

**T.C.
SAKARYA UYGULAMALI BİLİMLER ÜNİVERSİTESİ
LİSANSÜSTÜ EĞİTİM ENSTİTÜSÜ**

**TİTANYUM – HİDROKSİAPATİT KOMPOZİTLERİNİN TOZ
METALURJİSİ YÖNTEMİ İLE ÜRETİMİ VE
KARAKTERİZASYONU**

YÜKSEK LİSANS TEZİ

Görkem KAHRAMAN

Enstitü Anabilim Dalı : İMALAT MÜHENDİSLİĞİ
Tez Danışmanı : Prof. Dr. Fehim FINDIK

Eylül 2019

**T.C.
SAKARYA UYGULAMALI BİLİMLER ÜNİVERSİTESİ
LİSANSÜSTÜ EĞİTİM ENSTİTÜSÜ**

**TİTANYUM – HİDROKSİAPATİT KOMPOZİTLERİNİN TOZ
METALURJİSİ YÖNTEMİ İLE ÜRETİMİ VE
KARAKTERİZASYONU**


YÜKSEK LİSANS TEZİ

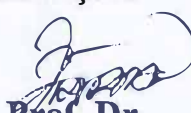
Görkem KAHRAMAN

Enstitü Anabilim Dalı

İMALAT MÜHENDİSLİĞİ

**Bu tez 11/09/2019 tarihinde aşağıdaki jüri tarafından
oybirliği/oyçokluğu ile kabul edilmiştir.**


**Prof. Dr.
Fehim FINDIK
Jüri Başkanı**


**Prof. Dr.
Ramazan YILMAZ
Üye**


**Prof. Dr.
Cuma BİNDAL
Üye**

BEYAN

Tez içindeki tüm verilerin akademik kurallar çerçevesinde tarafımdan elde edildiğini, görsel ve yazılı tüm bilgi ve sonuçların akademik ve etik kurallara uygun şekilde sunulduğunu, kullanılan verilerde herhangi bir tahrifat yapılmadığını, başkalarının eserlerinden yararlanılması durumunda bilimsel normlara uygun olarak atıfta bulunulduğunu, tezde yer alan verilerin bu üniversite veya başka bir üniversitede herhangi bir tez çalışmasında kullanılmadığını beyan ederim.

Görkem KAHRAMAN

11/09/2019

TEŞEKKÜR

Yüksek lisans eğitimin boyunca değerli bilgi ve deneyimlerinden yararlandığım, her konuda bilgi ve desteğini almaktan çekinmediğim, araştırmanın planlanmasından yazılmasına kadar tüm aşamalarında yardımlarını esirgemeyen, teşvik eden, aynı titizlikte beni yönlendiren değerli danışman hocam Prof. Dr. Fehim FINDIK'a teşekkürlerimi sunarım.

Laboratuvar olanakları konusunda anlayış ve yardımlarını esirgemeyen, bilgi ve deneyimlerinden yararlandığım sayın hocam Öğr. Gör. Dr. Eren YILMAZ'a teşekkür ederim.

Tezimi yazmamda her zaman yanımda olan, benden yardımlarını esirgemeyen canım kardeşim Gizem KAHRAMAN'a,

Eğitim hayatım boyunca desteğini esirgemeyen, büyük emekler vererek bugünlere gelmemi sağlayan, her zaman yanımda olan ve bana cesaret veren sevgili aileme,

Ayrıca bu çalışmanın maddi açıdan desteklenmesine olanak sağlayan Sakarya Uygulamalı Bilimler Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri (BAP) Komisyon Başkanlığına (Proje No: 2007-50-01-076) teşekkür ederim.

İÇİNDEKİLER

TEŞEKKÜR	i
İÇİNDEKİLER	ii
SİMGELER VE KISALTMALAR LİSTESİ.....	iv
ŞEKİLLER LİSTESİ.....	v
TABLOLAR LİSTESİ.....	vi
ÖZET.....	vii
SUMMARY	viii

BÖLÜM 1.

GİRİŞ	1
1.1. Biyomalzemeler	1
1.2. Biyomalzemelerden Beklenen Özellikler.....	2

BÖLÜM 2.

GENEL BİLGİLER.....	5
2.1. Biyomalzemelerin Sınıflandırılması	5
2.1.1. Metalik Biyomalzemeler	5
2.1.2. Kompozit Biyomalzemeler.....	6
2.1.3. Biyoseramikler	7
2.1.3.1. Kalsiyum Fosfat Seramikler	7
2.1.3.2. Trikalsiyum Fosfat.....	8
2.1.3.3. Hidroksiapatit	9
2.2. Titanyum	11
2.3. HA ve Ti Alaşımlarının Etkileşimi	12
2.4. HA ve Ti Arasındaki Difüzyon Mekanizması.....	13

BÖLÜM 3.

BİYOMALZEMELERİN KARAKTERİZASYONU	15
3.1. Biyomalzemelerin Mikroyapı ve Mekanik Özellikleri	15

BÖLÜM 4.

ÜRETİM YÖNTEMİ.....	19
4.1. Toz Metalurjisi	19
4.1.1. Toz metalurjisinin üretim aşamaları	19
4.1.1.1. Tozların karıştırılması	19
4.1.1.2. Presleme	20

4.1.1.3. Sinterleme.....	21
BÖLÜM 5.	
ÇALIŞMA PROGRAMI	22
5.1. Materyal	22
5.2. Yöntem	22
5.2.1. Kullanılan araç-gereçler	22
5.2.2. Kullanılan kimyasal çözeltiler	22
5.3. Analizler	23
5.3.1. Hazırlanan kompozit tozlarının karıştırılması	23
5.3.2. Kompozit toz karışımlarının kompaktlanması	23
5.3.3. Kompaktlanan numunelerin sinterlenmesi	24
5.3.4. Sinterlenen numunelerin zımparalanması ve parlatılması.....	24
5.3.5. Zımparalanan numunelerin mikroskop görüntülerinin alınması	25
5.3.6. Termal analiz testi	26
5.3.7. Nanoindentasyon testi	26
5.3.8. Korozyon testi	26
BÖLÜM 6.	
ARAŞTIRMA BULGULARI	27
6.1. Sinterleme Öncesi ve Sinterleme Sonrası Numunelerin Yoğunluk Değişimi	27
6.2. Sinterleme Sonrası Numunelerin Hacim Değişimi	28
6.3. Kompozit Numunelerin Mikroyapı Karakterizasyonu.....	28
6.4. Kompozit Numunelerin Temas Açısının Ölçümü.....	31
6.5. Kompozit Numunelerin XRD Paternleri	32
6.6. Kompozit Numunelerin Fesem Görüntüleri ve EDS Analizleri	34
6.7. Termal Analiz Sonuçları	36
6.8. Kompozit Numunelerin Nanoindentasyon Test Sonuçları.....	38
6.9. Kompozit Numunelerin Korozyon Test Sonuçları.....	38
BÖLÜM 7.	
GENEL SONUÇLAR VE ÖNERİLER	40
7.1. Sonuçlar.....	40
7.2. Öneriler.....	41
KAYNAKLAR	42
ÖZGEÇMİŞ.....	45

SİMGELER VE KISALTMALAR LİSTESİ

ACP	: Amorf kalsiyum fosfat
Cp-Ti	: Ticari saflıktaki titanyum
DCP	: Dikalsiyum fosfat
DCDP	: Dikalsiyum fosfat dihidrat
E	: Young modülü
SEM-EDS	: Taramalı elektron mikroskobu
GPa	: Gigapascal
HA	: Hidroksiapatit
HMK	: Hacim merkezli kübik
KIC	: Kırılma tokluğu
MIM	: Metal enjeksiyon kalıplama
MPa	: Megapascal
OCP	: Oktakalsiyum fosfat
PMMA	: Polimetil metakrilat
TCP	: Trikalsiyum fosfat
TTCP	: Tetrakalsiyum fosfat
T/M	: Toz metalurjisi
XRD	: X-ışını difraktometresi
γ LV	: Sıvı – buhar yüzey enerjisi
γ SV	: Katı – buhar yüzey enerjisi
γ SL	: Katı – sıvı yüzey enerjisi

ŞEKİLLER LİSTESİ

Şekil 1.1: Biyomalzemelerin vücuttaki kullanım yerleri (Ayhan H., 2002)	2
Şekil 2.1: Farklı boyut ve şekillerde HA partiküllerinin mikrografları a) mikro ölçekli, b) plaka c) küresel d) nano ölçekli (Mona Alizadeh-Osgouei vd., 2019).	8
Şekil 2.2: Hekzagonal hidroksiapatit molekül yapısı (Corno M. vd., 2006)	9
Şekil 2.3: (a)Kemik yapısı (b)HA yapısı	11
Şekil 5.1: Kompozit bileşimlerinin hazırlanmasında kullanılan karıştırıcı Turbula Mikser	23
Şekil 5.2: Homojen kompozit toz karışımlarını kompaktlamak için kullanılan manuel presleme cihazı	24
Şekil 5.3: Protherm marka argon atmosferli tüp fırını	24
Şekil 5.4: Metaserv 2000 grinder/polisher zımparalama cihazı ve buehler metaserv grinder/polisher parlatma cihazı	25
Şekil 5.5: Nikon model Eclipse L150 optik mikroskobu	25
Şekil 6.1: 1000 °C’de 2 saat süreyle sinterlenmiş Ti mikro yapısının görüntüsü (100x büyütme).....	29
Şekil 6.2: 800 °C de 2 saat sürede sinterlenen (a) Ti-5HA, (b) Ti-10HA, (c) Ti-15HA biyokompozitlerinin mikroskop görüntüleri (100x büyütme).....	29
Şekil 6.3: 1000 °C’de 2 saat sürede sinterlenen a) Ti-5HA, b) Ti-10HA, c) Ti-15HA biyokompozitlerinin mikroskop görüntüleri (100x büyütme).....	30
Şekil 6.4: 1200 °C’de 2 saat sürede sinterlenen a) Ti-5HA, b) Ti-10HA, c) Ti-15HA biyokompozitlerinin mikroskop görüntüleri (100x büyütme).....	31
Şekil 6.5: 1000 °C’ de 2 saat sürede sinterlenen a) Ti ve b) Ti-15HA kompozitlerinin temas açısı analiz görüntüleri	32
Şekil 6.6: 800 °C ve 1200 °C’ de sinterlenen Ti ve Ti-15HA’nın XRD paternleri	33
Şekil 6.7: 1000°C’de sinterlenen a) Ti, b) Ti5HA, c) Ti10HA, d) Ti15HA (1000x), e) Ti15HA (10000x) numunelerin FESEM görüntüleri	35
Şekil 6.8: 1000°C’de sinterlenen a) Ti’nin, b) Ti15HA’nın (şekil 6.7.e, 1nolu bölge) ve c) Ti15HA’nın (şekil 6.7.e, 2nolu bölge) EDS analizleri.....	36
Şekil 6.9: Tİ-10HA kompozitnin Diferansiyel Termal Analiz Grafiği.....	37
Şekil 6.10: Tİ-10HA kompozitnin termogravimetrik analizi.....	37
Şekil 6.11: Kompozit Numunelerin Potansiyodinamik Polarizasyon Eğrileri	39

