Medikal alanda kullanılan seramiklerin mekanik özelliklerini ve biyoyuymululuğunu, cam ve cam-seramikler artırmıştır [22,23]. Cam-seramik malzemeler son yıllarda tıp alanında önemli uygulamalarda kullanıldı. Cam

ve cam-seramikler; Canlı dokularla biyoyumluluğundan dolayı kemik, eklem ve dişlerin onarımını ve yenilenmesi sağlamak amacı ile önemli bir ilgi kaynağıdır [23].

#### 2.2.4. Kalsiyum-Fosfat Seramikleri

Kalsiyum ve fosfat atomlarının birden fazla oksitleri şeklindeki yapılar zamanla dokunun yerine geçen seramiklerdir. Oktakalsiyum fosfat ( $\text{Ca}_4(\text{PO}_4)_32\text{OH}$ ), trikalsiyum fosfat (TCP,  $\text{Ca}_3(\text{PO}_4)_2$ ) ve hidroksiapatit ( $\text{Ca}_5(\text{PO}_4)_3\text{OH}$ ) bu tür yapılara örnek olarak verilebilirler. Özellikle trikalsiyum fosfat (TCP) ve hidroksiapatit (HAp) en çok tercih edilen kalsiyum-fosfat seramiklerdendir. Aynı zamanda trikalsiyum fosfat (TCP) ve hidroksiapatit (HAp) tıbbi uygulamalarda yaygın şekilde kullanılmaktadır. Tablo 2.3'de görüldüğü gibi kalsiyum ortofosfatlar içerisinde biyomedikal uygulamalar için bazı bileşimler yararlıdır, bazıları zararlı olabilir. Örneğin Ca/P mol oranı 1,00'dan düşük olan bileşimler, yüksek çözünürlüğe sahip olduğu ve asitliği nedeniyle vücuda zarar verdiği, bu yüzden implantasyon için uygun değildir.

Hidroksiapatit, kalsiyum fosfat esaslı olan kemik dokusunun inorganik yapısını oluşturan bir seramik olup, biyoyumludur. Hidroksiapatitlerin kemik yapısıyla olan benzerliğinden dolayı, kemik protezlerin yapımında, çatlak ve kırık kemiklerin onarımında ve metalik biyomalzemelerin kaplamasında kullanılmaktadır. Hidroksiapatit'te Ca/P atomik 1,67 iken; trikalsiyum fosfat ta bu oran 1,5'tir. Biyolojik apatit ile en çok benzerlik gösteren hidroksiapatitin, minimum çözünme ve minimum emilme gösteren kalsiyum fosfat olmasıdır. Trikalsiyum fosfat (TCP)'in emilimi ise hidroksiapatit (HAp)'in emilimine oranla çok daha hızlı olmasıdır. Son 20 yıldan beri kalsiyum fosfat esaslı biyoseramikler, tıp ve dişçilik alanlarında çok fazla kullanılmaktadır. Kemik tozu olarak kullanılan bu malzemeler, diş implantlarında ve ortopedik kaplamalarda, kulak kemiklerinde, yüz kemiklerinde, kalça ve diz protezleri gibi yapay kemik üretiminde kullanılmaktadır. Kalsiyum fosfat seramiklerin sinterlenme aralığı genellikle 1000-1500°C sıcaklık aralığında gerçekleşir, bu aşamadan sonra seramik sıkıştırılarak işlem devam eder.

Bütün kalsiyum fosfat seramikleri, farklı hızlarda biyolojik olarak bozunurlar. Kalsiyum fosfat seramikleri, farklı birçok yapıda hazırlandığı gibi gözenekli yapıda da hazırlanabilirler. Seramik implantların en büyük avantajı kemiğin seramik malzemenin gözenekleri içerisinde gelişerek oluşturduğu ara yüzeyin mekanik açıdan yüksek kararlılığa sahip olmasıdır. Gözenekli seramik implantlar kemik oluşumunda yapı iskelesi olarak kullanılmaktadırlar. Mercanların mikro yapısının en ideal malzeme olmalarını sağlayan özelliği kontrollü gözenek büyüklüğüne sahip olmalarıdır. Gözenekli malzemelerde artan gözenekli yapı, malzemenin dayanıklılığında düşüş meydana getirmesine sebep olmaktadır. Sentetik kalsiyum fosfat seramikleri kemik kırıklarını doldurmak için kullanılırken, gözenekli hidroksiapatit malzemeleri ise diş implantlarında kaplamasında kullanılmaktadır [1,7,8,24,25].

**Tablo 2.3.** Kalsiyum ortofosfat türleri [24]

<b>Ca/P Oranı</b>	<b>Mol</b>	<b>Adlandırılması</b>	<b>Kimyasal Formülü</b>	<b>Kısaltması</b>
2,0		Tetrakalsiyum fosfat	$\text{Ca}_4(\text{PO}_4)_2\text{O}$	TetCP veya TTCP
1,67		Oksiapatit	$\text{Ca}_{10}(\text{PO}_4)_6\text{O}$	OA, OAp veya OXA
1,67		Flüorapatit	$\text{Ca}_{10}(\text{PO}_4)_6\text{F}_2$	FA veya FAp
1,67		Hidroksiapatit	$\text{Ca}_{10}(\text{PO}_4)_6(\text{OH})_2$	HAp, OHAp veya HA
1,50-1,67		Kalsiyum eksikliği bulunan hidroksiapatit	$\text{Ca}_{10-x}(\text{HPO}_4)_x(\text{PO}_4)_{6-x}(\text{OH})_{2-x}$ ( $0 < x < 1$ )	CDHA veya Ca-def HA
1,20-2,20		Amorf kalsiyum fosfatlar	$\text{Ca}_x\text{H}_y(\text{PO}_4)_z \cdot n\text{H}_2\text{O}$ , $n=3 - 4,5$ ; $\text{H}_2\text{O} \% 15-20$	ACP
1,50		$\alpha$ -Trikalsiyum fosfat	$\alpha\text{-Ca}_3(\text{PO}_4)_2$	$\alpha$ -TCP
1,50		$\beta$ -Trikalsiyum fosfat	$\beta\text{-Ca}_3(\text{PO}_4)_2$	$\beta$ -TCP
1,33		Oktakalsiyum fosfat	$\text{Ca}_8(\text{HPO}_4)_2(\text{PO}_4)_4 \cdot 5\text{H}_2\text{O}$	OCP
1,0		Dikalsiyum fosfat dihidrat	$\text{CaHPO}_4 \cdot 2\text{H}_2\text{O}$	DCPD
1,0		Dikalsiyum fosfat susuz	$\text{CaHPO}_4$	D CPA veya DCP
0,5		Monokalsiyum fosfat monohidrat	$\text{Ca}(\text{H}_2\text{PO}_4)_2 \cdot \text{H}_2\text{O}$	MCPM
0,5		Monokalsiyum fosfat susuz	$\text{Ca}(\text{H}_2\text{PO}_4)_2$	M CPA veya MCP

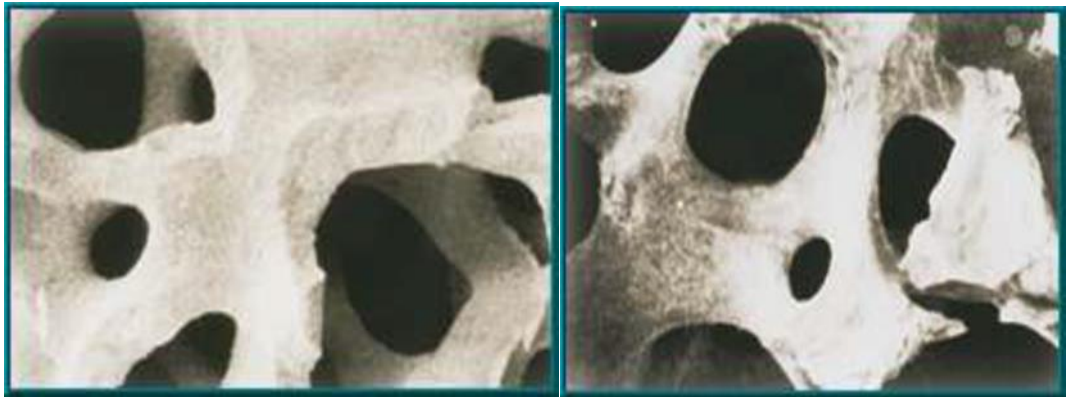
### 3. HİDROKSİAPATİT

Bu bölümde hidroksiapatit hakkında genel bilgiler verilerek; hidroksiapatitin kristal yapısı ve özellikleri, üretim metotları ve kullanım alanlarından bahsedilecektir.

#### 3.1. Hidroksiapatitin Kristal Yapısı ve Özellikleri

Hidroksiapatit,  $\text{Ca}_{10}(\text{PO}_4)_6(\text{OH})_2$  kimyasal formülüne sahip bir biyoseramiktir [4]. Kalsiyum-fosfat formlarının en yaygın olarak bilineni hidroksiapatittir. Kimyasal katı çözelti oluşturmada, anyonik iyonları ve katyonik iyonlarına ev sahipliği yapma gibi özelliklere sahiptir. Hidroksiapatit farklı malzemelerinin uygulama alanlarında kullanılmasının sebebi değişken özelliklere sahip olmasından kaynaklanmaktadır [26].

Biyomalzemelerin üyesi olan hidroksiapatitler doğal ortamlarda dış iskelet, mercan ve omurgalı iskeletlerde bulunabilmektedir [27]. Hidroksiapatitler diş minesi, dişlerin ana bileşeni, kırıkta ve kemik dokusunu oluşturan yapılardır [28]. Dişlerin % 96'sını ve kemik yapısını ağırlıkça % 60-70'ini hidroksiapatitler oluşturmaktadır [27]. Temel bileşenleri birbirine benzeyen insan dişlerin ve insan kemiklerinin inorganik temel bileşenleri biyomedikal uygulamalar için önemli bir konuma sahiptirler [29]. Biyoseramik malzemelerin üyesi olan hidroksiapatitler biyobozunurluk, biyouyumluluk, biyoaktivite ve osteokondüktivite ve benzeri gibi seçkin özelliklere sahiptir. Aynı zamanda metalik implantların kemik iyileşmesi ve kaplamalar gibi implant malzemesi için kullanılan malzemelerdir [30]. Hidroksiapatit ile doğal kemik dokusundaki yapı benzerliği, Şekil 3.1a ve Şekil 3.1b'de verilen taramalı elektron mikroskobu (SEM) görüntülerinden de açıkça görülmektedir [7].



(a) Kemik

(b) HAp

**Şekil 3.1.** a) Doğal kemik dokusu ile b) HAp'in yapısı arasındaki benzerliğin SEM görüntüsü [7]

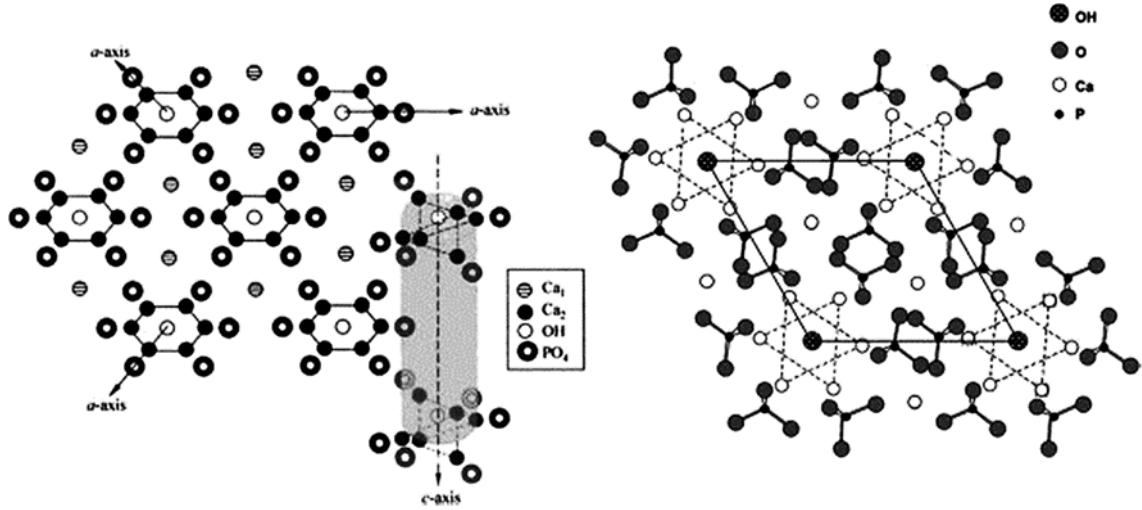
Kemikler için kuvvet, kırılma dayanıklılığı, esneklik ve sertlik gibi özellikleri kolajen fibrilleriyle birleştiren apatitlerdir [31]. Hidroksiapatit yük taşıyan ortopedik bölgelerde zayıf mekanik özelliğinden dolayı kullanımı sınırlıdır [32]. Malzemelerin mekanik özellikleri genelde hidroksiapatit örneklerinin ölçümlerinden elde edilen gözenekliliğine, tane büyüklüğüne ve safsızlığına bağlıdır. Hidroksiapatit malzemelerin mekanik özelliklerine ait değerler Tablo 3.1’de verilmiştir [1,7].

**Tablo 3.1.** HAp’ın mekanik özelliklerine ait değerler [1,7]

Özellikler	Değeri
Esneklik modülü (GPa)	4-117
Basma mukavemeti (MPa)	294
Eğilme mukavemeti (MPa)	147
Vickers Sertliği (GPa)	3,43
Poisson oranı	0,27
Teorik yoğunluğu (g/cm <sup>3</sup> )	3,16

Kemiğin mineral yapısına benzer olan hidroksiapatit malzemelerin kimyasal özelliği tıp alanında sentetik kemiklere ikame olarak kullanılmaktadır [26]. Bu malzemelere örnek olarak implant kaplama ve protezler verilebilir. Bu malzemeler tıbbi alanda da oldukça sık kullanılmaktadırlar [20]. Hidroksiapatit seramikleri biyoaktif, toksik etki göstermeyen ve korozyona karşı dirençli olan biyouyumlu malzemedir. Kemik yapısıyla birleşmiş olup, kemiğe destek yeteneği sağlayan, kemiğin büyümesi, bağlanması ve eksiklerinin yenilenmesini sağlamaktadır [10,14-33]. Hidroksiapatitlerin kimyasal yapıları genellikle fosfor (P) ve kalsiyum (Ca) elementlerinin karışımından meydana gelmektedir.