TABLULAR LİSTESİ

Tablo 2.1: Çeşitli seramiklerin biyomedikal uygulamaları (Mona Alizadeh – Osgouei vd., 2019).	9
Tablo 2.2: Hidroksiapatitin fizikokimyasal, mekanik ve biyolojik özellikleri (Merolli A., vd., 2009)	10
Tablo 6.1: Sinterleme öncesi numunelerin yoğunluk değerleri	27
Tablo 6.2: Sinterleme sonrası numunelerin yoğunluk değerleri	27
Tablo 6.3: Biyokompozit numunelerin hacim değişimi.....	28
Tablo 6.4: Kompozit numunelerin elastik modül ve sertlik değerleri	38

TİTANYUM – HİDROKSİAPATİT KOMPOZİTLERİNİN TOZ METALURJİSİ YÖNTEMİ İLE ÜRETİMİ VE KARAKTERİZASYONU

ÖZET

Kalça veya diz protezi gibi yük taşıma uygulamalarında kullanılacak malzemelerin, uygun mekanik özelliklere (kemiğe en yakın) ve yüksek biyokorozyon direncine sahip olması beklenir. Ayrıca, implantın vücuttan reddedilmesinin önlenmesi ve uzun ömürlü kullanım için biyomalzemenin, insan vücudunda herhangi bir alerjik veya iltihabik reaksiyona neden olmaması gerekir, ilave olarak, osseointegrasyon için implantın bitişik kemik ile entegre edilmesi istenir. Bu özellikleri sağlayan en uygun metalik implant malzemeleri Ti ve alaşımlarıdır. Kalsiyum fosfat bazlı biyoseramikler, özellikle HA, restoratif diş ve ortopedik implantlarda, benzersiz kimyasal kompozisyonları ve insan iskelet apatit sistemine benzer kristal yapıları nedeniyle, kemik replasman materyali olarak yaygın şekilde kullanılmaktadır. Ek olarak, HA benzersiz biyoaktif ve osseokondüktif özelliklere sahiptir. Ancak kırılabilirliğinin ve zayıf mekanik özelliklerinin yük taşıma uygulamaları için engellerden biri olduğu iyi bilinmektedir. Buna karşılık, bazı metalik malzemenin, özellikle de titanyumun iyi mekanik özellikleri, yük taşıma uygulamalarına dayanabilmektedir. Öte yandan, biyoyumluluk kalsiyum fosfat esaslı biyoseramiklerle karşılaştırıldığında daha kötüdür. Ek olarak düşük yapışma kuvveti nedeniyle metal implantlar gevşeyebilir veya çevresindeki dokudan ayrılabilir. Biyoaktivite ve uygun mekanik özelliklerin iyi bir kombinasyonu yük taşıma uygulamaları için iyi tıbbi implantların üretilmesinde ümit verici bir yaklaşım olarak görülmektedir. Ti ve HA'nın yüksek mukavemet ve biyoaktif özellikler sağladığı Ti-HA biyokompoziti iyi bir örnektir. Bu çalışmada Ti'a %5-10-15 oranlarında HA ilave ederek toz metalurjisi yöntemiyle kompozit üretilmesi amaçlanmıştır.

Anahtar kelimeler: Titanyum, Hidroksiapatit, Biyokompozit, Biyoseramik, Biyoyumluluk, Toz Metalurjisi.

PRODUCTION AND CHARACTERIZATION OF TITANIUM - HYDROXYAPATITE COMPOSITES BY POWDER METALLURGY METHOD

SUMMARY

Materials to be used in load bearing applications, such as hip or knee prostheses, are expected to have appropriate mechanical properties (closest to the bone) and high biocorrosion resistance. Furthermore, for prevention of rejection of the implant from the body and for prolonged use, the biomaterial should not cause any allergic or inflammatory reaction in the human body. In addition, it is desirable that the implant be integrated with the adjacent bone for osseointegration. The most suitable metallic implant materials providing these properties are Ti and its alloys.

Calcium phosphate based bioceramics, especially HA, have been widely used as bone replacement material in restorative dental and orthopedic implants, due to their unique chemical composition and crystal structure that is similar to the human skeletal apatite system. In addition, HA possesses unique bioactive and osseointegrative properties. However, it is well known that its brittleness and weak mechanical properties is one of the obstacles for load-bearing applications. On the other hand, its biocompatibility is worse when compared to that of calcium phosphate based bioceramics. In addition, metal implants may become loose or even separated from the surrounding tissue due to its low bonding strength.

A good combination of the bioactivity and favorable mechanical properties are considered as a promising approach to fabricating good medical implants for load-bearing applications. A good example is the titanium-hydroxyapatite (Ti-HA) biocomposite, where Ti and HA provide the high strength and bioactive properties. In this study, it is aimed to produce composites using powder metallurgy method by adding hydroxyapatite to titanium.

Keywords: Titanium, Hydroxyapatite, Biocomposite, Bioceramic, Biocompatibility, Powder Metallurgy.

BÖLÜM 1. GİRİŞ

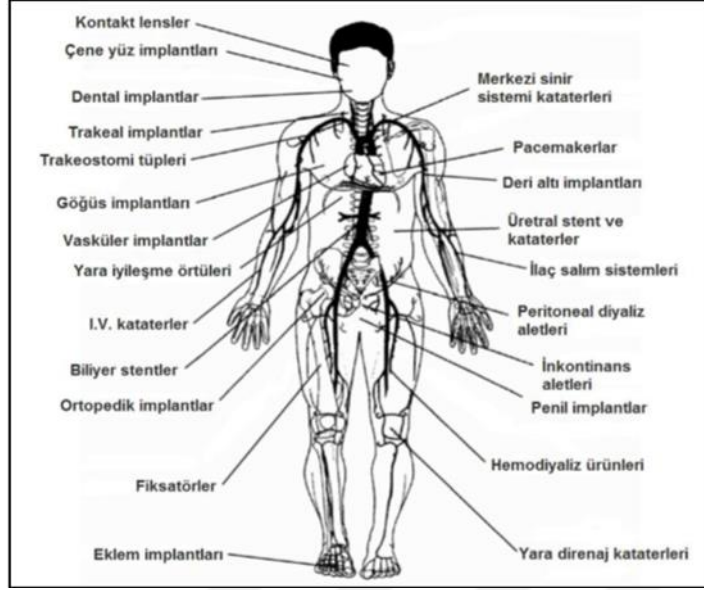
1.1. Biyomalzemeler

Ortopedik malzemeler, insan vücudundaki canlı dokuların işlevlerini yerine getirmek veya desteklemek amacıyla kullanılan doğal ya da sentetik malzemelerdir. Ortopedik malzemeler, geniş bir anlamda biyomalzemeler olarak tanınmaktadır. Biyomalzemeler, sadece protez ve implant olarak değil, ekstrakorporeal cihazlarda (vücut dışına yerleştirilen fakat vücutla etkileşim halindeki cihazlar), teşhis kitlerinde de yaygın olarak kullanılmaktadır. Biyomalzemelerin, toksik ve kanserojen özellikte olmaması, mekanik dayanımlarının yeterli olması, vücutta meydana gelen reaksiyonların dışında reaksiyonlara sebep olmaması ve korozyona uğramaması gerekmektedir. Bu özellikleri sağlayan biyomalzemeler de; metalik biyomalzemeler, biyoseramikler, biyopolimerler ve biyokompozitlerdir (Şevki Yılmaz Güven, 2010).

İnsan vücudu oksijenli tuzlu çözeltiler ve protein içerdiğinden implant malzemelerinin vücut tarafından kabul edilebilir veya reddedilebilir olması, biyomalzemelerin vücut sıvılarını yapılarına alıp şişmemelerine, biçimlerinin bozulmamasına, korozyona uğramamalarına bağlıdır. Ayrıca, bu malzemelerin mekanik dayanımlarının iyi olması, zehirli ve kanserojen maddeler olmaması, vücutta meydana gelen reaksiyonlar dışında başka reaksiyonlara sebebiyet vermemesi gerekmektedir (Ayhan H., 2002).

Biyomalzemelerin genel kullanım alanları:

- Hastalıklı ya da zarar görmüş kısımların yerine (protezler, diyaliz)
- İyileşmeye katkıda bulunmada (ameliyat ipliği, tel ve vida olarak)
- Kozmetik sorunları düzeltmede (deri implantasyonu, silikon, diş teli)
- Fonksiyon bozukluklarını düzeltmede (omurga fiksatörleri)
- İşlevselliği artırmada (kalp pili, lens, işitme cihazı)
- Tanı belirlemede (endoskopi, biyoalgılayıcılar, enjektör)
- Tedaviye katkıda bulunmada (direnaj, kateter)



Şekil 1.1: Biyomalzemelerin vücuttaki kullanım yerleri (Ayhan H., 2002)

1.2. Biyomalzemelerden Beklenen Özellikler

- Mekanik özellikler: Biyomedikal implantlar için yaşam döngüleri boyunca yeterli ve uygun mekanik özelliklere sahip olmak çok önemlidir. İmplant yapısındaki dayanıklılık, hasta güvenliği için en önemli öncelikli konudur, çünkü implantın iyileşme sürecinde fiziksel olarak hasarlı dokuyu desteklemesidir. Ayrıca, en yüksek mekanik özelliklere sahip olan biyobozunur implantların mutlaka en iyi performansı temsil edecekleri anlamına gelmez. Örneğin, elastik implant modülleri ile hasarlı kemik arasındaki büyük fark elastik uyumsuzluklara yol açabilir ve özellikle ortopedik uygulamalar için kullanılan metalik biyomalzemelerde stres korumasına neden olabilir. Biyobozunur implantların mekanik performansını arttırmanın birçok yolu vardır (Nurettin SEZER vd., 2018).
- Biyoyumluluk: Biyomedikal uygulamalarda kullanılacak olan malzemelerin toksik olmaması, insan vücudunda herhangi bir alerjik reaksiyona veya yangıya neden olmaması beklenir. Biyomalzemenin başarısı, insan vücudunun implanta karşı gösterdiği reaksiyona bağlıdır. Gösterilen tepki biyomalzemenin biyoyumluluğunu belirler.

- Yüksek korozyon ve aşınma dayanımı: Korozyon açısından, bir kez insan dokularına implante edildiğinde, Ti-bazlı metalik malzemeler hücre dışı vücut sıvılarıyla temas eder ve implant-doku arayüzlerinde karmaşık elektro-biyokimyasal reaksiyonları tetikler. Vücut sıvılarına karışan yüksek klorür iyonu, amino asitler ve protein konsantrasyonları metalik implantların korozyonunu hızlandırma eğilimindedir. Ayrıca, Ti bazlı metalik malzemeler kaçınılmaz olarak vücut sıvı ortamında uyumlu olmayan metal iyonlarını serbest bırakarak alerjik ve toksik reaksiyonlara neden olabilir. Bu nedenle, Ti'nin mükemmel yığın özelliklerini korurken implantı istenen biyouyumluluk ve korozyon direnci ile donatmak için Ti bazlı malzemelerin yüzeyini değiştirmek kritik derecede önemlidir (Xiaojing He vd., 2017).
- Osseointegrasyon: Osseointegrasyon tanımı, " ışık mikroskobu seviyesinde canlı kemik ve implant arasındaki temas olarak kabul edilmektedir. Seçilecek malzemenin, malzeme bileşimi ve benzersiz yapısal tasarım kombinasyonu kemiğin genel gücünü belirlemektedir.
- Bu nedenle osseointegrasyonun daha ayrıntılı bir açıklaması, aşağıdakileri de içeren birkaç bakış açısını birleştirmelidir: fonksiyonel yüklerin proteze sabit olarak desteklenmesi, interpoze edilmiş bağ / lifli doku olmadan, implant (ve yüzey düzensizlikleri) ile uyumlu olarak yeni veya yenilenmiş kemiğin eklenmesi, implant ve çevre dokularda işlevsel olmayan yüklenme arasında rölatif hareketin olmaması ve optik ve elektron mikroskobu seviyelerinde, implant yüzeyinin ince bir bölgesindeki doku bileşenleri normal kemik ve kemik iliği bileşenleri olarak tanımlanır (Furqan A. SHAH vd., 2019).
- Kemiğe yakın elastiklik modülü ve mekanik özellikler: Tüm biyomalzemelerin mekanik özelliklerinin vücut dokuları ile etkileşimde ne şekilde değişiklik göstereceği önemlidir. İmplantın duran veya hareket halindeki bedende ağırlık yüklenmelerine ve kas kasılmalarına verdiği yanıt aynı zamanda onun kemikle bütünleşme (osteointegrasyon) kapasitesini de etkileyecektir. Kendi başına çok sert olan bir metal, insan kemiği için iyi olmayabilir. Buna karşın kemiğin esnekliğine ve mekanik özelliklerine daha yakın olan bir metal bedende daha iyi ve uyumlu bir iş görebilir. Biyomalzemeler metalik, seramik, polimerik ve kompozit malzemeler olmak üzere dört başlık altında gruplandırılabilir. Kırıkların

tedavisinde kullanılan plak, vida ya da kanal içi çiviler ile eklem hastalıklarında uyguladığımız kalça protezleri, diz protezleri, yapay kemikler ve omurga protezleri biyomalzemelerden üretilen tipik implant örneklerindedir. Endüstrileşme, uzay sanayi ve askeri teknoloji alanındaki gelişmeler ile ortopedik cerrahi alanındaki ilerlemeler günümüzde implant malzemelerin tıpta kullanımını çok artırmıştır (Taşkın CEYHAN, Nusret KÖSE, 2011)



BÖLÜM 2. GENEL BİLGİLER

2.1. Biyomalzemelerin Sınıflandırılması

2.1.1. Metalik Biyomalzemeler

Kemik, ağırlıkça yaklaşık% 30 matriks, ağırlıkça% 60 mineral ve ağırlıkça% 10 oranında su içeren canlı bir dokuda bulunan doğal bir bileşiktir. Kemikler her kırıldığında, ameliyat olması gerektiğinde tüm vücut yükünü taşıyabilecek ve kemik kırığını iyileştirmek için biyomalzemeler kullanılmaktadır. Biyomateryal olarak polimerler, seramikler, kompozitler ve metalik malzemeler kullanılır. Biyomalzemelerin gerilme mukavemeti, sünekliği ve gerilme enerjisini diğer metallere kıyasla emme kapasitesi olmalıdır. Bu özellikler ortopedik yük taşıma uygulamalarını, kemik plakaları, eklem değiştirmeleri, vidalar, çubuklar, teller, dental implantlar ve ayrıca kardiyovasküler stentler gibi sabitleme cihazlarını karşılayabilir. Titanyum, paslanmaz çelik, kobalt-krom alaşımları gibi geleneksel metaller biyolojik olarak iyi bir uyuma sahiptir ve kırılma ameliyatlarında ortopedik implantlar olarak kullanılırlar. Bu geleneksel metallerle ilgili problem biyolojik olarak parçalanamamasıdır. Bu nedenle, çoğu durumda, doku iyileştikten sonra implantları vücuttan çıkarmak için ikinci bir ameliyat gerektirir (Vijay Kumar BOMMALA vd., 2019).

Genel olarak implantlar vücutta, kırık dokusunun iyileşmesinden sonra bile bulunur, bu da implant malzemesinin fizyolojik ortamda aşınmasına neden olur bunun sonucunda vücutta enfeksiyon oluşur. Fizyolojik çevreye uyum sağlamak için mükemmel korozyon direnci içeren biyobozunur implant malzemelerini yenilemek için yeni bir çağ başladı. Bu implantlar biyomekanik kuvvetlere dayanacak mekanik özellikleri sağlamalıdır. Biyobozunur malzemeler, sonunda in vivo ve vitro durumda aşınacak olanlardır. Bu biyolojik durumda, bu materyaller dokuda hiçbir implant kalıntısı olmadan iyileşmesine yardımcı olma görevini yerine getirme yolunda tamamen çözünmektedir. Bu çözünmenin meydana gelmesiyle, toksik olmayan bir oksit, idrarla zararsızca atıldığını gösterir. Bu

nedenle, biyolojik olarak parçalanabilen maddelerin ana bileşenleri, insan vücudu tarafından metabolize edilemeyen ve insan vücudunda uygun bozunma oranları sergileyen metalik elementlerdir. Biyobozunur malzemeler saf metaller, alaşımlar ve metal matriks kompozit (MMC'ler) olarak sınıflandırılabilir. Biyobozunur malzeme olarak metal matriks kompozitler, gerilme mukavemeti, akma dayanımı ve Young modülü gibi özellikleri sergilerler ve uygun takviyeyi seçerek korozyon direnci gösterirler (Vijay Kumar BOMMALA vd., 2019).

2.1.2. Kompozit Biyomalzemeler

Kompozit adından da anlaşılacağı gibi matrix ve takviye olmak üzere iki bileşenden oluşmaktadır. Biyobozunur kompozitlerin, içindeki tüm bileşenler biyolojik olarak uyumlu, biyolojik olarak bozunabilir ve fizyolojik durumda toksik olmamalıdır. Biyobozunur malzemeler biyobozunur saf metaller, alaşımlar ve metal matriks kompozit (MMC'ler) olarak sınıflandırılabilir. Biyobozunur malzemeler olarak Metal matriks kompozit, uygun kompozit seçerek iyi mekanik özelliklere (nihai çekme dayanımı, Young modülü ve akma dayanımı) ve korozyon direncine sahiptir. Biyobozunur kompozitlerde, tüm elementler insan vücudunda biyobozunur olmalı ve toksik olmamalıdır. Matris seçimi biyolojik implantlarda ve takviyede çok önemli bir rol oynayabilir (Vijay Kumar BOMMALA vd., 2019).

İki önemli özellik elde etmek için üretilen biyo inert ve biyoaktif seramikten üretilen kompozitler; biyouyumluluk ve mekanik dayanım açısından kortikal kemiğe çok benzer. Biyobozunur kompozitlerin malzeme özelliklerine ve kırık kemik dokusu oluşumuna karşı kimyasal reaksiyona özel bir odaklanma özelliği vardır. Günümüzde kalsiyum fosfat bazlı seramikler, kırık dokuları iyileştirmek için magnezyum kompozitlerinde takviye olarak kullanılır ve toksisite ve immünolojik reaksiyonlarda olağanüstü performans sergilerler. Takviye malzemelerinin seçimi kalsiyum polifosfat partikülleri (CPP), hidroksi apatit (HAP) ve Tri kalsiyum fosfat (β -TCP) gibi kalsiyum fosfat bazlı seramiklerdir (Vijay Kumar BOMMALA vd., 2019).

2.1.3. Biyoseramikler

Biyoseramikler, özellikle tıbbi ve dental kullanım için tasarlanmış seramik malzemelerdir. 1960'larda ve 1970'lerde, bu malzemeler eklem değiştirme, kemik plakaları, bağlanma, yapay kum tendonları, kan damarı protezleri, kalp kapakçıkları, cilt onarım cihazları (yapay doku), koklear replasmanları ve kontakt lensler gibi insan vücudunda kullanılmak üzere geliştirilmiştir. . Biyoseramikler, alümina ve zirkonya, biyoaktif cam, kaplama kumu kompozitleri, hidroksiapatit ve yeniden emilebilir kalsiyum fosfatlar ve radyoterapi gözlükleri içeren inorganik, metalik olmayan, biyo-uyumlu malzemelerdir. Kimyasal olarak kararlıdır, aşındırmazlar ve organik dokularla iyi etkileşirler.

Biyoseramikler şöyle sınıflandırılır;

- Biyo inert - biyolojik sistemlerle etkileşimli değil,
- Biyoaktif - çevreleyen doku ile arayüzler arası etkileşime girebilen dokularda dayanıklı
- Biyobozunur, çözülebilir veya emilebilir - çoğunlukla dokuların yerini alıyor veya içeriyor.