Fosfor (P) ve kalsiyum (Ca) elementleri diş ve kemiklerin inorganik yapısını oluşturmaktadır [34,35]. İdeal bir yapıda olan hidroksiapatit için kalsiyumun fosfora mol oranı (Ca/P), 1,67’ye eşittir [36]. Hidroksiapatit örgüsü hem katyonik hem de anyonik indükleyici modifikasyonların çeşitli ikamelerini kolayca barındırabilir. Hidroksiapatit yapının morfolojisi, kristalleşmesi ve örgü parametrelerinde değişiklikler ortaya çıkarabilir [10]. Hidroksiapatitin atomik düzenlenmesi Şekil 3.2’de olduğu gibi görülmektedir [37].



Şekil 3.2. HAp'in atomik düzenlenmesi [37]

Hidroksiapatit, örgü parametreleri  $a=b=0,9418$  nm,  $c=0,6884$  nm ve birim hücre hacmi  $V=0,5288$  nm<sup>3</sup> olan hekzagonal kristal yapısına sahiptir ve açıları ise  $\alpha=\beta=90^\circ$  ve  $\gamma=120^\circ$  dir [29,30]. Fizyolojik bakımından hidroksiapatitler, sıcaklık ve pH şartlarında az miktarda çözünebilen birleşiklerdir. Zayıf ısıl denge özelliği göstermektedirler. Hidroksiapatitler 1200 °C'den az sıcaklıkta kendi yapısını koruyabilmektedirler. 1200°C sıcaklığından daha yüksek sıcaklıklarda ateşlemeye bağlı olarak trikalsiyum fosfata (TCP,  $\text{Ca}_3(\text{PO}_4)_2$ ) ayrışırlar. Hidroksiapatitten daha yüksek termal kararlılık gösteren Trikalsiyum fosfat (TCP), yapıdır. [38,39]. Biyoinert metalik implantlar üzerinde kaplama olarak kullanılan hidroksiapatit malzemeler hem sinterlenen bir malzeme olup hem de yoğun bir özelliğe sahiptir [40]. İyon değiştirme yetenekleri olan hidroksiapatit, Ta, Zn, W, Ni, Te, Ag, Ce, Mo, Se, Ti, Mn, Mg, Sr, Co, Fe ve Cu gibi elementler ile birlikte ilave edilmiş malzemeler üretilmiştir [41,42]. Üç atomlu ve sulu sistem  $\text{Ca}(\text{OH})_2\text{-H}_3\text{PO}_4\text{-H}_2\text{O}$  (veya  $\text{CaO-P}_2\text{O}_5\text{-H}_2\text{O}$ ) içinde, Ca/P molar oranı 0,5 ile 2,0 arasında değişen oniki tane bilinen iyonik olmayan ve ikame edilmiş kalsiyum ortofosfat vardır [24].

Hidroksiapatitin karakteristik özelliklerini kontrol etmek, değiştirmek amacıyla veya ortaya çıkarmak için bilim insanları tarafından bu malzemelerin çeşitli elementlerle katılanmış malzemeler üretilmiştir. Bu malzemeleri üretebilmek için Mo, Zn, Sr, Mg, Ti, W, Ag, Ce, Te, Se, Ni, Ta, Mn, Fe, Cu ve Co gibi elementler genel olarak kullanılmaktadır. Kullanılan bu elementler içerisinde en sık tercih edilip kullanılan element ise magnezyumdur.

Kemik ve dişlerde mevcut olan önemli ve değerli element magnezyumun bulunduğu bilinmektedir. Kemik yapısındaki mekanik özelliklerle benzerlik göstermektedir. Aynı zamanda magnezyum elementi kemik oluşumunu desteklemektedir. Magnezyum eksikliği iskelet yapısında olumsuz etkilere sebep olmaktadır. Bu olumsuzluk kemikte büyümeye engel olduğu gibi kemik yoğunluğunda azalmaya, kemikte kırılabilirliğe sebebiyet vermekte ve kemik hücresi aktivitesinde bozukluklara neden olmaktadır.

İnsan vücudundaki süreçlerde magnezyumun önemli ölçüde etkileri bulunmaktadır. Biyomedikal alanlarda bozunurluk ve biyouyumluluk açısından magnezyum büyük öneme sahiptir. Aynı zamanda magnezyum özgül mukavemet, düşük yoğunluk ve uygun sertlik gibi avantaja sahiptir. Magnezyum biyolojik apatitler ile ilişkili olarak davranışlar sergilemektedir. Magnezyum, sentetik hidroksiapatit yapısının içerisine girmeye çalışan, kemik dokusunu ve biyouyumluluğunu etkilemesi beklenebilir. Magnezyumun kırılmaya karşı olan dayanıklılığı hidroksiapatit gibi seramik malzemelere oranla daha yüksektir.

Metalik implantlara oranla magnezyumun elastik yapısı ve sıkıştırıcı akma dayanımı doğal yapıdaki kemiğe oldukça yakındır. Magnezyum katyonik olarak ele alındığında biyolojik apatitle ilişkisinde +2 değerlikli iyonlardan en önemlisidir. Kemik hücresine bağlanması, doku büyümesi ve implantlarının yavaş çözünmesi magnezyumun önemli avantajlarından biridir. Bu sebeple implantlarda magnezyumun kullanılabilmesi için korozyon hızının yavaşlatılması gerekir. Toksik olmayan ve biyouyumluluğu bulunan biyoaktif malzemeden oluşan magnezyum üzerinde koruyucu kaplamanın yapılması sayesinde biyoemilebilir kemik implantlarında kullanım artacaktır [31,43-44].

Vücutta çeşitli biyokimyasal adımlar için nikel iyonları çok az miktarda da olsa gerekmektedir. Omurgalı canlıların tüm organizmaları işlevleri için nikel iyonları önemli bir konuma sahiptir. Aynı zamanda nikel iyonları korozyon önleyici ve iyi bir mekanik özelliğe sahip olduğundan tıbbi uygulama alanlarında oldukça dikkatleri üstüne toplayan önemli bir biyomalzemedir [45,46].

Hidroksiapatitlerin sentezlenmesinde genel olarak sol-jel, yaş kimyasal, termal çöktürme, hidrotermal ve ultrasonik sprey pirolizi gibi farklı yöntemler yaygın olarak kullanılmaktadır.

### **3.2. Hidroksiapatit Üretim Metotları**

HAp ilk defa 1963 yılında Hayek tarafından kimyasal çöktürme metodu kullanılarak sentezlenmiştir. Sonrasında su-bazlı kalsiyum ve fosfat tuzları içeren çözeltilerden kimyasal veya asit-baz titrasyonu gibi yöntemlerle HAp elde edilebilmektedir [47,48,49]. Yağ kimyasal çöktürme yöntemi başta olmak üzere sol-jel, termal çöktürme, hidrotermal, ultrasonik sprey pirolizi, mekanokimyasal, emülsiyon ve kıyı mercanlarının dönüştürülmesi gibi farklı yöntemler kullanılmaktadır. Hidroksiapatit üretiminin yapılabilmesi için diğer bir metot ise katı-hal

reaksiyonları yöntemidir. Fakat bu yöntem ile alakalı olarak çok fazla çalışma yapılmamıştır. Bu yöntemin çok fazla tercih edilmemesinin sebebi yüksek maliyeti ve izostatik preslemede ortaya çıkan sorunlardır. Hidroksiapatit tozları, yağ kimyasal çöktürme yönteminde sulu çözeltiler ile sentezlenmektedir. Bu yöntemdeki sorun ise stokiometrik olmayışı ve bu şekilde sentezlenen hidroksiapatit tozlarının yüksek oranda biyoçözünürlüğe sahip olan  $\alpha$ -TCP veya  $\beta$ -TCP fazına kısmi ayrışması sonucu düşük termal kararlılığa sahip olmalarıdır. Yapılan çalışmalar neticesinde hidroksiapatitin 700-1200 °C'de ısıtılmasının akabinde hacminde % 10-35 oranda  $\alpha$ -TCP ve  $\beta$ -TCP fazlarının oluştuğu gözlemlenmiştir. Hidroksiapatit malzemenin içeriğinde az oranda  $\beta$ -TCP bulunuyor bu da yapay kemiğin doğal kemiğe hızlı bir şekilde bağlanmasını sağlıyor.  $\beta$ -TCP'in yüksek oranda bulunması durumunda ise yapay kemiklerdeki mekanik özelliklerinin ve aynı zamanda kimyasal kararlılığında kötüleşmeye sebep olur. Hidroksiapatitin  $\beta$ -TCP oranı biyomedikal uygulamalar için önemli bir konudur [50,51].

### **3.3. Hidroksiapatitin Kullanım Alanları**

İnsan, hayvan ve biyolojik esaslı olmayan malzemeler kemik tümörlerinin yeniden yapılandırılmasında kullanılır. Bu alanda kullanılacak malzemenin kolay üretilen ve biyoyumluluğa uygun olan bir malzeme olması gereklidir. HAp, biyoyumluluk özellikleri bakımından güçlü bir malzemedir. Vücut tarafından yabancı bir madde olarak algılanmaz. Bu sebeple kemik dokularında oluşum ve gelişim için gerekli ortam sağlanmış olur [7].

İnsan hayatında köklü değişimler göstermiş iskelet ve kas sisteminde hasar görmüş kısımların onarılması ve yenilenmesinde büyük rol oynamıştır [1]. Hidroksiapatitler osteokondüktif etkileri, biyoyumluluğu ve pürüzsüz dokuya yatkın olması nedeniyle yaygın olarak kullanılan biyoseramiklerdir [52]. HAp, tümör cerrahisinde kemik yapısındaki boşlukları doldurmada, kemik onarımında, diş kökünü beslemede ve implant kaplamalarda kullanılmaktadır. Yumuşak doku, biyoaktif davranan Hap ile bağlanır, yapışır ve implantın kaymasına engel olur. HAp'in bir diğer kullanım alanlarından biride oküler implantlardır. Toksik olmayan biyoyumluluk özelliği mevcuttur. Oküler implantlarda kullanılan HAp, 500  $\mu$ m çapında, birbirleriyle bağlantıları olan gözeneklerdir. Bunlar dokularda iç büyüme olmasını ve implantlardaki göz boşluğunun dolmasını sağlar. 1987 yılında yapay göz ve orta kulak implantında kullanılmış ve başarı göstermiş bir çalışma olmuştur [7].

## 4. MATERYAL VE METOT

Ce esaslı Yb katkılı HAp numuneleri yaş kimyasal yöntem vasıtasıyla sentezlenmiştir. Deneyle esnasında kullanılan kimyasallar

Deneysel işlemler sırasında kalsiyum nitrat tetrahidrat ( $\text{Ca}(\text{NO}_3)_2 \cdot 4\text{H}_2\text{O}$ , Carlo-Erba), seryum (III) nitrat heksahidrat ( $\text{Ce}(\text{NO}_3)_3 \cdot 6\text{H}_2\text{O}$ , Sigma-Aldrich), iterbiyum (III) nitrat pentahidrat ( $\text{Yb}(\text{NO}_3)_3 \cdot 5\text{H}_2\text{O}$ , Sigma-Aldrich) ve diamonyum hidrojen fosfat ( $(\text{NH}_4)_2\text{HPO}_4$ , Merck) kimyasalları sırasıyla Ca, Ce, Yb ve P kaynağı olarak kullanılmışlardır. Üretilen tüm numuneler için Ce'un bileşimi at.% 0,47 değerinde sabit tutulmuş, ikinci katkı elementi olan Yb'un miktarı ise sırasıyla at. % 0, 0,56, 1,12 ve 1,68 seçilmiştir. Tüm deneysel süreçlerde çözücü olarak saf su kullanılmıştır. 100 mL'lik bir balon joje içerisinde ( $49,765-x$ ) mmol kalsiyum nitrat tetrahidrat, 0,235 mmol seryum (III) nitrat heksahidrat ve  $x$  mmol iterbiyum (III) nitrat pentahidrat saf su kullanılarak çözündürülmüştür. Burada  $x$  değerleri sırasıyla 0, 0,280, 0,560 ve 0,840'a karşılık gelmektedir. Diğer bir 100 mL'lik balon joje içerisinde de 30 mmol diamonyum hidrojen fosfat çözeltisi hazırlanmıştır ve bu ikinci hazırlanan çözelti birinci çözelti içerisine damla damla ilave edilmiştir. Bu yeni çözeltinin pH'ı amonyak ( $\text{NH}_3$ , Sigma-Aldrich) ilavesiyle 10 değerine ayarlanmıştır. Bu çözelti oda sıcaklığında 2 saat boyunca manyetik karıştırıcıda karıştırılmış ve bu süreç içerisinde çözelti jel kıvamı almıştır. Daha sonra bu jel 20 saat boyunca  $130\text{ }^\circ\text{C}$ ' deki etüv içerisinde kurutulmuştur. Son aşama olarak, kurutulmuş numuneler bir kül fırını içerisine koyulmuş ve  $900\text{ }^\circ\text{C}$  sıcaklıkta 3 saat boyunca ısı işleme tabi tutulmuştur. Elde edilen numuneler 0.47Ce-HAp, 0.47Ce-0.56Yb-HAp, 0.47Ce-1.12Yb-HAp ve 0.4Ce-1.68Yb-HAp olarak isimlendirildi.