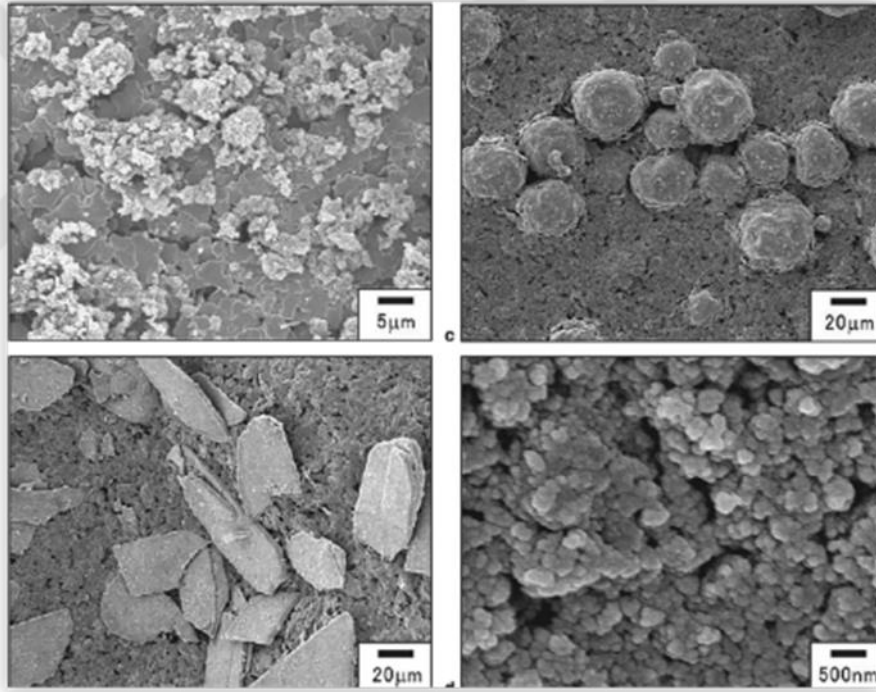
Halen kullanımda terapi ve tıpta kullanılan çok sayıda biyoseramik vardır. Alümina ve zirkonya protezlerde kullanılan bio inert seramiklerdir. Biyoaktif cam ve cam seramikler diş hekimliğinde çeşitli ticari isimler altında kullanılabilir. Ek olarak, kemik kusurlarını doldurmak için kalsiyum fosfat bazlı malzemeler gibi gözenekli seramikler kullanılmıştır. Bazı kalsiyum silikatlar (mineral trioksit agregası [MTA], ProRoot MTA Kök Onarımı, DENTSPLY Tulsa Dental Specialties) ve biyoagregalar (Dia Root BioAggregate, DiaDent), diş hekimliğinde kök onarımı ve apikal kök dolgusu için materyal olarak kullanılmıştır (Gilberto DEBELIAN vd., 2016).

2.1.3.1. Kalsiyum Fosfat Seramikler

İnsan kemik dokusunun ana bileşenlerinden bazıları olarak kalsiyum fosfat, trikalsiyum fosfat, tetrakalsiyum fosfat, alümina, silika ve zirkonya gibi seramik bazlı malzemeler incelenmiştir. Biyoyumluluk ve doğal yapıyla benzer yapıları sayesinde implant

cihazları gibi tıbbi uygulamalar için kalsiyum fosfat seramikler uygun bir biyomalzeme grubudur.

Seramik nanobiyomalzemeler, özellikle kalsiyum fosfor esaslı malzemeler β -trikalsiyum fosfat (β -TCP) ve hidroksiapatit (Hap) dahil olmak üzere çok çeşitli ortopedik ve dental uygulamalar için kapsamlı olarak incelenmiştir. İnsan vücudunda kalsiyum fosfatlar önemli rol oynar bunların bozunumu ve biyoaktivitesi Ca/P oranına bağlıdır. Kalsiyum fosfat bazlı malzemelerin mevcut biyomedikal uygulamaları arasında kemik rekonstrüksiyonu, ortopedik implantların kaplanması, dişçilik uygulamaları ve ilaç dağıtımı bulunur. Şekil 2.1'de HA partiküllerinin çeşitli boyutları ve şekilleri gösterilmiştir (Mona Alizadeh – Osgouei vd., 2019).



Şekil 2.1: Farklı boyut ve şekillerde HA partiküllerinin mikrografları a) mikro ölçekli, b) plaka c) küresel d) nano ölçekli (Mona Alizadeh-Osgouei vd., 2019).

2.1.3.2. Trikalsiyum Fosfat

Trikalsiyum fosfat (TCP), α -TCP, β -TCP ve α' -TCP olmak üzere üç polimorf içeren kemik onarım uygulamaları için iyi bilinen bir başka biyoseramikdir. β -TCP mükemmel

biyouyumluluk, biyoaktivite ve biyobozunurluk özellikleriyle giderek daha fazla dikkat çekmektedir.

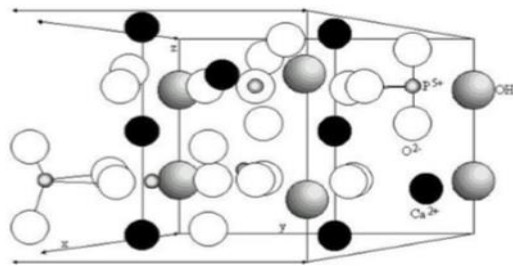
HA'nın mekanik dayanımı β -TCP'den daha yüksektir. Ancak, β -TCP, HA'ya kıyasla daha fazla rezorbe edilebilir, bu da implante iskeleleri çevreleyen yeni kemiklerin daha hızlı büyümesine yol açar. Diğer biyoaktif seramik çeşitleri ve bunların uygulamaları Tablo 2.1'de gösterilmektedir (Mona Alizadeh – Osgouei vd., 2019).

Tablo 2.1: Çeşitli seramiklerin biyomedikal uygulamaları (Mona Alizadeh – Osgouei vd., 2019).

Seramikler	Uygulamalar
Kalsiyum sülfat Seramikleri ve karbonat	Kemik defektleri dolgusu ve diş hekimliği
Alümina seramikleri	Diş hekimliği, artroplasti, antimikrobiyal aktiviteler
Zirkonya seramikleri	Diş hekimliği, HA stabilizatörü, metalik implant kaplamaları
Biyoaktif cam seramikleri	Omurga gövdesinin değiştirilmesi, malzeme kaplamaları, Ortopedik uygulamalar
Biyoaktif cam silikat	Kemik tamir cihazları, ilaç dağıtımı, sentetik ve
Doğal polimerler için değiştirici	

2.1.3.3. Hidroksiapatit

Hidroksiapatit, kalsiyum-apatit kristal ailesindedir ($[Ca_{10}(PO_4)_6X_2]$, X=OH, Cl, F ya da Br) ve genel olarak hekzagonal ve monoklinik olmak üzere iki farklı dizilimden oluşur. En sık rastlanan ve kemik oluşumunda da rol alan yapı hekzagonaldır ve bu yapıdaki OH-grupları diğer anyonlarla (F-, Cl-, CO_3^{2-} , HPO_4^{2-}) kolaylıkla yer değiştirebilme özelliğine sahiptir. Fakat, termodinamik olarak monoklinik yapı daha karardır (Paital S.R. vd., 2009).



Şekil 2.2: Hekzagonal hidroksiapatit molekül yapısı (Corno M. vd., 2006)

Kemik, inorganik hidroksiapatit (HAp) nanokristalleri ve organik kollajen fibrillerin birleştiği ve son derece karmaşık bir mimariye sahip olan doğal inorganik-organik nanokompozit yapıdır (Evcin A. vd., 2009). Kimyasal yapısı kemik dokusunun mineral fazı ile benzerlik göstermesi ve yüksek biyouyumluluğu sebebiyle HAp biyomedikal implantlar için önemli bir malzemedir (He C. vd., 2012). Diğer kalsiyum-fosfat bileşiklerden farklı olarak biyolojik ortamda termodinamik kararlılığa sahiptir (Zhitomirsky D. vd., 2009). Kemiklerdeki büyük kaviteler için dolgu malzemesi olarak kullanılabilir (Corces A., 2004). Gözeneksiz ve ikincil fazları olmayacak biçimde oluşturulmuş HAp seramikler mükemmel yorulma direncine sahiptir. Bunu sağlamak için ise ince ve sinterlenebilir HAp partikülleri üretmek ilk ve en önemli adım sayılabilir (Ajami E. vd., 2012).

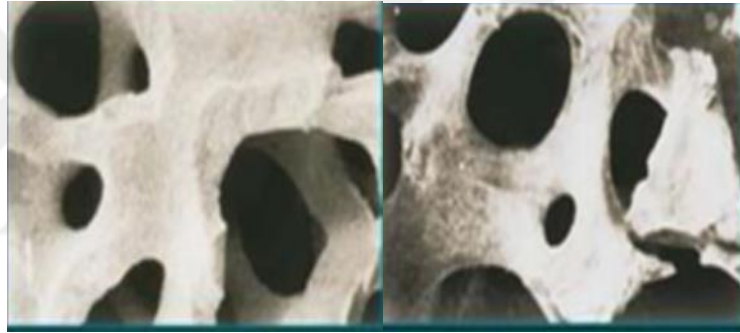
Tablo 2.2: Hidroksiapatitin fizikokimyasal, mekanik ve biyolojik özellikleri (Merolli A., vd., 2009)

Özellik	Değer
Ca/P oranı	1,67
Yoğunluk (teorik g/cm ³)	3,16
Young Modülü (GPa)	80-110
Baskı Dayanımı (MPa)	400-900
Gerilme Dayanımı (MPa)	115-200
Sertlik (HV)	600
Biyoaktiflik	yüksek
Biyobozunma	düşük
Biyoygunluk	yüksek
Kemik İletkenliği	Yüksek

Hidroksiapatit, kemik matrisinin inorganik bileşenlerine ve mükemmel osteokondüktivite ve osteoindüktiviteye sahip dişler ile kimyasal ve kristalografik benzerliklere sahiptir. Protez yüzeyinde osteoblast hücrelerinin yapışmasını ve proliferasyonunu mümkün kılan ve kemik dokuları ile implant arasında biyolojik fiksasyonla sonuçlanan dental ve ortopedik implantlarda biyoaktif kaplamalar olarak klinik olarak kullanılmıştır. Bununla birlikte, ana yük taşıma altında kullanıldığında birincil sınırlama olarak düşük kırılma tokluğu ve çekme dayanımı gibi zayıf mekanik özellikleridir. Bu sorunu çözmek için, karbon nanotüpler, polietilen, Al₂O₃ ve TiO₂ gibi spesifik takviye edici malzemeler tipik olarak arttırılmış mekanik özelliklere sahip HA kompozitleri hazırlamak için kullanılır,

ancak bu malzemeler saf HA'ninkinden önemli ölçüde daha az biyoaktivite ile sonuçlanır (Ming Li vd., 2018).

Bir implant olarak HA, kemik minerallerine kimyasal benzerliğinden dolayı doğal doku gelişimini sağlayabilir ve ilerletebilir. Yüksek sıcaklıklarda, HA dekompozisyona (ayrışmaya) uğrar, havada yaklaşık 900°C'de ve su içermeyen ortamda 850°C'de dehidroksilasyon (bileşiğin yapısındaki OH iyonlarının kaybolması) başlar. Ayrışmanın bir sonraki aşamasında, tetra kalsiyum fosfat (TTCP) ve tri kalsiyum fosfat (TCP) üreten dekompozisyonudur. 1200°C'nin altında β -TCP, 1200°C'nin üzerinde α -TCP oluşur. HA çoğu hidroksil grubunu 1300°C üzerinde kaybeder. Böylece önemli ağırlık kaybeder. Araştırmalarda 1350°C üzerinde HA mukavemetinin şiddetli şekilde düştüğü rapor edilmiştir (Amir ARİFİN vd., 2014).