Sentezlenen numunelerin X-ışını kırınımı (XRD) analizleri, 40 kV ve 40 mA'de çalıştırılan Rigaku RadB-Dmax II cihazı ile 0,15406 nm dalga boyu ( $\lambda$ )  $\text{CuK}\alpha$  radyasyonu kullanılarak tamamlandı. Fourier dönüşümlü kızılötesi (FTIR) spektroskopisi incelemeleri 400 ile  $4000\text{ cm}^{-1}$  dalga sayısı aralığında Perkin Elmer Spectrum One spektrometresi ile potasyum bromür (KBr) pelet tekniği kullanılarak gerçekleştirildi. 20 keV ivmelendirme voltajında çalıştırılan taramalı elektron mikroskobu (SEM, LEO EVO 40xVP) ile numunelerin morfolojik incelemeleri tamamlanmıştır ve bu cihaza bağlantılı olan Bruker XFlash detector 4010 analizörü ile görüntü alınan bölgelere ait elementel bileşimler, enerji dağılımı X-ışını (EDX) spektroskopisi vasıtasıyla araştırıldı. Numunelerin termal özelliklerinin incelenmesi ise diferansiyel termal analiz (Shimadzu DTA 50) ve termogravimetrik analiz (Shimadzu TGA 50) teknikleri kullanılmak suretiyle ( $10\text{ }^\circ\text{C}/\text{dak}$  ısıtma hızında ve  $25\text{ }^\circ\text{C}$  ile  $1000\text{ }^\circ\text{C}$  sıcaklık aralığında) gerçekleştirildi.

Bunlara ilave olarak, numunelerin *in vitro* biyouyumluluk özelliklerinin incelenmesi şu şekilde gerçekleştirildi. 0.47Ce-HAp, 0.47Ce-0.56Yb-HAp, 0.47Ce-1.12Yb-HAp ve 0.47Ce-1.68Yb-HAp numunelerinin sitotoksikite değerleri, dolaylı yöntem olan MTT (3-(4,5-

dimetiltiyazol-2-il)-2,5-difeniltetrazolyum bromür) testi ile spektrofotometre cihazı kullanılarak belirlenmiştir. Deney protokolü, ISO-10993-5 “Tıbbi Cihazların Biyolojik Değerlendirilmesi” standartlarına göre hazırlanmıştır. Çalışmada fare (*Mus musculus*) fibroblast hücreleri (L-929) kullanılmıştır. İlk olarak, numuneler bir kez %70 etanolla ve üç kez de steril fosfat tamponlu tuz (Phosphate Buffered Saline, PBS, pH=7,4) ile yıkandı. Daha sonra numuneler, %5 CO<sub>2</sub> içeren bir inkübatör kullanılarak DMEM (Dulbecco's Modified Eagle Medium) ortamında 37 °C’de 72 saat boyunca inkübe edildi. Deney için, L-929 hücre hattı %5 CO<sub>2</sub> içeren DMEM ortamında 37 °C sıcaklıkta önceden büyütüldü. Hücrelerin %80 konflüentliğe ulaşmasından sonra, %0,25 tripsin-EDTA çözeltisi kullanılarak hücrelerin flasktan ayrılması sağlandı. Daha sonra, hücreler 2000 devir/dakika dönme hızında 5 dakika boyunca santrifüj edildi ve her bir kuyuda 104 hücre olacak şekilde 96 kuyucuklu plakalara ekildi ve aynı koşullar altında 24 saat inkübe edildi. İnkübasyon süresinin sonunda, numunelerin içinde 3 gün boyunca tutulduğu besiyeri taze DMEM ile değiştirilerek numuneler için 24 saat daha inkübasyon süresi uygulandı. Daha sonra, besiyerinin hücrelerden uzaklaştırılmasıyla 96 kuyucuklu plakaların her bir kuyucuğuna 90 µL taze DMEM besiyeri eklendi. Steril PBS ile hazırlanan 5 mg/mL MTT çözeltisinden 10 µL olmak üzere kuyucuklara ilave edildi ve aynı koşullar altında 4 saat boyunca karanlıkta inkübe edildi. Daha sonra, inkübasyon sonucu oluşan mor rengin absorban değeri 550 nm’de ELISA mikrolaka okuyucu kullanılarak ölçüldü. İnkübatörde 72 saat tutulan besiyeri, aynı koşullar altında inkübe edilen kontrol gruplarının kuyucuklarına ilave edildi ve bu kuyucuklardaki hücreler %100 canlı olarak kabul edildi. Sonuç olarak, numunelerin kontrol gruplarına kıyasla L-929 hücreleri üzerindeki hücre canlılıkları hesaplandı.

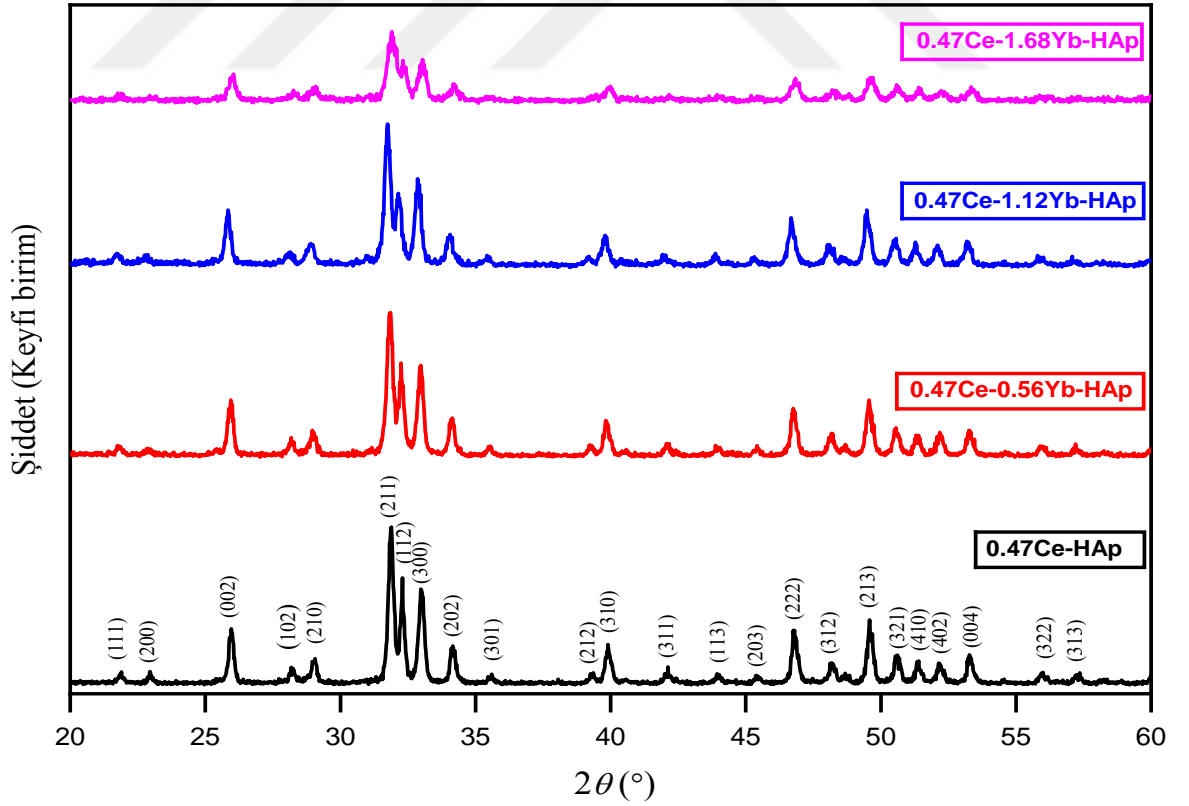
Son olarak, numunelerin bant yapısının ve durum yoğunluklarının hesaplanmasını içeren teorik kısımlar, Quantum Espresso paket programı kullanılarak gerçekleştirilmiş olup, bu programda yöntem olarak Yoğunluk Fonksiyonu Teorisi (DFT) metodu kullanıldı.

## 5. BULGULAR VE TARTIŞMA

Bu kısımda üretilen HAp numunelerinin karakterizasyon işlemleri neticesinde elde edilen deneysel ve teorik sonuçların gerekli literatür tartışması verilerek detaylı olarak değerlendirilmesi yapılmıştır.

### 5.1. X-Işını Kırınımı (XRD) Analiz Sonuçları

Şekil 5.1’de verilen XRD analiz sonuçları detaylı olarak incelenecek olursa; sentezlenen tüm numunelerde gözlemlenen tek faz hidroksiapatit (HAp, JCPDS pdf no: 09-0432) olup, herhangi bir safsızlık fazına veya ikincil faza rastlanılmamıştır. Dolayısıyla Yb katkısının yeni bir faz oluşumuna neden olmadığı da açıkça görülmektedir. Bunun yanı sıra, Yb katkılanmasıyla pik şiddetlerinde belirgin düşüşler meydana geldiği görülmektedir. Özellikle en yüksek Yb katkısına sahip numunede düşük şiddete sahip (111), (200), (301), (212), (311), (113), (203), (322) ve (313) difraksiyon pikleri gözden kaybolmaktadır.



Şekil 5.1. Sentezlenen Ce ve Yb katkılı HAp numunelerinin XRD desenleri

Mevcut XRD verileri kullanılarak numunelerin kristal büyüklükleri, aşağıda verilen Scherrer ( $D_s$ ) ve Williamson-Hall ( $D_{WH}$ ) denklemleri kullanılarak hesaplanmıştır [53,54].

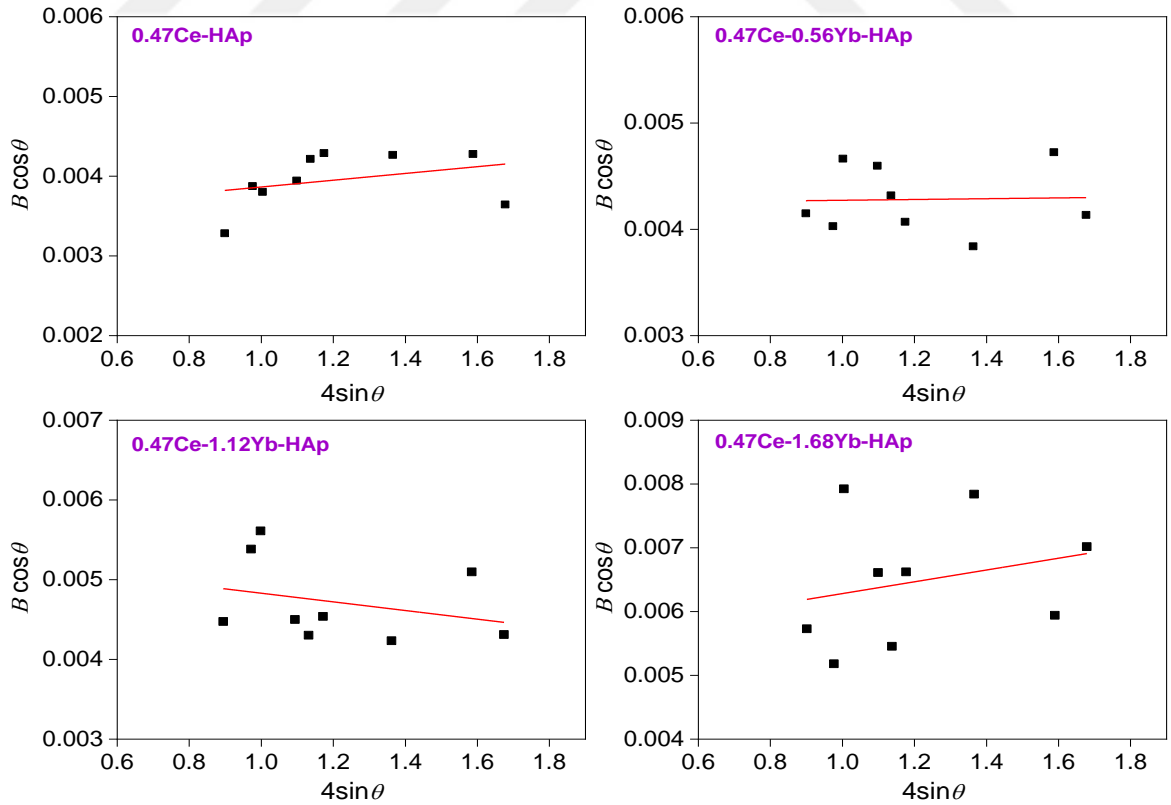
$$D_s = \frac{0.9\lambda}{B \cos\theta} \quad (5.1)$$

$$B \cos\theta = \frac{0.9\lambda}{D_{WH}} + 4\varepsilon \sin\theta \quad (5.2)$$

Yukarıdaki denklemlerde  $B$  maksimum yarı pik genişliği,  $\theta$  Bragg açısı ve  $\varepsilon$  örgü gerilmesidir. Her bir numune için Şekil 5.2’de verilen  $B\cos\theta$ 'nın  $4\sin\theta$ 'ya karşı grafiği yardımıyla  $D_{WH}$  ve  $\varepsilon$  değerleri hesaplandı.