(a)Kemik yapısı (b)HA yapısı

Şekil 2.3: (a)Kemik yapısı (b)HA yapısı

2.2. Titanyum

Titanyum ve alaşımları iyi mekanik özellikleri ve korozyon direnci nedeniyle ortopedik implantlarda yaygın olarak kullanılmaktadır. Bununla birlikte, titanyum (110 GPa) insan kemikleriyle (1-2 GPa süngerimsi kemik) karşılaştırıldığında nispeten yüksek elastik modülleri nedeniyle kemik rezorpsiyonuna ve implant gevşemesine neden olabilir. Saf Ti'nin bir başka sorunu, insan kemik dokusunun büyümesini teşvik etmek için gerekli olan zayıf biyolojik etkinliğe sahiptir. Bu nedenle, stabil osteokondüktif özellikler ve Ti ile kemikler arasındaki elastik modül uyumsuzluğu klinik uygulamalarını sınırlayan iki önemli faktördür (L. ZHANG vd., 2016).

Titanyum ve titanyum bazlı alaşımlar, düşük yoğunluklu, yüksek sertlik, iyi korozyon ve sürünme direnci ve biyouyumluluk gibi çeşitli olumlu özellikleri bir araya getirir. Bu gerçeklere dayanarak, bu malzemeler yaygın bir uygulama alanında uygulanmaktadır. İki genel uygulama alanı medikal ve havacılık alanlarıdır. Üstün biyouyumluluk ve korozyon direncine bağlı olarak, ticari olarak saf titanyum (cp Ti) veya köklü $\alpha + \beta$ alaşımı Ti90Al6V4 protez ve implant olarak yaygın şekilde kullanılır. Günümüzde jet motorlarında hafif metal elementler titanyum ve alüminyum arasındaki metalik bileşikler olan modern titanyum alüminatlar (TiAl) kullanılmaktadır (D. Baehre, 2016).

Eşsiz mukavemet, düşük ağırlık, biyo inertliği gibi özellikleri nedeni ile çoğu araştırmacı medikal uygulamalar için Ti alaşımı özelliklerini gelişimi çalışmalarını sürdürmektedir. Ti hafif malzemeler sınıfına girer, yoğunluğu 4.5 g/cm³ tür, erime sıcaklığı 1668°C'dir. Ti'un oda sıcaklığında çekme mukavemeti 1400 MPa'dır. Ayrıca Ti alaşımları, yüzeyindeki kararlı oksit filmi nedeni ile yüksek korozyon direncine sahiptir. Ti alaşımları α , α - β , β kararlı fazlarını içerebilir. β tipi alaşımlar en düşük E'li alaşımlardır (Amir ARİFİN, 2014).

Titanyumun yüksek elastik modülüyle ilgili sorunlara bir başka çözüm, CP-Ti ve Ti-64'ün oldukça gözenekli titanyum yapılarını yapmak için ilave tabaka üretimi gibi gelişmiş üretim işlemlerinin kullanılması olmuştur. Bu gözenekli yapılar, insan kemiğine benzer mükemmel mekanik özelliklere sahip olacak şekilde uyarlanabilir ve genellikle kemik büyümesini kolaylaştırmak için tasarlanmıştır. Elastik titanyum modülü yaklaşık 114 GPa iken, kortikal kemiğin 0.5 GPa ile maksimum 20 GPa arasında olduğu görülmüştür. Titanyum implantların mekanik özellikleri ve davranışı, gözenek yapılarının hacim kesir ve boyut dağılımı ile değişebilir ve gözenekli titanyumun elastik modülünün, bir sıkıştırma kuvveti altında artan gözenek boyutu ile azaldığı gösterilmiştir (Alfred T. SİDAMBLE, 2014).

2.3. HA ve Ti Alaşımlarının Etkileşimi

HA'nın biyoaktif ve biyoçözünür özellikleri, bu malzemeyi; hastalıklar ve kazalar sonucu doğal dokuların değiştirilmesinde kemik değiştirme gibi implantlar için tercih edilen aday haline getirir. Ancak HA'nın düşük mukavemeti uygulamalarını engeler. HA'nın, Ti alaşımları gibi daha yüksek mekanik özelliklere sahip ve biyouyumlu malzeme ile

kombine edilip kompozit oluşturulması araştırmacıların ilgisini çekmiştir. HA/Ti kompoziti; biyo inertlik, düşük elastik modül, yüksek biyoyum gibi modern implant malzemeleri için gerekli özelliklere sahip olacaktır. Ancak, reolojik davranışlarda, difüzyon mekanizmasında ve iki faz arasındaki uyumda sorunlar vardır (Amir ARİFİN, 2014).

1960'larda biyoseramiklerin tıbbi implantlar olarak tanıtıldığından bu yana, Ti alaşımı, paslanmaz çelikler ve kobalt krom alaşımları gibi metal implantlar tıbbi uygulamalarda yaygın kullanılmaktadır. Medikal implant gelişiminin ilk dönemlerinde, implant malzemesi uygunluğu için tek kriter uygun fiziksel özellikler ve toksik olmamasıydı. Günümüzde kriterler implant malzemenin fiziksel özelliklerini ve vücut dokusu gelişiminin teşvik edilme kabiliyetini içerir. Metal esaslı alaşımlar kemikten yüksek elastik modüle sahiptirler, bu da 'stress shielding' etkisine neden olur. Metal implantlar ayrıca düşük biyoyumluluğa (doğal dokunun gelişimi için gerekli) sahiptirler. Ancak metal esaslı implantlar mukavemet ve korozyon direnci açısından üstün özelliklere sahiptirler. HA, özellikle yük taşıma uygulamaları için zayıf mekanik özelliklere sahip biyoseramik bir malzemedir. Ancak, HA, kemiklerle benzer yapıya sahiptir ve doğal dokuların gelişimini teşvik edebilir. Ti ve HA'nın kombine edilmesi mükemmel mekanik özelliklere ve biyoyuma sahip yeni biyomalzeme oluşturur (Amir ARİFİN, 2014).

İmplant malzemesi olarak kullanılan elementlerin minimum toksik özellik sağlaması gerekir, daha sonra implant malzemesinin doğal kemik dokusu gelişimi kabiliyeti dikkate alınır. İmplant yüzey pürüzlülüğu de implant malzemesi ve dokular arasındaki bağlanmaya katkı sağlar. Yüzey pürüzlülüğu ve poroz yapı proses şartları ile kontrol edilebilir. 'stress shielding' etkisi biyomalzemeler için yaygın problemdir. Bu problemde kemik ile implant malzemesi arasındaki elastik modül farkı kemik erimesine yol açar. Alaşım ayarlaması ve poroziteli üretim ile elastik modül düşürülebilir (Amir ARİFİN, 2014).

2.4. HA ve Ti Arasındaki Difüzyon Mekanizması

HA/Ti arayüzeyinde, yüksek sıcaklıkta Ti atomları, TiO₂ oluşumu için oksitlenme eğilimindedir ve normal olarak Ti yüzeyi üzerinde TiO₂ oluşur. Ancak parametre işlemleri, TiO₂'nin oluşum pasivasyonunu değiştirme eğilimindedir. Bu durumda, Metalik

kütledeki Ti atomları hareket eder ve film yüzeyine yayılırken, oksijen atomları Ti kütlesine göç eder. Bu eş zamanlı işlem sonucunda amorf veya kristalin titanyum oksit oluşur. Titanyumun oksidasyon kinetiği; oksijen adsorpsiyon hızı ile belirlenir. Doygunluk seviyesine ulaşana kadar arayer atomu olan oksijen Ti latisine difüze eder, bunu Ti oksidasyonu izler. TiO₂ oluştuğunda oksijen difüzyon hızı yavaşlar. Literatürdeki çalışmalarda, HA'nın dehidroksilasyonunun, Ti atomlarının varlığı ile hızlanacağını rapor etmişlerdir. Bu şartlar altında, oksijen, titanyum oksitleri oluşturmak için Ti metalik kütlesine difüze eder. Dahası, Ca ve P iyonları, apatitin Ca/P oranını etkilemek için Ti altlığın içine difüze olur. P iyonu, daha düşük aktivasyon enerjisi ve daha küçük yarıçapı nedeni ile Ti altlık içine hızlıca göç etme yeteneğine sahiptir. Diğer araştırmacılar, Ca, P, Ti'ü bazı bölgelerde tespit etmişlerdir, fakat HA ve TiO₂ arasındaki reaksiyonun ortak sonuçları olan diğer fazları gözlememişlerdir. Ca, P ve Ti atomlarının HA / Ti kompozitinde varlığı, yayılım oluştuğunu gösterdi (Amir ARİFİN vd. 2014).

Literatürde yapılan çalışmalara göre, HA/Ti kompozitine parlatma işlemi yaptıktan sonra EDS analizi gerçekleştirmiştir; incelenen alanda Ti ile küçük miktarda Ca belirlemiştir. Burada titanyum oluşum fazı Ti ve Ca'un kırılma eğiliminde olduğunu ve parlatma işlemi nedeniyle kısmen yitirildiği düşünülmektedir. HA/Ti ara yüzeyinde Ti ve fosfor belirlenmiştir (Amir ARİFİN vd. 2014).

Bu şart altında, sinterleme sırasında fosfor iyonunun Ti iyonuna difüze olduğunu gösteren Ti₂Py fazı oluşumunda Ti ve P tespit edilmiştir. Genel olarak, seramiğin ısıl genleşme farklılığı, malzemedeki homojen olmayan kalıntı gerilmelerden dolayı çatlaklara yol açacaktır. HA / Ti kompozitlerinde mekanik özellikleri bozacak çatlaklar da gözlenmiştir. Literatürde; HA/Ti kompozitlerinde, Ti ve HA arasındaki termal genleşme farkından kaynaklandığı düşünülen mikro çatlaklar rapor etmiştir (Amir ARİFİN vd. 2014).

BÖLÜM 3. BİYOMALZEMELERİN KARAKTERİZASYONU

3.1. Biyomalzemelerin Mikroyapı ve Mekanik Özellikleri

Ti-6Al-4V, mekanik özellikleri ve korozyona direnci sayesinde, kuron, braket ve implant sistemleri gibi diş protezleri için yaygın olarak kullanılan Ti bazlı bir alaşımdır. Kendiliğinden Ti-6Al-4V'nin yüzeyinde oluşan TiO₂ korozyona karşı direnci artırır ve TiO₂ çevre biyolojik çevreye karşı reaktif değildir. Diş protezlerine çiğneme sırasında uygulanan yük koruyucu TiO₂ filme zarar verebilir ve kan dolaşımındaki tuzlar ve / veya iyonlar parçalanmasına neden olabilir. TiO₂ filminin hasar görmesi metalik iyonların yakındaki canlı dokulara sızmasına izin verir. İn vitro testlerde, kiralık Ti iyonlarının sitotoksik olmadığı görülüyor; Bununla birlikte, in vivo analizler insan vücudundaki bu iyonlara karşı aşırı duyarlılığı geciktirdiğini ortaya koymuştur. Ayrıca Al ve V iyonlarının Ti-6Al-4V alaşımından salındığı anlaşılmaktadır. TiO₂ filminin hasar görmesi metalik iyonların yakındaki canlı dokulara sızmasına izin verir. İn vitro testlerde, kiralık Ti iyonlarının sitotoksik olmadığı görülüyor; Bununla birlikte, in vivo analizler insan vücudundaki bu iyonlara karşı aşırı duyarlılığı geciktirdiğini ortaya koymuştur. Ayrıca, Ti-6Al-4V alaşımından salınan Al ve V iyonlarının biyolojik yan etkileri olabileceği anlaşılmaktadır (Her - Hsiung Huang vd., 2019).

Dayanım ve elastisite açısından metalik biyomalzemeler içinde, özellikle titanyum alaşımlarının önemi büyüktür. Paslanmaz çelikler, daha az çekme dayanımı ve yorulma dayanımı gösterirler ama yüksek sünekliğe sahiptir. Saf titanyum, tantal ve niob düşük yorulma dayanımına ve kırılmada yüksek uzama değerine sahiptir.

Günümüzde gelişmiş (örneğin, hidroksiapatit, porselen, zirkonya vb.) kalça implantı, dişçilik uygulamaları, sert dokuların yenilenmesi vb.) Mükemmel mekanik özellikler (basınç dayanımı kırılmış direnç ve itriya stabilize edilmiş tetragonal zirkonya polikristalin potansiyel protezlerinin biyoyumluluk derecesi ve 3Y-TZP gibi zirkonya seramiklerinin mükemmel özelliklerine rağmen, düşük sıcaklıkta bozulma

geçirdiklerinden nemli atmosferde büyük dezavantaj sunarlar (Dinesh Ragurajan vd., 2018).

Literatürde yapılan çalışmaya göre gelişmiş biyoaktiviteli, yüksek poroziteli ve basma dayanımlı birbirine bağlı porozite içeren Ti-HA biyokompoziti üretilmiştir. Sonuçlara göre; %5-30 wt HA içerikli Ti-HA poroz alaşımı 8.2-15.8 GPa düşük elastik modül (insan kemiğine yakın) ve yüksek basma mukavemeti göstermiştir (86-388 MPa). HA kısmen ayrışıp ikinci fazlar oluştursa da, sinterlenmiş poroz Ti-HA hala iyi biyoaktivite gösterir. HA artışı ile apatit tabakasının homojenliği ve kalınlığı artmıştır. Fakat apatit tabakasının kalınlığının artması ile poroz Ti-30HA nın yüzeyinde mikro çatlaklar görülmüştür. Aşırı HA ilavesinin sinterleme kalitesini bozduğu görülmüştür, böylece mekanik özellikler ve korozyon direnci azalmıştır. Ancak, birbirlerine bağlı por karakteristiği, düşük elastik modül, yüksek basma mukavemeti ve gelişmiş biyoaktivite kombinasyonu, poroz Ti-HA biyokompozitini sert doku implantı için umut verici aday malzeme yapar (L.Zhang vd., 2016).

L.Zhang ve arkadaşlarının yaptığı çalışmada Ti tozu köşeli, HA tozları çubuk benzeri ve NH_4CO_3 tozları yaklaşık olarak küreseldir. NH_4CO_3 tozları boşluk oluşturucu olarak kullanılmıştır. Ti-% 0 HA tozuna kıyasla, karıştırılmış kompozit tozların (Ti-5,10,20,30 % HA) faz bileşimlerinin önemli ölçüde değişmediği görülmüştür. % 5 ve % 10 wt HA içeriklerinde, HA pikleri açıkça görülemez. Fakat HA içeriği % 20'den 30 wt'ye çıktığında Ti piki yavaşça azalırken, HA pikleri görülür. Bu XRD'nin tespit limitine bağlı olabilir, sinyal zayıf olabilir (L.Zhang vd., 2016). Poroz Ti-HA alaşımlarının faz kompozisyonlarının, tozlardan daha kompleks olduğu görülmüştür. Saf Ti, CaTiO_3 , TCP olarak bilinen $\text{Ca}_3(\text{PO}_4)_2$, TiO_2 ve Ti_xPy tespit edilmiştir. HA içeriğinin artışı ile Ti'un difraksiyon pikleri azalırken, $\text{Ca}_3(\text{PO}_4)_2$, TiO_2 ve Ti_xPy fazlarının pikleri artmıştır (özellikle HA %30 arttığında). Sonuçlar, sinterleme sırasında HA ve Ti arasında yayılım olasılığının olduğunu göstermiştir (L.Zhang vd., 2016).

Literatürde yapılan çalışmada HA artışı ile sinter yoğunluğu düşerken, porozite artmıştır. Aynı zamanda, farklı üretim koşullarında Ti ve HA nin hacim oranları değişir. Poroz Ti'un yoğunluğu 2.76 g/cm^3 tür. HA içeriğinin %5'den %30wt ye artışı ile poroz kompozitin yoğunluğu 2.76 g/cm^3 ten 2.55 g/cm^3 e düşmüştür. Diğer taraftan, sinterlenmiş poroz Ti içindeki Ti hacim oranı %61,2 dir. Sinterlenmiş poroz kompozitin

Ti hacim oranı; HA içeriğinin %5 den % 30wt ye artması ile %53, 44 den % 21,04 e düşer. HA olmadan poroz Ti un ortalama por boyutu 100µm iken HA içeriğinin %5 den %30 wt ye artması ile ort. por boyutu 103-116µm olmuştur. Porozite için; HA içermeyen poroz Ti da bile %33 toplam porozite vardır, HA içeriğinin %5 den %30 wt ye artışı ile porozite %37 den %62 ye artmıştır. HA içermeyen poroz Ti un açık porozitesi %27 iken, HA içeriği %5 den % 30 arttığında açık porozite %29 dan %36 ya yükselmiştir. HA içeriğinin artışı ile, porozite sayısı artar ve bazıları birbirleriyle birleşir, por boyutu artışına yol açar. Por oluşumunda NH₄HCO₃ ve HA sorumludur. Por oluşumu üzerinde HA nın etkisi, NH₄HCO₃'den düşüktür. HA ilavesi %30'a arttırıldığında, sinterlenmiş poroz Ti-30HA örneğinin kesitinde porların çevresinde makro çatlaklar gözlenmiştir. Çatlakların ve porların birarada birlikte olması, biyomedikal uygulamalar olarak numuneler için korozyon ve mekanik özellikleri daha kararsız hale getirir (L.Zhang vd., 2016).

Literatürdeki çalışmaya göre bütün biyokompozitlerin elastik defosmasyon sonrası sınırlı miktarda plastik deformasyona sahip olduğu görülmektedir. HA içeriği ile poroz Ti-HA kompozitlerinin basma mukavemetleri düşer (86-388 MPa). Bu değerler; insan kemiğinden yüksek veya ona yakındır (kortikal kemik için; 100-230MPa, süngerimsi kemik için; 2-12 MPa). Mekanik özelliklerin düşmesi, HA içeriği ve por karakteristiklerin kombine etkisinden kaynaklanmıştır. Poroz Ti-30HA ile kıyaslandığında, poroz Ti-(0-20) HA biyokompozitleri daha yüksek yük kapasitesi sergiler. Ancak basma testinde, tüm gerilme-genleme eğrileri erken kırılma davranışı sergilemişlerdir. HA içeriği %30'a çıktığında, porozite ve boyutu artar, birbirlerine bağlı porlar artar, por duvarları arasında mikro çatlaklar artar. Gerilme, lineer elastik defosmasyon bölgesinin yakınına ulaştığında, çok sayıda kırılğan porozite ezilir, bu gerilme platosunun pürüzlü şekline yol açar (L.Zhang vd., 2016).

L.Zhang ve arkadaşlarının yaptığı çalışmada HA içermeyen ve %5 HA içeren örneklerin E'si sırası ile 15.2 GPa ve 15.8 GPa dir. HA artışı ile %10 HA da 14.6 GPa'a, %30 HA'da 8.2 GPa'a düşmüştür. Hazırlanan poroz Ti-HA kompozitlerin elastik modülleri (8.2-15.8 GPa) insan kemiğinki ile uyumlu olduğu görülmüştür. (2-20 GPa kortikal kemik, 1-2 GPa süngerimsi kemik). Diğer taraftan, HA içermeyen ve %5 HA içeren poroz örneklerin basma mukavemetleri 388 MPa ve 380 MPa'dır. HA artışı ile basma mukavemeti 363 MPa'dan (%10 HA) 86 MPa'a (%30 HA) kadar düşmüştür. (değerler yüksek veya insan

kemiğine yakındır-kortikal için 100-300 MPa, süngerimsi için 2-12 MPa). Farklı HA içeriklerindeki poroz Ti-HA kompozitlerinde basma nedeniyle oluşan hasarlar temel olarak poroziteler ve porozitelerin kenarları arasındaki bağlantı noktalarında oluşur. İnce por duvarlarının eğilmesi nedeniyle lokal klivaj kırıklar oluşur. Başlangıçta, makro por duvarları üzerindeki mikro porların kenarları boyunca mikro çatlaklar görülür. Basma işlemi ile orijinal çatlakların (mikro çatlaklar) etrafındaki deformasyon birbirine bağlı zayıf por duvarlarının kırılmasına neden olur, ardından porların yakınında makro çatlaklar görülür. %20 ve %30 HA içeren poroz örneklerle kıyasla, %5 ve %10 HA içeren poroz örnekler daha iyi por yapısına ve pürüzsüz kırılma yüzeyine sahiptir. HA 'nın artışı ile (%20 ve %30 HA içeren örneklerde) yetersiz sinter nedeniyle, tozların orijinal şekilleri ve çatlaklar gözlenmiştir. Gerilme artışı ile başlangıç çatlakları kademeli olarak tüm poroz yapı içine yayılır. Eş zamanlı olarak, gerinim artışı ile, gerilme aniden düşer (L.Zhang vd., 2016).

L.Zhang ve arkadaşlarının yapmış olduğu korozyon testinde Potansiyodinamik polarizasyon eğrileri, numunelerin 2 saat boyunca 37°C'de ilgili sıvıda beklemesinden sonra kaydedilmiştir. Anodik aktif bölgeyi takiben, Ti-(%0-5)HA poroz örnekleri düşük akım yoğunluğu ile geniş kararlı pasif bölge göstermiştir, bu iyi pasifliği belirtir. Fakat HA içeriğinin artışı ile (%10-30HA), ilk pasivasyon bölgesi daha da darlaşır ve anodik bölgede aktif-pasif geçiş bölgeleri gözlenmiştir. Eş zamanlı olarak, poroz yüzey üzerinde oluşan oksit tabakası kararsız hale gelmiştir. Birbirine bağlantılı kanallar, sıvının serbest akışına izin verir ve korozyonu uyaran daha fazla temas alanı oluşturur. HA içeriğinin %0'dan %30'a artması ile korozyon akım yoğunluğu biraz artarken, korozyon potansiyeli belirgin şekilde değişmemiştir. Bu nedenle, HA içeriği artışı ile Ti-HA poroz örneklerin korozyon direnci hafifçe azalmıştır (L.Zhang vd., 2016).