Örgü zorlanması ( $\sigma$ ) parametresinin elde edilmesi için Denklem (5.2)’de  $\varepsilon = \sigma/Y_{hkl}$  yazıldı (burada  $Y_{hkl}$ , Young (esneklik) modülü ve  $hkl$  ise Miller indisleridir) ve aşağıdaki bağıntı elde edildi [53].

$$B \cos\theta = \frac{0.9\lambda}{D_{WH}} + \frac{4\sigma \sin\theta}{Y_{hkl}} \quad (5.3)$$

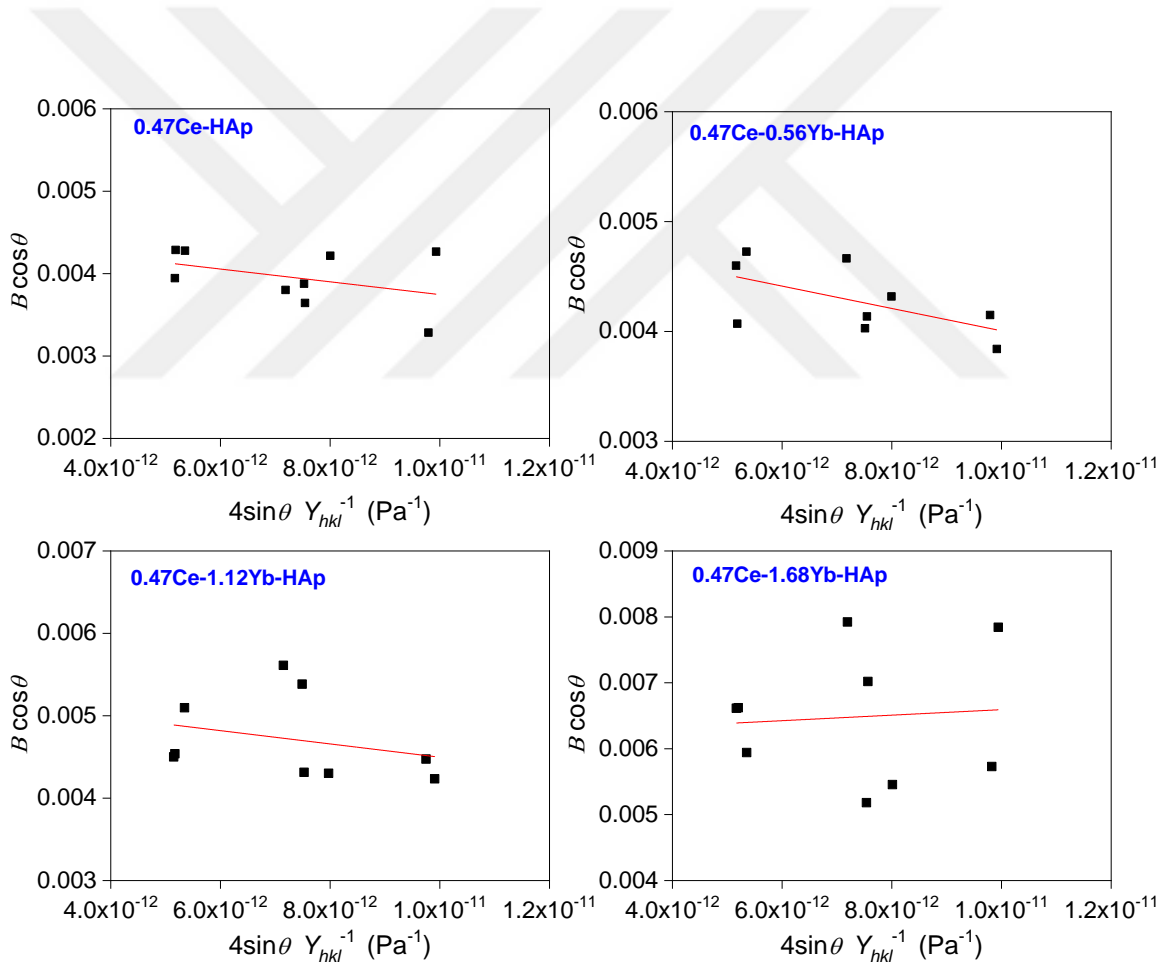


Şekil 5.2. Sentezlenen HAp numunelerinin  $B\cos\theta=f(4\sin\theta)$  grafikleri

$Y_{hkl}$  değerlerinin hesaplanması, hekzagonal kristal yapı için aşağıda verilen bağıntı kullanılarak gerçekleştirildi [53].

$$Y_{hkl} = \frac{\left[ h^2 + \frac{(h+2k)^2}{3} + \left( \frac{al}{c} \right)^2 \right]^2}{s_{11} \left( h^2 + \frac{(h+2k)^2}{3} \right)^2 + s_{33} \left( \frac{al}{c} \right)^4 + (2s_{13} + s_{44}) \left( h^2 + \frac{(h+2k)^2}{3} \right) \left( \frac{al}{c} \right)^2} \quad (5.4)$$

Burada  $a$  ve  $c$  örgü sabitleridir.  $s_{11}=7,49 \times 10^{-12} \text{ m}^2\text{N}^{-1}$ ,  $s_{13}=-4,0 \times 10^{-12} \text{ m}^2\text{N}^{-1}$ ,  $s_{33}=10,9 \times 10^{-12} \text{ m}^2\text{N}^{-1}$  ve  $s_{44}=15,1 \times 10^{-12} \text{ m}^2\text{N}^{-1}$  ise elastik uyumluluk değerleridir. Şekil 5.3'te verilen  $B \cos \theta = f(4 \sin \theta Y_{hkl}^{-1})$  grafikleri yardımıyla örgü zorlanması ( $\sigma$ ) değerleri elde edildi.

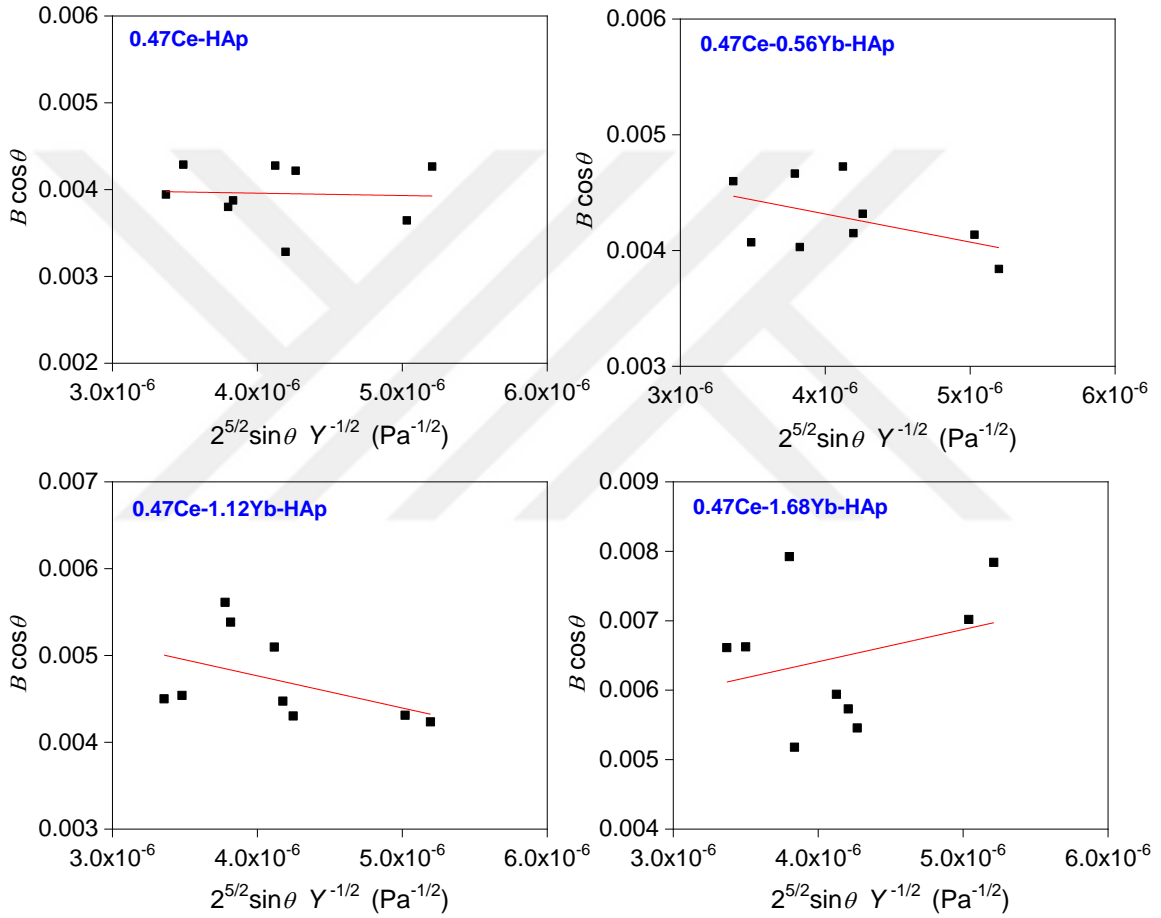


Şekil 5.3. Sentezlenen tüm HAp numuneleri için  $B \cos \theta = f(4 \sin \theta Y_{hkl}^{-1})$  grafikleri

Anizotropik enerji yoğunluğu ( $u$ ) değerlerini hesaplamak için aşağıdaki denklem kullanıldı.

$$B \cos \theta = \frac{0.9\lambda}{D_{WH}} + 4 \sin \theta \left( \frac{2u}{Y_{hkl}} \right)^{1/2} \quad (5.5)$$

Her bir numune için  $u$  değerleri, Şekil 5.4'te verilen  $B \cos \theta = f(2^{5/2} \sin \theta Y_{hkl}^{-1/2})$  grafiklerinin eğim değerlerinden faydalanılarak hesaplandı.



Şekil 5.4. Her bir HAp numunesi için  $B \cos \theta = f(2^{5/2} \sin \theta Y_{hkl}^{-1/2})$  grafiği

Her iki örgü parametresi ve birim hücre hacmi ( $V$ ), sırasıyla aşağıdaki bağıntılar kullanılarak hesaplandı [54].

$$\frac{1}{d^2} = \frac{4}{3} \left( \frac{h^2 + hk + k^2}{a^2} \right) + \frac{l^2}{c^2} \quad (5.6)$$

$$V = 0.866a^2c \quad (5.7)$$

Kristalleşme yüzdesi ( $X_C\%$ ) değerlerinin hesaplanması, Landi ve arkadaşları [55] tarafından rapor edilen aşağıdaki bağıntı kullanılarak gerçekleştirildi.

$$X_C \% = \left( 1 - \frac{V_{112/300}}{I_{300}} \right) \times 100 \quad (5.8)$$

Burada  $V_{112/300}$  (112) ve (300) yansımaları arasındaki çukurun şiddetine ve  $I_{300}$  ise (300) düzlemine ait yansımanın şiddetine karşılık gelmektedir. Yukarıda sıralanan sekiz adet denklem yardımıyla  $D_S$ ,  $D_{WH}$ ,  $a$ ,  $c$ ,  $V$ ,  $X_C\%$ ,  $\varepsilon$ ,  $\sigma$  ve  $u$  değerleri her bir numune için birer birer bulunup, Tablo 5.1'e kaydedildi.

**Tablo 5.1.** Detaylı XRD analiz sonuçları

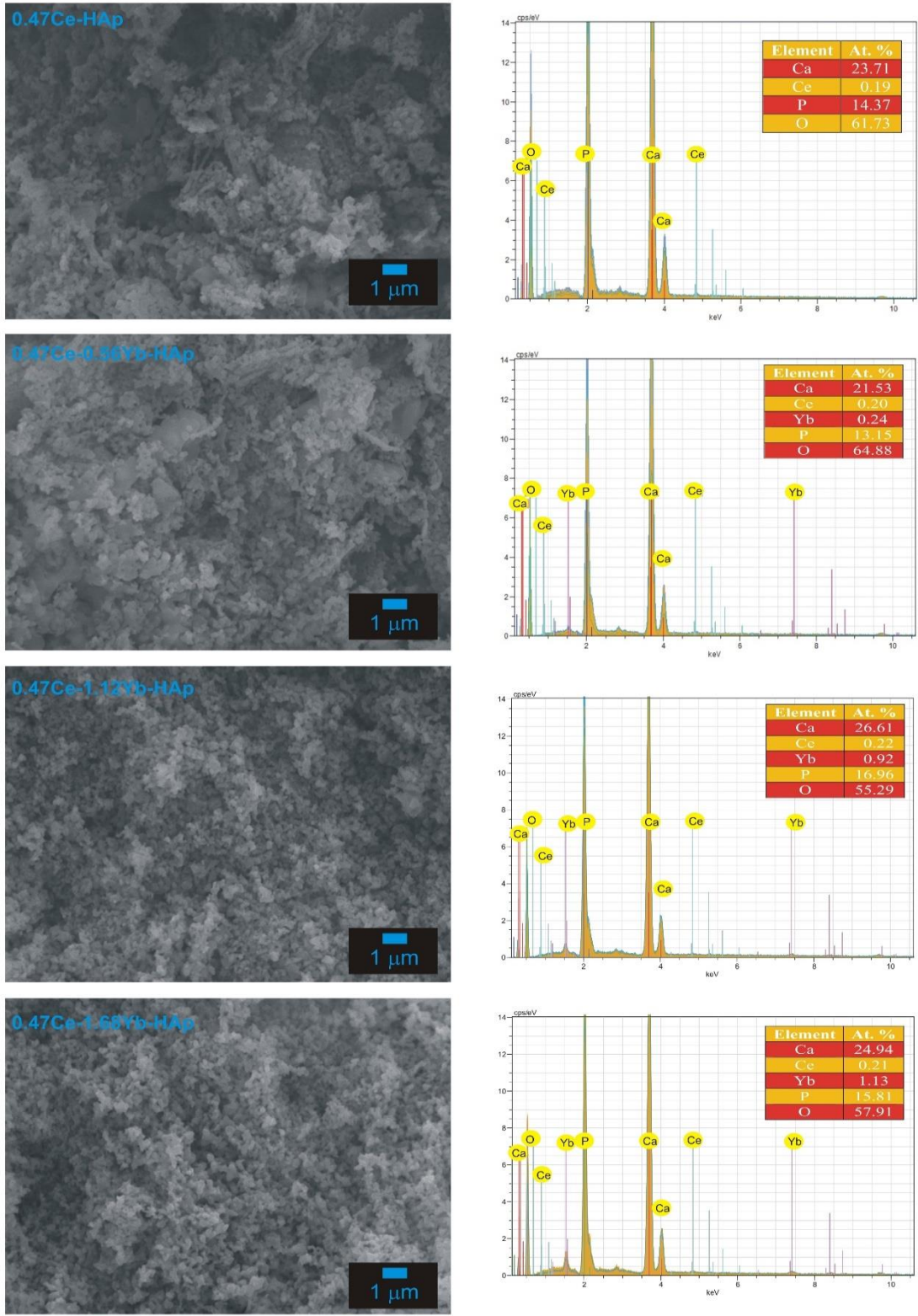
	0.47Ce-HAp	0.47Ce-0.56Yb-HAp	0.47Ce-1.12Yb-HAp	0.47Ce-1.68Yb-HAp
$D_S$ (nm)	42,24	33,41	28,70	24,19
$D_{WH}$ (nm)	40,31	32,70	25,87	25,82
$a$ (nm)	0,9396	0,9409	0,9434	0,9384
$c$ (nm)	0,6859	0,6864	0,6890	0,6838
$c/a$	0,7300	0,7295	0,7303	0,7287
$V$ (nm) <sup>3</sup>	0,5244	0,5262	0,5310	0,5215
$X_C\%$	93,75	90,82	89,77	77,67
$\varepsilon$	$0,425 \times 10^{-3}$	$0,372 \times 10^{-3}$	$-0,543 \times 10^{-3}$	$0,924 \times 10^{-3}$
$\sigma$ (MPa)	-77,510	-101,717	-80,656	41,856
$u$ (kJ m <sup>-3</sup> )	0,736	58,955	137,232	463,842

Tablo 5.1'deki sonuçların detaylı incelenmesi şu şekilde yapılabilir: Kristal büyüklüğü değeri Yb katkısının artırılması ile orantılı olarak azalmaktadır. Bu azalış hem Scherrer hem de Williamson-Hall denklemlerinden elde edilen sonuçlardan görülmektedir ve her iki bağıntıdan elde edilen sonuçlar da birbirine yakın ve uyumludur. Her ne kadar  $Ce^{+3}$  (0,101 nm) ile  $Ca^{+2}$ 'nin (0,100 nm) iyonik yarıçapları birbirine çok yakın olsa da,  $Yb^{+3}$ 'ün iyonik yarıçapı (0,087 nm) bunlara nazaran çok küçüktür ki Yb katkısıyla kristal büyüklüğünün azalması gayet normal bir sonuçtur [56]. Örgü parametreleri ( $a$  ve  $c$ ),  $c/a$  oranı ve birim hücre hacmi ( $V$ ) incelendiğinde,

katkılama sonucunda bu parametrelerde değişim meydana gelmektedir. Fakat bu değişim kademeli bir artış veya azalış şeklinde olmayıp farklılık arz etmektedir. Kristalleşme yüzdesinin Yb katkısıyla bir azalma gösterme eğiliminde olduğu belirgin bir biçimde gözlenmektedir. Örgü gerilmesi ve örgü zorlanması değerlerinde kayda değer değişimler söz konusudur. Örgü gerilmesi için gözlemlenen pozitif değerler birim hücrenin genişlemesini sağlayıcı gerilmelerin ve negatif değerler ise birim hücrenin daralmasını (büzülmesini) sağlayıcı gerilmelerin varlığına işaret etmektedir [57]. Anizotropik enerji yoğunluğunun değeri Yb katkısının artmasıyla keskin artışlar göstermektedir. Venkateswarlu ve diğerleri [58] katkısız HAp numunesi için örgü zorlanması değerini 52 MPa ve anizotropik enerji yoğunluğunu  $12 \text{ kJm}^{-3}$  olarak rapor etmektedir. Tüm numuneler için hesaplanan örgü zorlanması değerleri rapor edilen değerin altındadır. Yb katkılanmamış numune için bulduğumuz anizotropik enerji yoğunluğu değeri rapor edilen değerin altındayken; diğer numuneler için mevcut değerden kat kat fazladır. Tablo 5.1'den de açıkça görülebileceği üzere, Yb katkılanmasının ve Yb'un miktarının Ce katkılı HAp numunelerinin kristal yapısı üzerine belirgin etkilere sahip olduğu aşıkârdır.

## 5.2. Taramalı Elektron Mikroskopisi Analizleri

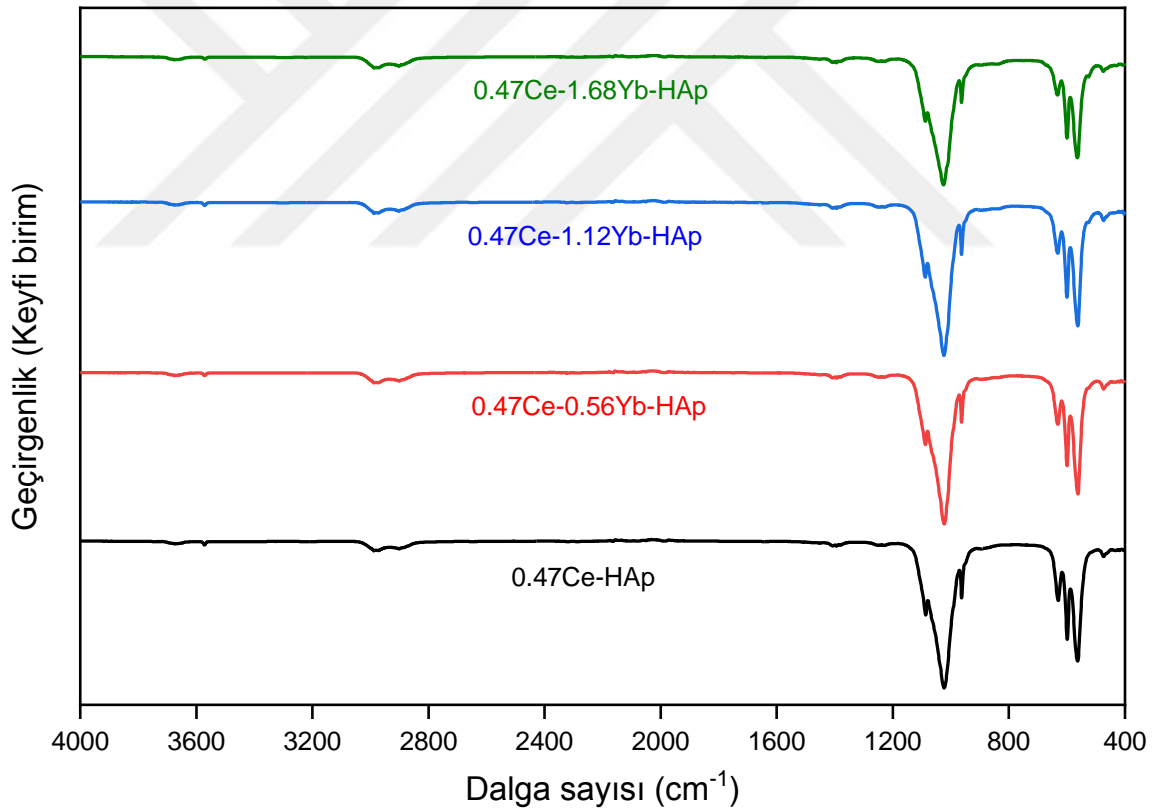
Şekil 5.5, her bir HAp numunesi için 20.000X büyütmede alınan SEM fotoğrafı ve bu fotoğraftaki bölge içerisindeki elementlerin atomik yüzdelerini veren EDX analizi sonuçlarını bir arada göstermektedir. Genel itibariyle tüm numuneler  $1 \mu\text{m}$ 'den daha küçük mikro parçacıklardan müteşekkil bir morfolojiye haizdirler. Mevcut katkılamanın morfoloji üzerinde belirgin bir farklılık meydana getirdiği söylenemez. Numuneler içerisinde herhangi bir kirliliğe (veya safsızlığa) rastlanmadığı EDX sonuçlarından görülmektedir. Beklendiği üzere numunelerde Ca, Ce, Yb, O ve P elementleri detekte edilmektedir. Sentezde tüm numuneler için  $(\text{Ca}+\text{Ce}+\text{Yb})/\text{P}$  molar oranı 1,67 olacak şekilde numunelerin hazırlanmasına itina edilmiştir. Yapılan deneysel analizler neticesinde, iş bu molar oran, 0.47Ce-HAp için 1,66, 0.47Ce-0.56Yb-HAp için 1,67, 0.47Ce-1.12Yb-HAp için 1,64 ve 0.47Ce-1.68Yb-HAp için 1,66 olarak bulundu ki hesaplanan bu değerler istenilen standart değer olan 1,67'ye oldukça yakındır.



Şekil 5.5. SEM görüntüleri veEDX analiz sonuçları

### 5.3. Fourier Dönüştümlü Kızılötesi (FTIR) Analiz Sonuçları

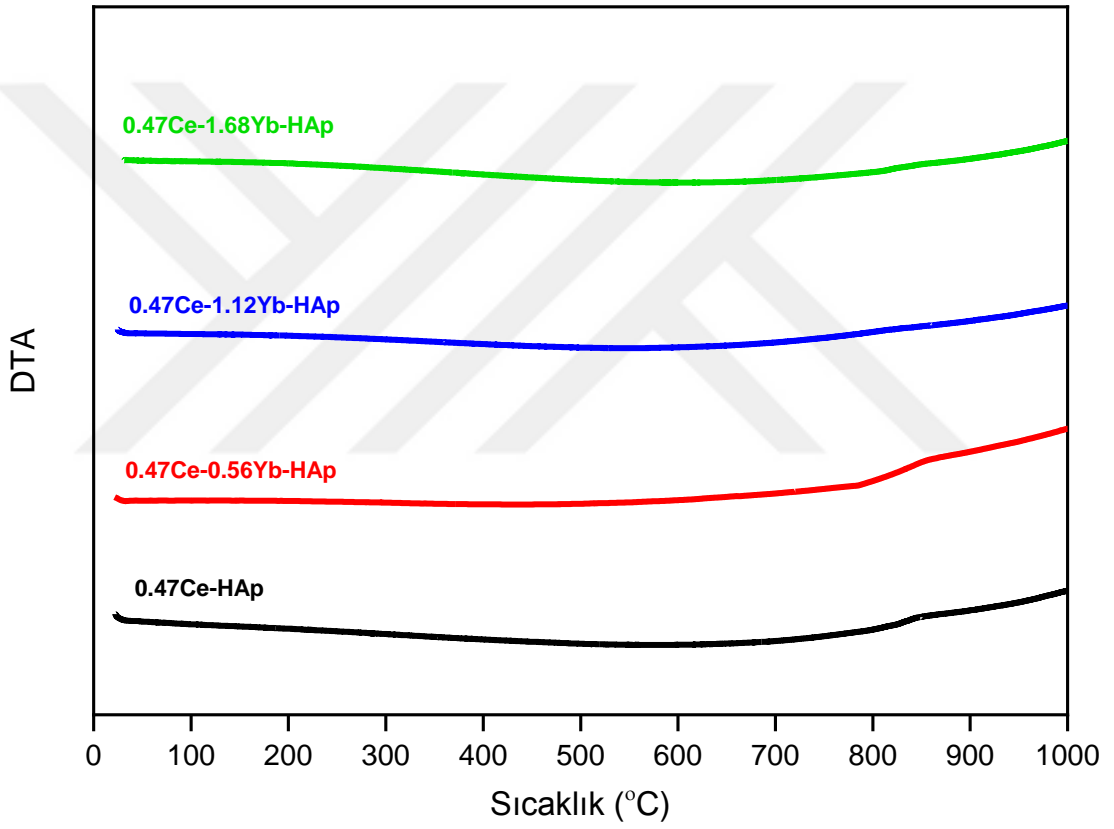
Şekil 5.6, Ce ve Yb katkılanmış HAp numunelerinin FTIR grafiklerini göstermektedir. Hidroksiapatit yapı için bir FTIR spektrumunda gözlenmesi beklenen en temel fonksiyonel gruplar hiç şüphesiz hidroksil ve fosfat gruplarıdır. Eksiksiz tüm numuneler için fosfat grubu ile ilişkilendirilen bantlar 473, 564, 601, 963, 1024 ve 1090  $\text{cm}^{-1}$ 'de gözlenmiştir. 473  $\text{cm}^{-1}$ 'deki bant O-P-O simetrik bükülmesine karşılık gelmektedir. 564 ve 601  $\text{cm}^{-1}$ 'de gözlemlenen bantlar ise O-P-O asimetrik bükülmesiyle ilişkilendirilebilir. 963  $\text{cm}^{-1}$ 'deki bant P-O bağının simetrik gerilmesi ve son olarak 1024 ve 1090  $\text{cm}^{-1}$ 'deki bantlar P-O bağının asimetrik gerilmesi sebebiyledir [59,60]. Hidroksil grubuna ait bantlar 634 ve 3574  $\text{cm}^{-1}$ 'de dedekte edilmiştir [61]. Karbonat grubuna ait 1407  $\text{cm}^{-1}$ 'de tespit edilen bant mevcuttur [62]. 2983 ve 2901  $\text{cm}^{-1}$ 'de tespit edilen bantlar ise C-H bağının gerilme titreşimleriyle ilişkilendirilir [63]. Numunelerde kalan su veya rutubetle ilişkilendirilen bir bant ise 3666  $\text{cm}^{-1}$ 'de gözlenmiştir [64].