BÖLÜM 4. ÜRETİM YÖNTEMİ

4.1. Toz Metalurjisi

Toz metalurjisi, toz metallerin başka malzemelerle veya başka malzemelerle sıkıştırıldığı ve daha sonra katılaşma ve güçlendirme için erime aşaması olmadan ısıtıldığı bir üretim yöntemidir. Toz metalurjisi yönteminde net biçimli ürünler, üretim için mükemmel mikro yapılar ve bileşimler üretilir. Geleneksel yöntem genellikle tozun karıştırılmasını, tozu istenen bir kalıpta sıkıştırmayı ve sinterlemeyi içerir (Amir ARİFİN vd., 2014).

Bu yöntem, üretilebilirlik, ekonomiklik, homojenlik gibi üstün özellikleri sağladığı için tercih edilmektedir. Üretim maliyetinin düşük olması ve performansının yüksek olması sebebiyle birçok farklı alanda kullanılmaktadır . Döküm yoluyla üretilemeyen yüksek ergime sıcaklığına sahip seramikler, bakırlı çelikler ve karışık fazlı bileşimler, refrakter malzemeler, birbiri içerisinde çözünmeyen tozlar, intermetalikler, sermetler gibi döküm yöntemiyle üretimi zor olan malzemeler toz metalurjisi yoluyla üretilebilir. Bu teknikle üretilen malzemeler, ortopedi malzemeleri, nükleer güç santralleri, yüksek sıcaklığa dayanıklı filtreler, uçak parçaları, otomobil parçaları, elektrik bağlantı elemanları, saat parçaları, gibi birçok alanda kullanılmaktadır. Toz metalurjisi yöntemi ile üretilen malzemelerin yüzey kalitesi çok iyi ve boyutları tamdır. Ayrıca toz metalurjisi ile üretilen malzemelere yüksek oranda ikinci faz partikülleri katılabilir (Mehmet Akif Erden, Muhammed Taha TAŞÇI, 2016).

4.1.1. Toz metalurjisinin üretim aşamaları

4.1.1.1. Tozların karıştırılması

Karıştırma çeşitli bileşenlerin ve katkı maddelerinin homojenleştirilmesi için yapılmaktadır. Bu adımda kullanılan tozların ebat, şekil ve saflık gibi özellikleri diğer aşamaları doğrudan etkiler. Toz harmanlama genellikle istenen parçacık büyüklüğü dağılımını sağlamayı amaçlar. Örneğin, aynı malzemenin ince ve kaba parçacıkları,

sinterleme oranını arttırmak için bir araya getirilebilir, çünkü ince parçacıkların sıkıştırılması daha zordur ve kaba parçacıkları zayıf sinterleme mukavemeti gösterir. Öte yandan, karışımın amacı, oluşacak ürünün bileşimini elde etmek için farklı tozların ve yağlayıcılar gibi katkı maddelerinin doğru miktarlarda homojen dağılımını sağlamaktır. Her yerde eşit dağılıma sahip bir malzeme üretebilmek için ilk adım budur. Karıştırma işleminden önce, tozlardan oksijen, karbon veya azot çıkarmak amacıyla, tavlama denilen düşük sıcaklıkta bir ısı işlemi yapılabilir. Karıştırma işleminde V-karıştırıcılar ve çift koni karıştırıcılar kullanılır. Öte yandan, boyut küçültme istenirse, kırma, bilyalı değirmenler, disk öğütücüler kullanılır. Hem harmanlama hem de karıştırma işlemleri, dar bir boyut dağılımı ve minimum topaklaşma ile küçük boyutlu, homojenleştirilmiş parçacıkları hedefler. Ancak, toz özelliklerini değiştiren deformasyon ve mekanik alaşımlamanın mümkün olduğu dikkate alınmalıdır. Karıştırılacak malzemenin tipi, karıştırıcı tipi, karıştırma hızı, süresi, kap büyüklüğü ve şekli, başarılı bir karıştırma ve harmanlama işlemi için göz önünde bulundurulması gereken değişkenlerden bazılarıdır.

4.1.1.2. Presleme

Sıkıştırma, belirli bir kütle yoğunluğuna, gözenekliliğe ve kuvvete ulaşırken, tozu net bir şekle sıkıştırmayı amaçlar. Basıncın etkisiyle parçacıklar yeniden düzenlenir ve deforme olur. Bu aşamada, sinterlemeden önce numuneye yakın net bir şekil ve belirli bir yoğunluk vermek ana amaçtır. Sinterlemenin etkili olabilmesi için parçacıkların yakın teması gerekir. Ancak sinterleme işleminin neden olabileceği, istenen nihai ürün özelliklerine ulaşabilmesi için olası boyut değişikliklerini göz önünde bulundurmak da önemlidir (Upadhyaya, G. S. (1997).

Basit şekillendirilmiş ürünlerin üretimi için kalıp sıkıştırması tercih edilirken, karmaşık 3 boyutlu ürünler elde etmek için enjeksiyonlu kalıplama kullanılır. Teller gibi uzun, ince nesnelere ekstrüzyonla sıkıştırılır ve ısı alıcıları gibi düz nesnelere bant dökümü ile şekillendirilir (German, R. M. 2014). Seçilen yöntem, numune boyunca yoğunluk dağılımını belirlediği için nihai ürünün özelliklerini doğrudan etkiler. Daha az yoğun bölgeler daha fazla sinterleme büzülmesi yaşar. İzostatik olarak preslenmiş parçalar, tek eksenli preslenmiş parçalara kıyasla homojen bir yoğunluk dağılımına sahiptir.

0.05 MPa'dan düşük basınçlarda, elastik deformasyon parçacıkların temas noktalarındaki basınçla başlar. Basınç arttıkça, parçacıklar yeniden düzenlenir ve kayar, bu da gittikçe daha fazla temas noktası ve alanına neden olur ve plastik deformasyona neden olur. Yeniden düzenleme işleminin sonunda, basınç temas alanlarından gözeneklere malzeme akışını tetikleyerek yoğunlaşmaya ve deformasyon sertleşmesine başlar. Sıkıştırma kaldırıldığında, sistem elastik olarak gevşetir (German, R. M. 1994). Elde edilen yarı hazır, zayıf bağlanmış, karışmayan kütleyle "yeşil" kompakt veya preslenmiş çubuk denir ve sıkıştırma sonrası yoğunluk "ham" yoğunluktur (ASTM International (c. a.), 2013).

4.1.1.3. Sinterleme

Sinterlemede temel mekanizma, partiküllerin sahip oldukları yüzey enerjilerinin düşürülmesidir. Yapı içerisindeki atomların yapmış oldukları gelişigüzel hareketler ile mikroyapıda bulunan boşluklar giderilir (German R.M., 2007).

Şekillendirme işleminin ardından yapı içerisindeki taneler birbirleri ile temas halindedir. Sinterleme işlemi ile birlikte temas halindeki tanelerin arasında bağ oluşumu meydana gelir ve zamanla her bir temas noktasında tane sınırı oluşmaya başlar. Sinterleme işlemi sonucunda temas halindeki iki partikülün birleşmesi sonucu 1,26D çapında bir partikül meydana gelir (Şekil 2.9) (German R.M., 2007).

Sinterleme 3 aşamadan oluşmaktadır. İlk aşamada tanelerin birbirleri ile temas ettikleri noktalarda boyun oluşumu meydana gelmektedir. Taneler arasındaki boyun, dış bükey bölgede bulunan atomlar tarafından doldurulur ve zamanla büyür. Boynun büyümesi sonucunda sinterleme hızı azalır. İkinci aşamada yapıda bulunan gözenekler yuvarlaklaşırken, taneler arasındaki boyunlar birbirleri ile etkileşime girecek kadar büyümüştür. Bu aşamada gözenekler dışarıya açık vaziyettedir. Zamanla tanelerin büyümesi ve gözeneklerin küçülmesi görülür. Sinterlemenin son aşamasında, yapıda bulunan gözenekler küreselleşmiş ve dışarı ile teması kesilmiştir. Yapıda bulunan gözenekler, tane sınırı oluşumunu zorlaştırmaktadır. Son aşamada gözenek sayısının azalması ile birlikte tane büyümesi hızlanmaktadır (German R.M., 2007).

BÖLÜM 5. ÇALIŞMA PROGRAMI

5.1. Materyal

Bu çalışmada 5 mikron Ti tozu ve 45 mikron HA tozu kullanılmıştır. Değişen oranlarda kompozit toz karışımı elde etmek amacıyla Ti içerisine ağırlıkça %5, %10 ve %15 oranında HA tozu eklenerek karışımlar elde edilmiştir.

5.2. Yöntem

5.2.1. Kullanılan araç-gereçler

Çalışmada kullanılan başlıca ekipmanlar Hassas terazi, WAB Turbula mikser (System schatz Willy A. BACHOFEN AG MASCHINENFABRIK- Basel İsviçre type: T2F Nr: 071069), MSE manuel pres model: LPM2_S20 seri no: 271120151500 Gebze/KOCAELİ, sinterleme fırını olarak Protherm Furnace 1600 °C ısıtma/soğutma hızı: max 5°C/dk model: PTF 16/50/450 serial no: 0901001 Power: 6600 W, Voltage : 380/220 V, Current: 22 A, Frequency: 50/60 Hz, Fuse: 2 A'dir, numuneleri zımparalamak ve parlatmak için Metaserv 2000 Grinder/Polisher ve Buehler Metaserv Grinder/Polisher cihazı kullanıldı ve numunelerden mikroyapı görüntüsü almak amacıyla Nikon model Eclipse L150 100-240 V 2,4 A 50/60 Hz Made in Japan 611370 no'lu Optik mikroskop kullanıldı.

5.2.2. Kullanılan kimyasal çözeltiler

Çalışmada kullanılan kimyasal madde numunelerin dağlanması için Kroll Çözeltisi hazırlanmıştır.

1-3 ml HF, 2-6 ml HNO₃, 1000 ml saf su kullanılarak hazırlanmıştır.

5.3. Analizler

5.3.1. Hazırlanan kompozit tozlarının karıştırılması

Değişen oranlarda kompozit toz karışımı elde etmek amacıyla Ti içerisine ağırlıkça %5, %10, %15 oranlarında HA eklenmiş ve homojen bir karışım elde etmek amacıyla Turbula mikser karıştırıcıda 2 saat karıştırılmıştır.