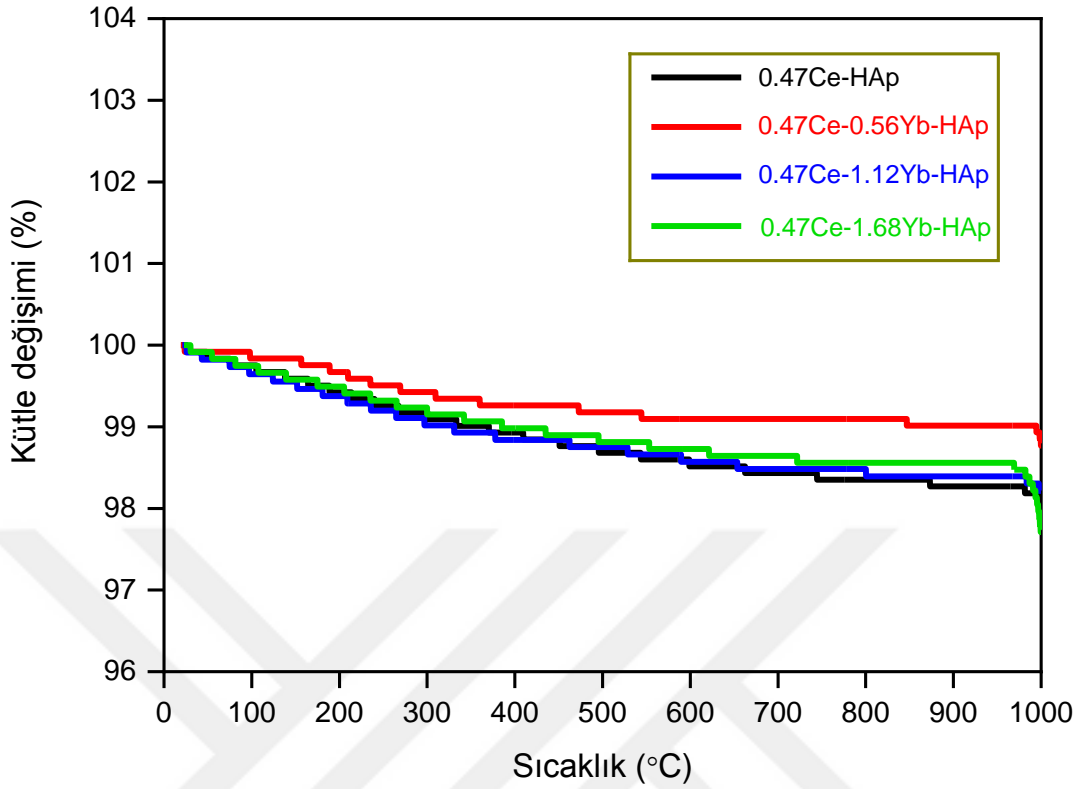
Şekil 5.6. Ce/Yb katkılı HAp numunelerine ait FTIR sonuçları

#### 5.4. Termal Analiz Sonuçları

Üretilen HAp numunelerine ait DTA ve TGA sonuçları sırası ile Şekil 5.7 ve Şekil 5.8’de verilmektedir. Tüm numunelerin oda sıcaklığından 1000 °C sıcaklığa kadar gerçekleştirilen termal analizleri neticesinde şu sonuçlara varılmıştır: Tüm numuneler bu sıcaklık aralığında termal olarak kararlıdır. Bu sıcaklık aralığında numunelerde tespit edilen kütle kayıpları ise 0.47Ce-HAp, 0.47Ce-0.56Yb-HAp, 0.47Ce-1.12Yb-HAp ve 0.47Ce-1.68Yb-HAp için sırası ile 1,90%, 1,23%, 1,79% ve 2,29%’dur.



Şekil 5.7. Sentezlenen HAp numunelerine ait DTA grafikleri



Şekil 5.8. Ce ve Yb katkılı HAp numunelerine ait TGA grafikleri

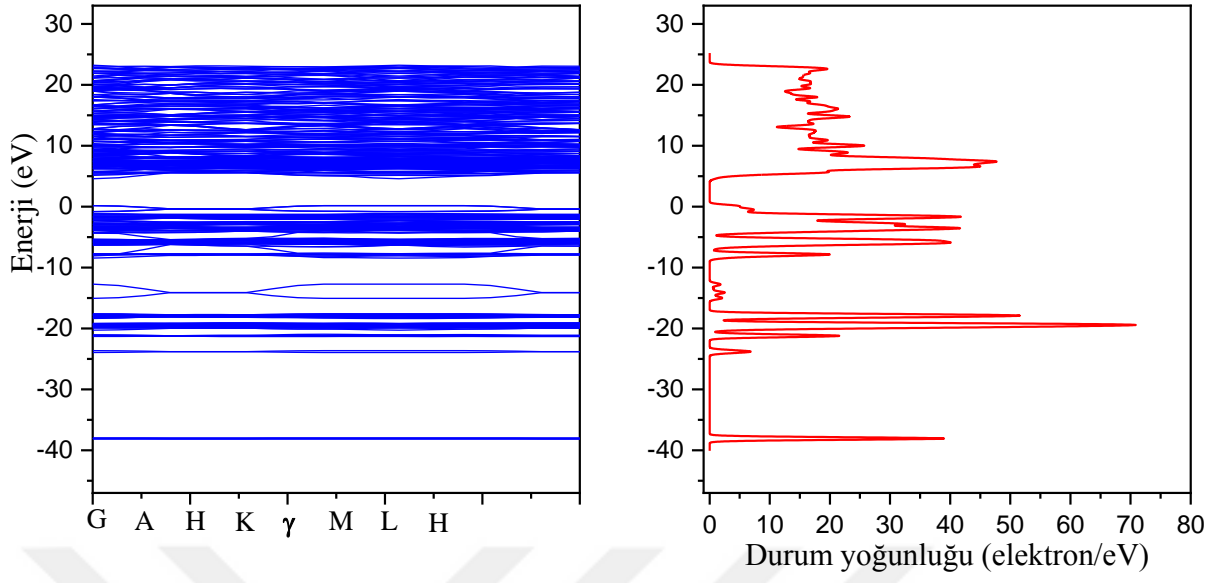
## 5.5. Teorik Hesaplama Sonuçları

Katılarda bant teorisini anlayabilmek ve yorumlayabilmek için genellikle Sodyum (Na) atomu üzerinde örnek verilerek konuya girilir. Na atomunda elektronik yerleşim  $1s^2 2s^2 2p^6 3s$  şeklinde olup iki adet göz önüne alalım. Eğer iki adet Na atomu birbirinden çok uzakta ise, bu iki atom arasında herhangi bir etkileşme olmaz. Çünkü her bir Na atomunun çekirdeğine göre 3s elektronları bir tek enerji değerine sahiptir ve bunlar arasındaki mesafe oldukça fazladır. Na atomlarını birbirlerine yaklaştırmaya başladığında 3s yörüngeleri arasında bir etkileşme başlar. Her bir atomun yörüngesindeki elektron bir dalga fonksiyonu ile temsil edildiği için elektron dalga fonksiyonları üst üste gelerek 2 farklı 3s seviyesi meydana getirirler. Bu durum sadece iki adet Na atomu için göz önüne alındığında durum bu şekilde iken bir katıda çok sayıda (N adet) atom olacağı için çok sayıda elektron bir araya gelmiş olacak ve benzer bir etki oluşacaktır. N tane atom enerji seviyelerinin bir araya gelmesiyle bir 'bant yapısı' oluştuğu söylenir ve bu bantlar çok sayıda olduğu için biri diğerinden ayırt edilemez. Sadece Na için düşünüldüğünde 3s durumundaki atomlar için bu tanımın yapılması ile bu banda 3s bandı denir. Genel olarak her

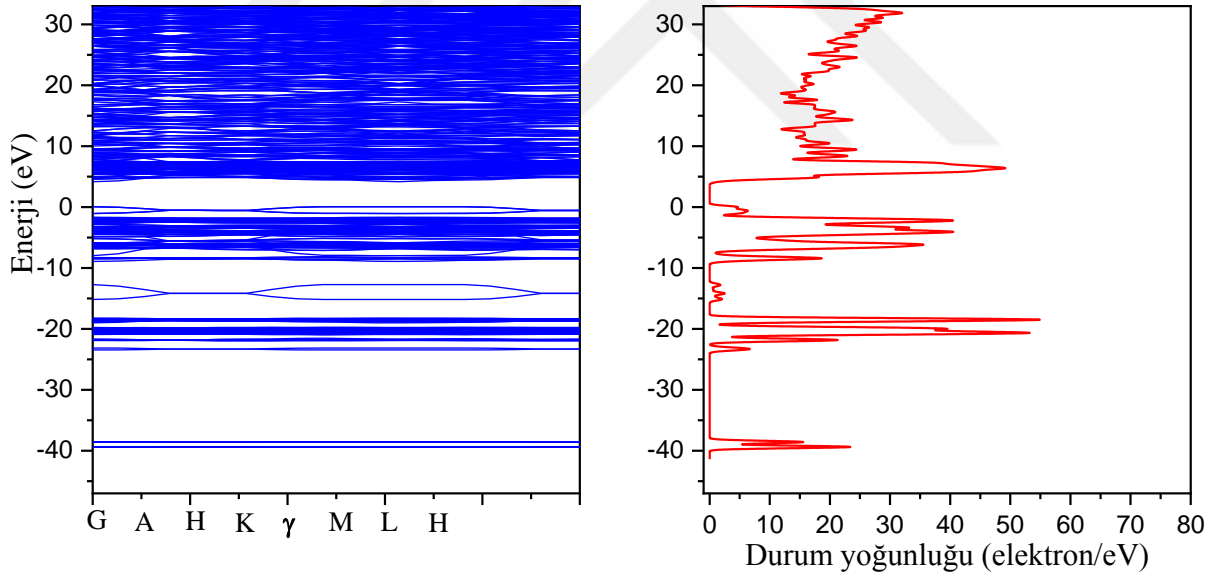
enerji bandında N tane ayrık enerji seviyesi bulunmaktadır. Her seviye  $2 \times (2l+1)$  tane elektron aldığından, bir enerji bandının elektron kapasitesi ise  $2 \times (2l+1) \times N$  olarak verilir. Buradaki  $l$  yörünge olarak tanımlanmıştır.

İzinli bantlar arasında elektronlarca doldurulması mümkün olmayan enerji aralıkları bulunabilir ve bu enerji aralıkları yasak enerji aralıkları olarak isimlendirilir. Yasak enerji aralığını geçebilmek için elektronlar farklı şekillerde uyarılarak ki bu uyarılmalar elektriksel ya da termal uyarımlar ile mümkün olabilir, boş bulunan orbitallerden birini doldurmak için elektronlar harekete geçebilir. Bir katının yalıtkan, iletken ya da yarıiletken özellikleri katıların bant teorisi ile açıklanabilir. Bu da katıda oluşan yasak enerji aralığının büyüklüğüne göre yorumlanıp karara bağlanır. Bazen katıların bant teorisi kuantum istatistiksel olarak da incelenebilir. Bu durumda elektronlar Fermiyon oldukları için Fermi-Dirac istatistiksel dağılımı dikkate alınarak değerlendirme yapılır. Buna göre mutlak sıfırda, Fermi enerjisinin altındaki tüm elektronik seviyeler dolu iken üstündeki tüm seviyeler boştur.

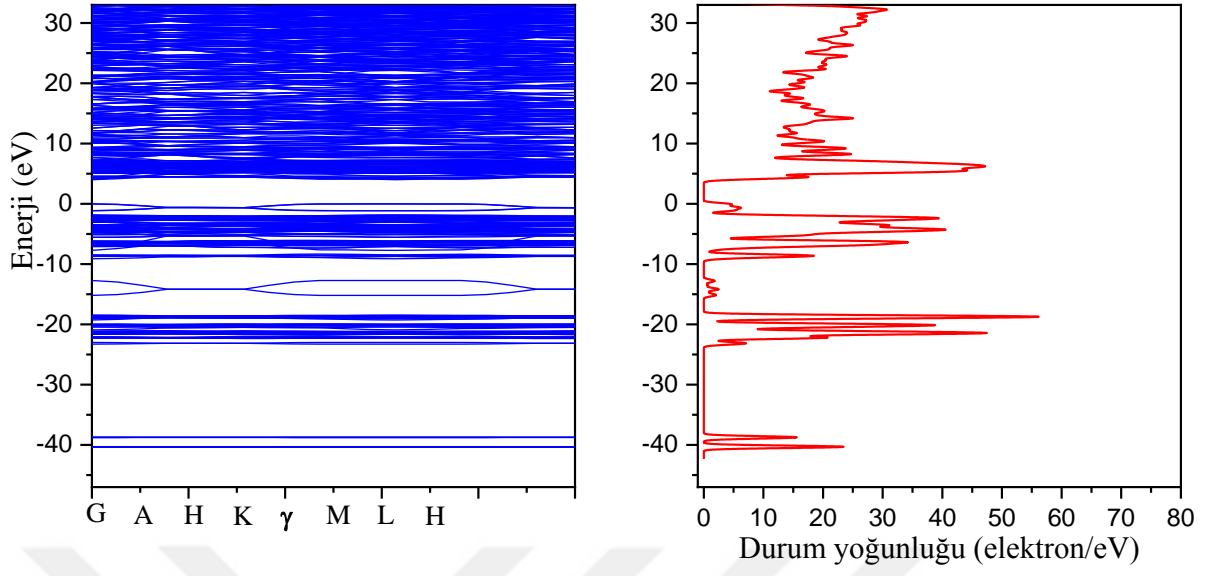
Yukarıda verilen bilgiler dahilinde bu tez çalışmasında farklı oranlarda Ce ve Yb katkılı HAp numuneleri için, teorik olarak Quantum Espresso paket programı kullanılarak katıların bant teorisi ve elektronların yoğunluk fonksiyonları hesaplanmıştır. Hesaplama sonucunda ele edilen enerji bant yapıları ve elektron yoğunluk fonksiyonları 0.47Ce-HAp, 0.47Ce-0.56Yb-HAp, 0.47Ce-1.12Yb-HAp ve 0.47Ce-1.68Yb-HAp için sırası ile Şekil 5.9, Şekil 5.10, Şekil 5.11 ve Şekil 5.12'de verilmiştir. Şekillerden de görülebileceği üzere tüm numuneler için bant aralığı L-H noktalarında konumlanmıştır. Değerlik ve iletim bant yüzeyleri hemen hemen düz bir şekle sahiptir. İletim bandındaki en yüksek işgal edilen değerlik bandı ve en düşük olanı L-H noktasında bulunmaktadır ki bu numunelerin doğrudan bir bant aralığı ile karakterize edildiğinin bir göstergesidir. Değerlik bandının en yüksek enerji noktası  $k = \Gamma - M$  ya da  $\Gamma - K$  dir [65]. Slepko ve Demkov [66], katısız HAp için bant aralığı değerini 5,23 eV olarak buldu. Mevcut çalışmada bant aralığı değerleri 0.47Ce-HAp için 4,5905 eV, 0.47Ce-0.56Yb-HAp için 4,1541 eV, 0.47Ce-1.12Yb-HAp için 4,0125 eV ve 0.47Ce-1.68Yb-HAp için 2,1984 eV hesaplanmıştır ki bu değerlerin tamamı 5,23 eV'tan küçüktür ve Yb miktarı arttıkça bant aralığı değeri de azalmaktadır. Bu ise yeni malzemelerin değerlik bandının iletim bandına yaklaşması ve yeni bazı dış elektronların enerji bandı aralığını düşmesine katkı sağlaması nedeniyledir. Tüm şekillerin ikinci sütununda elektron yoğunluğu fonksiyonu gösterilmektedir. Bu grafikler, bant aralığının katkı miktarına bağlılığını net bir biçimde göstermektedir.



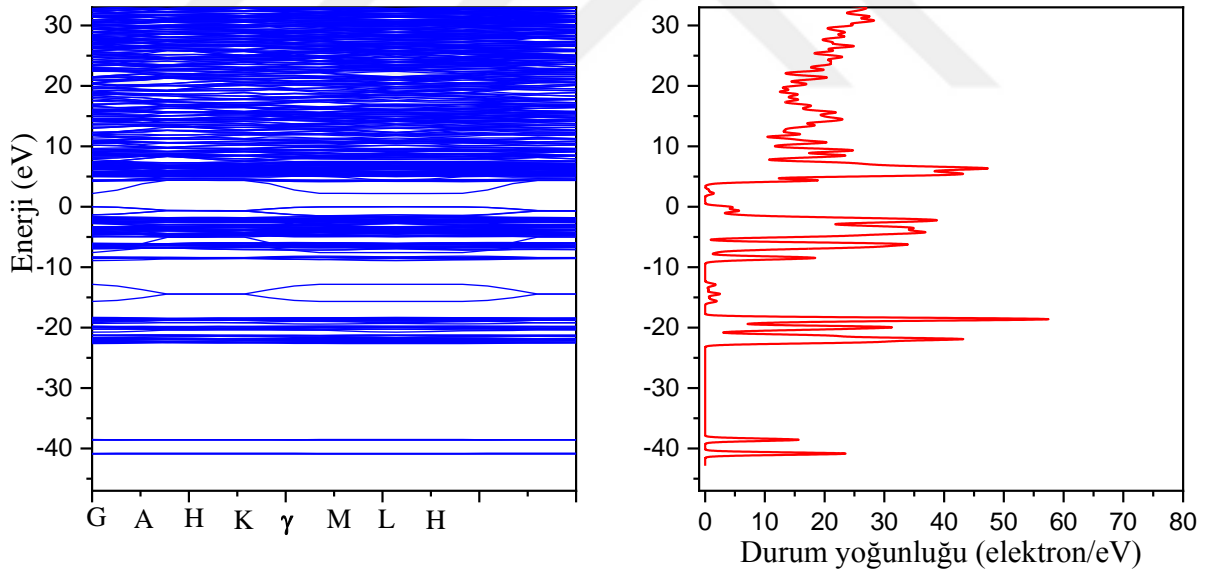
**Şekil 5.9.** 0.47Ce-HAp numunesine ait bant yapıları ve durum yoğunluğu grafikleri



**Şekil 5.10.** 0.47Ce-0.56Yb-HAp numunesine ait bant yapıları ve durum yoğunluğu grafikleri



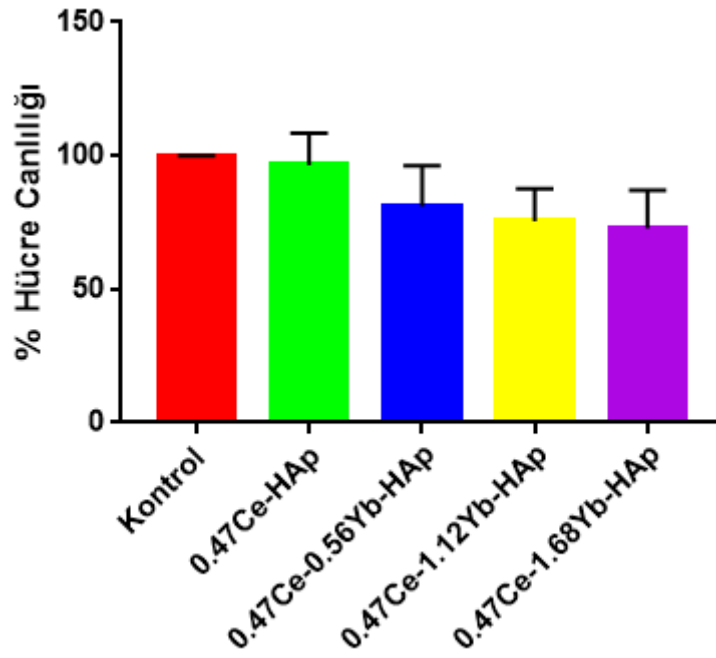
Şekil 5.11. 0.47Ce-1.12Yb-HAp numunesine ait bant yapıları ve durum yoğunluğu grafikleri



Şekil 5.12. 0.47Ce-1.68Yb-HAp numunesine ait bant yapıları ve durum yoğunluğu grafikleri

## 5.6. Hücre Canlılığı Test Sonuçları

Numunelerin hücre canlılığı test sonuçları Şekil 5.13'te verildiği gibidir. Test sonuçlarına göre, 0.47Ce-HAp, 0.47Ce-0.56Yb-HAp, 0.47Ce-1.12Yb-HAp, 0.47Ce-1.68Yb-HAp numuneleri kontrol grubuna ( $100.000 \pm 0.019$ ) kıyasla sırasıyla  $96.449 \pm 11.954$ ,  $81.001 \pm 15.18$ ,  $75.471 \pm 12.273$  ve  $72.778 \pm 14.294$  olmak üzere yüzde hücre canlılığı değerlerine sahiptirler.



Şekil 5.13. Her bir numune için hücre canlılığı test sonucu

## 6. SONUÇLAR

Bu Yüksek Lisans Tezi çalışmasında aşağıda sıralanan sonuçlara varmak mümkündür:

Artan Yb miktarıyla

- Tek faz olan HAp yapısının muhafaza edildi.
- Kristal büyüklüğü hem de kristalleşme yüzdesi azaldı.
- Örgü parametreleri, birim hücre hacmi, örgü gerilmesi ve örgü zorlanması değerlerinde değişim meydana geldi.
- Anizotropik enerji yoğunluğu değeri sürekli olarak arttı.
- Numunelerinin hepsinin de oda sıcaklığından 1000 °C'ye kadar termal olarak kararlı olduğu bulundu.
- Yine oda sıcaklığından 1000 °C'ye kadar olan ısıtma neticesinde malzemelerde ihmal edilebilecek cinsten kütle kayıpları meydana geldiği gözlemlendi.
- Morfolojide ciddi manada bir değişim gözlenmedi.
- Numunelerin her biri için (Ca+Ce+Yb)/P molar oranının, stokiyometrik değere (1,67) yakın olduğu tespit edildi.
- Hücre canlılığı değerlerinde bir azalma meydana getirdiği sonucuna ulaşıldı.
- Yaş kimyasal yöntemin Ce esaslı Yb katkılı HAp numunelerinin üretiminde kolay ve elverişli bir metot olduğu belirlendi.

## ÖNERİLER

Mevcut çalışma sonucunda ileriye yönelik yapılabilecekler aşağıdaki biçimde önerilmektedir:

- HAp numunelerinin sentezi için farklı üretim metotları da kullanılabilir ve böylelikle sentez türünün ne gibi etkilere sahip olduğu tespit edilebilir.
- Kullanılan bileşimler haricinde yeni bileşim oranları kullanılabilir.
- Ce yerine Yb miktarı sabit tutularak deneysel süreçler yinelenabilir.
- Numunelerin dielektrik özellikleri, *in vivo* biyoyumlulukları ve lüminesans özellikleri de incelenebilir.
- Deneysel şartlar (pH, karıştırma süresi, ısı işlem için tercih edilen sıcaklık ve zaman, vs.) değiştirilerek, süreçler tekrar incelenebilir.

## KAYNAKLAR

- [1] Kaygılı, O. (2011). *Sol Jel Metodu ile Üretilen Hidroksiapatit Esaslı Biyoseramik Malzemelerin Mikroyapı ve Fiziksel Özelliklerinin İncelenmesi*, Doktora Tezi, Fırat Üniversitesi, Fen Bilimleri Enstitüsü
- [2] İnce, T. (2018). *Nikel Katkısının Magnezyum Esaslı Hidroksiapatit Numunelerin Kristal Yapısı ve Isıl özellikleri Üzerine Etkilerinin İncelenmesi*, Yüksek Lisans Tezi, Fırat Üniversitesi, Fen Bilimleri Enstitüsü
- [3] <https://google-code-archive-downloads.storage.googleapis.com/v2/code.google.com/malzemebilimi/netarsiv/Malzeme%20Bilgisi%20malzemebilimi.net.pdf>, Erişim: 04-06-2020
- [4] Yelten, A., Yılmaz, S. (2016). Various Parameters Affecting the Synthesis of the Hydroxyapatite Powders by the Wet Chemical Precipitation Technique, *Materials Today: Proceedings*, 3, pp. 2869-2876
- [5] Korkusuz, P. ve Korkusuz, F. (2008). İskelet Doku Mühendisliği Yaklaşımı: Biyomalzemeler ve Kök Hücreler, *Sağlıkta Birikim Cilt 1 Sayı 5*
- [6] Özmen M. (2012). *Hidroksiapatit Zirkonya Kompozitlerinin Üretim ve Karakterizasyonu*, Yüksek Lisans Tezi, Yıldız Teknik Üniversitesi, Fen Bilimleri Enstitüsü
- [7] Pasinli A. (2004). *Hidroksiapatit Biyoseramiklerin Biyomedikal Uygulamaları*, Doktora Tezi, Celal Bayar Üniversitesi, Fen Bilimleri Enstitüsü
- [8] Gümüşderelioğlu, M. (2002). *Biyomalzemeler, Bilim ve Teknik, Yeni Ufuklara Kitapçığı*, TÜBİTAK
- [9] Avcı, Ş. (2010). *Hidroksiapatitin Özelliklerine Sodyum Fosfat Esaslı İlavelerin Etkisi*, Doktora Tezi, Sakarya Üniversitesi, Fen Bilimleri Enstitüsü
- [10] Gayathri, B., Muthukumarasamy, N., Velauthapillai, D., Santhosh, S.B., Asokan, V. (2018). Magnesium incorporated hydroxyapatite nanoparticles: Preparation, characterization, antibacterial and larvicidal activity, *Arabian Journal of Chemistry*, 11, pp. 645-654
- [11] [http://www.alumni.ca/~berndta/resources/bioceramics\\_intro.htm](http://www.alumni.ca/~berndta/resources/bioceramics_intro.htm), Erişim: 05-07-2020
- [12] Ekinci, V. Ş. (2007). *Alümina Takviyeli Alüminyum Matrisli Kompozit Malzeme Üretimi ve Mekanik Özelliklerinin Araştırılması*, Yüksek Lisans Tezi, Gazi Üniversitesi, Fen Bilimleri Enstitüsü
- [13] Bulut, B. (2014). *Ticari İnert Cam Katkılı Hidroksiapatit-alümina Ve Hidroksiapatit-zirkonya Kompozitlerinin Üretimi Ve Karakterizasyonu*. İstanbul Teknik Üniversitesi, Yüksek Lisans Tezi, Fen Bilimleri Enstitüsü
- [14] Manicone, P.F., Iommetti, P.R., Raffaelli, L. (2007). An Overview of Zirconia Ceramics: Basic Properties and Clinical Applications. *Journal of Dentistry*, 35, pp. 819–826
- [15] <http://www.materials.unsw.edu.au/news/biomed-t.pdf>, Erişim: 15-07-2020
- [16] Rodriges, G. P., vd. (2001). Measurement of Thermal Diffusivity of Bone, Hydroxyapatite and Metals for Biomedical Application, *Analytical Sciences*, 17, pp. 357-360
- [17] Boch, P., Niepce, J.C. (2007). *Ceramic materials: Processes, properties and applications*, ISTE Ltd., London
- [18] <http://www.totbid.org.tr/upload/files/Modul1-BiyomalzemeveBiyomekanikBiyolojikYanit.pdf>, Erişim: 05-06-2020
- [19] Farrokhi-Rad, M. (2018). Electrophoretic deposition of fiber hydroxyapatite/titania nanocomposite coatings, *Ceramics International*, 44, pp. 622-630

- [20] Kaur, G., Pickrell, G., Kimsawatde, G., Homa, D., Allbee, H.A., Sriranganathan, N. (2014). Synthesis, cytotoxicity, and hydroxyapatite formation in 27-Tris-SBF for sol-gel based CaO-P<sub>2</sub>O<sub>5</sub>-SiO<sub>2</sub>-B<sub>2</sub>O<sub>3</sub>-ZnO bioactive glasses, *Scientific Reports*, 4, 4392.
- [21] Thamaraiselvi, T.V., Rajeswari, S. (2004). Biological Evaluation of Bioceramic Materials - A Review, *Trends in Biomaterials and Artificial Organs*, 18, pp. 9-17
- [22] Bulut, M., Karakurt, L. (2011). Seramikler, *TOTBİD Dergisi*, 10, ss. 87-95
- [23] Cabal, B., Alou, L., Cafini, F., Couceiro, R., Sevillano, D., Esteban-Tejeda, L., Guitián, F., Torrecillas, R., Moya, J.S. (2014). A New Biocompatible and Antibacterial Phosphate Free Glass-Ceramic for Medical Applications, *Scientific Reports*, 4, 5440
- [24] Dorozhkin, S.V. (2011). Calcium orthophosphates, *Biomater*, 1, pp. 121-164
- [25] Metin, N. (2013). *Organik Hidroksiapatit Tozların Sinterlenmesi ve Karakterizasyonu*, Yüksek Lisans Tezi, İstanbul Teknik Üniversitesi, Fen Bilimleri Enstitüsü
- [26] Fihri, A., Len, C., Varma, R.S., Solhy, A. (2017). Hydroxyapatite: A review of syntheses, structure and applications in heterogeneous catalysis, *Coordination Chemistry Reviews*, 347, pp. 48-76
- [27] Robles-Águila, M.J., Reyes-Avendaño, J.A., Mendoza, M.E. (2017). Structural analysis of metal-doped (Mn, Fe, Co, Ni, Cu, Zn) calcium hydroxyapatite synthesized by a sol-gel microwave assisted method, *Ceramics International*, 43, pp. 12705-12709
- [28] Laurencin, D., Almora-Barrios, N., de Leeuw, N.H., Gervais, C., Bonhomme, C., Mauri, F., Chrzanowski, W., Knowles, J.C., Newport, R.J., Wong, A., Gan, Z., Smith, M.E. (2011). Magnesium incorporation into hydroxyapatite, *Biomaterials*, 32, pp. 1826-1837
- [29] Kaygılı, O., Dorozhkin, S.V., Ates, T., Canan Gursoy, N., Keser, S., Yakuphanoglu, F., Selçuk, A.B. (2015). Structural and dielectric properties of yttrium-substituted hydroxyapatites, *Materials Science and Engineering: C*, 47, pp. 333-338
- [30] Kebiroglu, M.H., Orek, C., Bulut, N., Kaygılı, O., Keser, S., Ates, T. (2017). Temperature dependent structural and vibrational properties of hydroxyapatite: A theoretical and experimental study, *Ceramics International*, 43, 15899-15904
- [31] Ren, F., Leng, Y., Xin, R., Ge, X. (2010). Synthesis, characterization and ab initio simulation of magnesium-substituted hydroxyapatite, *Acta Biomaterialia*, 6, pp. 2787-2796
- [32] Koizhaiganova, M., Yaşa, İ., Gülümser, G. (2015). Assessment of The Antifungal Activity of Lining Leather Treated With Silver Doped Hydroxyapatite, *Tekstil ve Konfeksiyon*, 25, 2015
- [33] Kaygılı, O., Dorozhkin, S.V., Keser, S. (2014). Synthesis and characterization of Ce-substituted hydroxyapatite by sol-gel method, *Materials Science and Engineering: C*, 42, pp. 78-82
- [34] Çalışkan, F., Tatlı, Z., Sonkaya, A. (2015). Fabrication of Bioactive High Porous Hydroxyapatite Ceramics, *APJES III-II*, pp. 8-13
- [35] Wang, P., Li, C., Gong, H., Jiang, X., Wang, H., Li, K. (2010). Effects of synthesis conditions on the morphology of hydroxyapatite nanoparticles produced by wet chemical process, *Powder Technology*, 203, pp. 315-321
- [36] Kaygılı, O., Keser, S., Ates, T., Tatar, C., Yakuphanoglu, F. (2015). Controlling of dielectric parameters of insulating hydroxyapatite by simulated body fluid, *Materials Science and Engineering: C*, 46, pp. 118-124
- [37] Haider, A., Haider, S., Han, S.S., Kang, I.K. (2017). Recent advances in the synthesis, functionalization and biomedical applications of hydroxyapatite: a review, *RCS Advances*, 7, pp. 7442-7458
- [38] Abidi, S.S.A., Murtaza, Q. (2014). Synthesis and Characterization of Nano-hydroxyapatite Powder

- Using Wet Chemical Precipitation Reaction, *Journal of Materials Science & Technology*, 30, pp. 307-310
- [39] Oktar, F.N. (2007). Microstructure and mechanical properties of sintered enamel hydroxyapatite, *Ceramics International*, 33, pp. 1309-1314
- [40] Khor, K.A., Cheang, P. (1997). Plasma sprayed hydroxyapatite (HA) coatings produced with flame spheroidised powders, *Journal of Materials Processing Technology*, 63, pp. 271-276
- [41] Kaygili, O., Keser, S., Bulut, N., Ates, T. (2018). Characterization of Mg-containing hydroxyapatites synthesized by combustion method, *Physica B: Condensed Matter*, 537, pp. 63-67
- [42] Kheradmandfard, M., Fathi, M.H., Ansari, F., Ahmadi, T. (2016). Effect of Mg content on the bioactivity and biocompatibility of Mg-substituted fluorapatite nanopowders fabricated via mechanical activation, *Materials Science and Engineering:C*, 68, pp. 136-142
- [43] Farzadi, A., Bakhshi, F., Solati-Hashjin, M., Asadi-Eydivand, M., Osman, N.A.A. (2014). Magnesium incorporated hydroxyapatite: Synthesis and structural properties characterization, *Ceramics International*, 40, pp. 6021-6029
- [44] Tomozawa, M., Hiromoto, S. (2011). Microstructure of hydroxyapatite- and octacalciumphosphate-coatings formed on magnesium by a hydrothermal treatment at various pH values, *Acta Materialia*, 59, pp. 355-363
- [45] Alshemary, A.Z., Akram, M., Goh, Y.-F., Tariq, U., Butt, F.K., Abdolahi, A., Hussain, R. (2015). Synthesis, characterization, in vitro bioactivity and antimicrobial activity of magnesium and nickel doped silicate hydroxyapatite, *Ceramics International*, 41, pp. 11886-11898
- [46] Baradaran, S., Moghaddam, E., Nasiri-Tabrizi, B., Basirun, W.J., Mehrali, M., Sookhakian, M., Hamdi, M., Alias, Y. (2015). Characterization of nickel-doped biphasic calciumphosphate/graphene nanoplatelet composites for biomedical application, *Materials Science and Engineering: C*, 49, pp. 656-668
- [47] Hayek, E., Newesly, H. (1963). Pentacalcium monohydroxyorthophosphate, *Inorganic Syntheses*, 7, pp. 63-65
- [48] Taş, A.C. (2000). Synthesis of Biomimetic Ca-Hydroxyapatite Powders at 37 C in Synthetic Body Fluids, *Biomaterials*, 21, pp. 1429-1438
- [49] Aydın, İbrahim; Pasınlı, Ahmet. Ti6Al4V Malzeme Yüzeyine Oluşturulan Hidroksiapatit Kaplamanın Yüzey Yürüzlüğünün İncelenmesi, *Mesleki Bilimler Dergisi (MBD)*, 1, 2, pp. 112-118
- [50] Liu, D.M., Troczynski, T. and Tseng, W.J. (2001). Water based sol-gel synthesis of hydroxyapatite: process development, *Biomaterials*, 22, pp. 1721-1730
- [51] Jelínek, M., Kocourek, T., Jurek, K., Remsa, J., Mikšovský, J., Weiserová, M., Strnad, J., Luxbacher, T. (2010). Antibacterial properties of Ag-doped hydroxyapatite layers prepared by PLD method, *Applied Physics A*, 101, pp. 615-620
- [52] Wise, D. L. (2000). *Biomaterials and Bioengineering Handbook*, Cambridge Scientific, inc. Belmont, Massachusetts
- [53] İnce, T., Kaygili, O., Tatar, C., Koytepe, S., Bulut, N., Ates, T. (2018). The effects of Ni-addition on the crystal structure, thermal properties and morphology of Mg-based hydroxyapatites synthesized by a wet chemical method, *Ceramics International*, 44, pp. 14036-14043
- [54] Albulyum, O., Kaygili, O., Hussein, M.S.A., Zahran, H.Y., Kilany, M., Yahia, I.S., Bulut, N., Darwish, R., El-Kott, A.F. (2019). Antimicrobial Activity of Ga-Doped Hydroxyapatite Nanostructures: Synthesis, Morphological, Spectroscopic, and Dielectric Properties, *Journal of Biomaterials and Tissue Engineering*, 9, 7, pp. 881-889

- [55] Landi, E., Tampieri, A., Celotti, G., Sprio, S. (2000). Densification behaviour and mechanisms of synthetic hydroxyapatites, *Journal of the European Ceramic Society*, 20, pp. 2377–2387
- [56] Cawthray, J.F., Creagh, A.L., Haynes, C.A., Orvig, C. (2015). Ion exchange in hydroxyapatite with lanthanides, *Inorganic Chemistry*, 54, pp. 1440-1445.
- [57] Mahmood, B.K., Kaygili, O., Bulut, N., Dorozhkin, S.V., Ates, T., Koytepe, S., Gürses, C., Ercan, F., Kebiroglu, M.H., Agid, R.S., İnce, T. (2020). Effects of strontium - erbium co-doping on the structural properties of hydroxyapatite: An Experimental and theoretical study, *Ceramics International*, 46, pp. 16354-16363
- [58] Venkateswarlu, K., Chandra Bose, A., Rameshbabu, N. (2010). X-ray peak broadening studies of nanocrystalline hydroxyapatite by Williamson-Hall analysis, *Physica B: Condensed Matter*, 405, pp. 4256–4261
- [59] Daryan, S.H., Khavandi, A., Javadpour, J. (2020). Surface engineered hollow hydroxyapatite microspheres: Hydrothermal synthesis and growth mechanisms, *Solid State Sciences*, 106, 106301
- [60] Shaly, A.A., Priya, G.H., Linet, J.M. (2020). An outlook on the mechanical attributes and load curve analysis of hydrothermally acquired hydroxyapatite bioceramic nanoparticles, *Physica B: Condensed Matter*, 590, 412223
- [61] Zhang, N., Zhai D., Chen, L., Zou, Z., Lin K., Chang, J. (2014). Hydrothermal synthesis and characterization of Si and Sr co-substituted hydroxyapatite nanowires using strontium containing calcium silicate as precursors, *Materials Science and Engineering: C*, 37, pp. 286-291
- [62] Jiang, J., Long, Y., Hu, X., Hu, J., Zhu M., Zhou, S. (2020). A facile microwave-assisted synthesis of mesoporous hydroxyapatite as an efficient adsorbent for Pb<sup>2+</sup> adsorption, *Journal of Solid State Chemistry*, 289, 121491
- [63] Shatout, A.A., Allam, M.A., Moharram, M.A. (2011). FTIR spectroscopic, thermal and XRD characterization of hydroxyapatite from new natural sources, *Spectrochimica Acta Part A: Molecular and Biomolecular Spectroscopy*, 83, pp. 56-60
- [64] Ferraris, S., Yamaguchi, S., Barbani, N., Cristallini, C., Di Confiengo, G.G., Barberi, J., Cazzola, M., Miola, M., Verne, E., Spriano, S. (2020). The mechanical and chemical stability of the interfaces in bioactive materials: The substrate-bioactive surface layer and hydroxyapatite-bioactive surface layer interfaces, *Materials Science and Engineering: C*, 116, 111238
- [65] Avakyan, L.A., Paramonova, E.V., Coutinho, J., Öberg, S., Bystrov, V.S., Bugaev, L.A. (2018). Optoelectronics and defect levels in hydroxyapatite by first-principles, *The Journal of Chemical Physics*, 148, 154706
- [66] Slepko, A., Demkov, A.A. (2011). First-principles study of the biomineral hydroxyapatite, *Physical Review B*, 84, 134108

# ÖZGEÇMİŞ

## Serdar ACAR

### KİŞİSEL BİLGİLER

---

<b>Doğum Yeri</b>	: Kızıltepe/Mardin
<b>Doğum Yılı</b>	: 20.01.1990
<b>Uyruğu</b>	: T.C.
<b>Adres</b>	: Camikebir Mah. Dr. Fuat Kılıç Cad. İlknur Apt. No:3/16, Şanlıurfa
<b>E-posta</b>	: serdar_1783@hotmail.com

### EĞİTİM BİLGİLERİ

---

<b>Lisans</b>	: Fırat Üniversitesi, Eğitim Fakültesi, Fen Bilimleri Öğretmenliği Bölümü, 2012
<b>Lise</b>	: Mardin Lisesi, Mardin, 2007

### İŞ DENEYİMİ

---

<b>2013-2018</b>	: Ücretli Öğretmenlik
<b>2017-2018</b>	: Özel Kültür Temel Lisesi-Fizik Öğretmenliği

### AKADEMİK FAALİYETLER

#### Bildiriler:

1. İnce, T., Acar, S., Nasidi, I.I., Kebiroglu, H., Mahmood, B.K., Agid, R.S., Ibrahimzade, L., Ates, T., Bulut, N., Kaygili, O. (2019). An X-Ray Diffraction Study of Mn-doped Hydroxyapatite, Anadolu Kongreleri 3. Uluslararası Uygulamalı Bilimler Kongresi, pp. 401-402, 28-29 December, Diyarbakır, Turkey.
2. İnce, T., Acar, S., Nasidi, I.I., Kebiroglu, H., Mahmood, B.K., Agid, R.S., Ibrahimzade, L., Ates, T., Bulut, N., Kaygili, O. (2019). A Theoretical Study on Acetophenone Molecule, Oral Presentation, Anadolu Kongreleri 3. Uluslararası Uygulamalı Bilimler Kongresi, pp. 399-400, 28-29 December, Diyarbakır, Turkey.
3. Mahmood, B.K., Acar, S., İnce, T., Kebiroglu, H., Nasidi, I.I., Ibrahimzade, L., Bulut, N., Kaygili, O. (2020). A Potential Surface Energy Study of Acetophenone Molecule, 3. Uluslararası Mardin Artukulu Bilimsel Araştırmalar Kongresi, pp. 178-179, 18-19 January, Mardin, Turkey
4. Kebiroglu, H., Mahmood, B.K., Acar, S., İnce, T., Ibrahimzade, L., Nasidi, I.I., Bulut, N., Kaygili, O. (2020). Investigation of the Band Structures of Yttrium-doped Hydroxyapatites, 4. Uluslararası Battalgazi Bilimsel Çalışmalar Kongresi, p. 45, 29 February-01 March, Malatya, Turkey
5. Kebiroglu, H., Mahmood, B.K., Acar, S., İnce, T., Ibrahimzade, L., Nasidi, I.I., Bulut, N., Kaygili, O. (2020). Combustion Synthesis and Morphological Investigation of CuO, 4. Uluslararası Battalgazi Bilimsel Çalışmalar Kongresi, p. 46, 29 February-01 March, Malatya, Turkey

#### Projeler:

1. Seryum Esaslı İterbiyum Katkılı Hidroksiapatitlerin Sentez ve Karakterizasyonu, Fırat Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri Koordinasyon Birimi (FÜBAP) FF.19.22 No'lu proje (Araştırmacı).