Şekil 5.1: Kompozit bileşimlerinin hazırlanmasında kullanılan karıştırıcı Turbula Mikser

5.3.2. Kompozit toz karışımlarının kompaktlanması

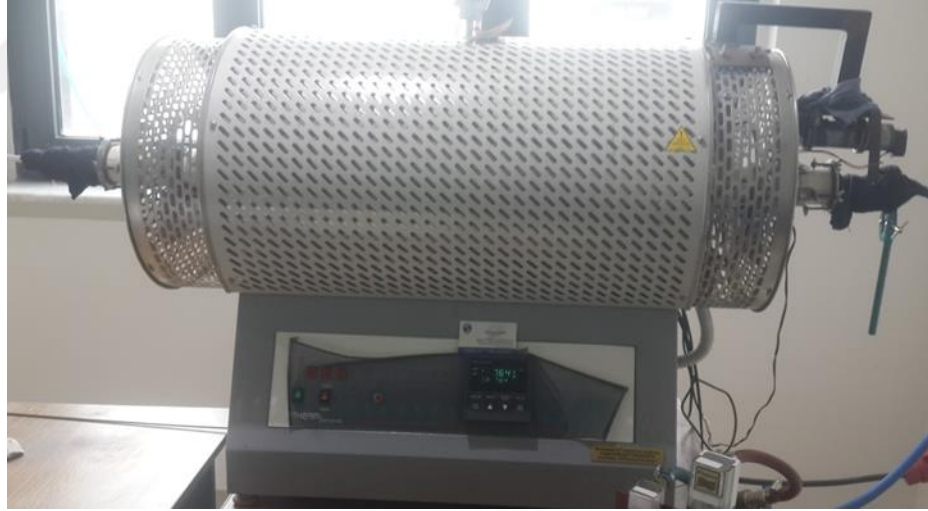
Elde edilen karışım standartlara uygun olarak hazırlanan kalıplarda 45 MPa basınç altında kompaktlanmıştır.



Şekil 5.2: Homojen kompozit toz karışımlarını kompaktlamak için kullanılan manuel presleme cihazı

5.3.3. Kompaktlanan numunelerin sinterlenmesi

Kompaktlanan numuneler 800, 1000, 1200 °C sıcaklıklarında Protherm Furnace marka tüp fırında Argon atmosferinde 5°C/dk hızda 2 saat süreyle sinterlenmiştir.



Şekil 5.3: Protherm marka argon atmosferli tüp fırını

5.3.4. Sinterlenen numunelerin zımparalanması ve parlatılması

Sinterlenen numuneler 120 gridlik zımparadan başlayarak 1200 gridlik zımpara kağıdıyla zımparalanmıştır. Zımpralanan numunelere solüsyon ve keçe yardımıyla parlatma işlemi yapılmıştır.



Şekil 5.4: Metaserv 2000 grinder/polisher zımparalama cihazı ve buehler metaserv grinder/polisher parlatma cihazı

5.3.5. Zımparalanan numunelerin mikroskop görüntülerinin alınması

Zımparalanan numuneler Kroll çözeltisiyle dağlandı. Dağlanan numunelerin Nikon Eclipse optik mikroskobu yardımıyla farklı büyütmelerde mikroyapı görüntüleri alınmıştır.



Şekil 5.5: Nikon model Eclipse L150 optik mikroskobu

5.3.6. Termal analiz testi

Termal analizler, pres sonrası Ti-10HA kompozit numunesine uygulanmıştır, Ar atmosferinde oda sıcaklığından 1200°C'ye kadar 10°C/dk ısıtma hızı ile gerçekleştirilmiştir.

5.3.7. Nanoindentasyon testi

Nanoindentasyon testi için Orta Doğu Teknik Üniversitesinden hizmet alımı yapılmıştır. Nano İndentasyon testi uygun bir indenter kullanılarak örnek yüzeyine dik olacak şekilde belirlenen bir maksimum değere kadar yük uygulanır ve bu maksimum yük değerine ulaştıktan sonra tekrar dereceli olarak geri yükleme yapılır. Yükleme ve geri yükleme sonucu elde edilen YÜK (N) – DERİNLİK (nm) eğrileri analiz edilerek numunenin mekanik özellikleri belirlenir.

Nanoindentasyon yük aralığı: 0,1 mN – 400 mN

İndenter tipi: Berkovich olarak kullanılmıştır.

5.3.8. Korozyon testi

1000°C'de sinterlenen Ti-(0,5,10,15)HA numuneleri için korozyon testleri gerçekleştirilmiştir. Korozyon davranışlarının tespiti için potansiyodinamik polarizasyon tekniği kullanılmıştır. Elektrokimyasal korozyon testleri için öncelikle her bir numunenin yüzeyi zımparalanıp, parlatılmıştır. Ardından numunelerin 1 cm²'lik alanları elektrolite maruz kalacak şekilde, elektrolite maruz kalınmayacak kısımları oje sürülerek izole edilmiştir. Elektrolit olarak yapay vücut sıvısı (SBF, 7,4 pH) hazırlanmıştır. Test numunesi, platin tel ve doymuş kalomel elektrot sırası ile çalışma elektrotu, karşıt elektrot ve referans elektrot olarak kullanılmıştır. Her numunenin SBF ortamına daldırılmasından 1800sn süre ile açık devre potansiyelleri (OCP) kaydedilmiştir. Ardından potansiyodinamik polarizasyon testlerine geçilmiştir. Potansiyodinamik polarizasyon testleri, Gammry potansiyostatı tarafından -2V ile +1,5V aralığında, 5mV/s tarama hızında gerçekleştirilmiştir.

BÖLÜM 6. ARAŞTIRMA BULGULARI

6.1. Sinterleme Öncesi ve Sinterleme Sonrası Numunelerin Yoğunluk Değişimi

Tablolardaki yoğunluk değerlerine göre sinterleme sıcaklığı arttıkça yoğunluk değerlerinde de artış olduğu gözlemlendi. Ayrıca Ti tozuna HA tozunun ilave oranı arttıkça yoğunluklarda azalma olduğu görüldü. En yüksek yoğunluk 1200°C 'de 2 saat sinterlenen Ti-5HA kompozitinde görülmüştür. Ti, Ti-5HA, Ti-10HA ve Ti-15HA malzemelerinin sırasıyla teorik yoğunlukları 4,506 g/cm³, 4,41 g/cm³, 4,32 g/cm³ ve 4,23 g/cm³'tür. Sinterleme sıcaklığı arttıkça tüm numunelerin relatif yoğunluklarında artış gözlenmiştir. 1200°C sinter sıcaklığı için Ti, Ti-5HA, Ti-10HA ve Ti-15HA malzemelerinin sırasıyla porozite değerleri; %9, % 36, % 43 ve % 45 ölçülmüştür. HA ilavesi kompozitin sinterlenebilme kabiliyetini düşürmüştür. 1200°C'de sinterlenen Ti ve Ti-5HA malzemelerinin yoğunlukları kortikal kemik ile uyumludur.

Tablo 6.1: Sinterleme öncesi numunelerin yoğunluk değerleri

Sinterleme Öncesi Yoğunluklar (g/cm ³) (P: 45 MPa)			
Titanyum	2,083	2,087	2,067
Ti-5HA	2,091	2,101	2,113
Ti-10HA	2,156	2,165	2,128
Ti-15HA	2,0969	2,136	2,151

Tablo 6.2: Sinterleme sonrası numunelerin yoğunluk değerleri

Sinterleme Sonrası Yoğunluklar (g/cm ³) (P: 45 MPa)				
Sıcaklık	Ti	Ti-5HA	Ti-10HA	Ti-15HA
800°	2,60	2,32	2,31	2,31
	2,51	2,30	2,31	2,31
	2,526	2,34	2,34	2,30
1000°	4,12	2,31	2,33	2,33
	3,83	2,32	2,34	2,31
	3,53	2,37	2,35	2,32
1200°	4,06	2,79	2,52	2,34
	4,17	2,81	2,52	2,34
	4,11	2,81	2,54	2,29

6.2. Sinterleme Sonrası Numunelerin Hacim Değişimi

Aşağıdaki tabloda numunelerin sinterleme sonrası sıcaklıklara göre hacim değişimi verilmiştir. Sonuçlara bakıldığında en yüksek hacim değişimi 1200 °C de 2 saat sinterlenen saf Ti numunesidir. En az değişim ise 1000 °C de 2 saat sinterlenen Ti-15HA numunesidir. HA oranı arttıkça büzülme oranının azaldığını göstermektedir.

Tablo 6.3: Biyokompozit numunelerin hacim değişimi

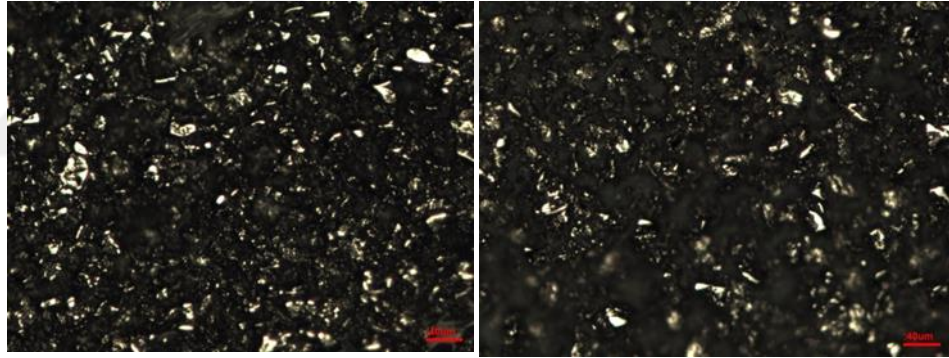
Numuneler	Sinterleme öncesi hacim (cm^3)	Sinterleme Sıcaklığı (°C)	Sinterleme sonrası hacim (cm^3)	Hacim değişimi (cm^3)
Ti	2,386076		1,947806	0,43827
Ti-5HA	2,342228		2,165537	0,176691
Ti-10HA	2,313627	800	2,175861	0,137766
Ti-15HA	2,331327		2,191054	0,140273
Ti	2,398094		1,314658	1,083436
Ti-5HA	2,371239	1000	2,160217	0,211022
Ti-10HA	2,301744		2,166832	0,134912
Ti-15HA	2,263366		2,182704	0,080662
Ti	2,354812		1,218060	1,136752
Ti-5HA	2,350128	1200	1,737076	0,613052
Ti-10HA	2,343371		1,962472	0,380899
Ti-15HA	2,376182		2,127683	0,248499

6.3. Kompozit Numunelerin Mikroyapı Karakterizasyonu

Şekil 6'da sinterlenen numunelerin optik mikroyapıları görülmektedir. Titanyumun tek fazlı görüntüsü XRD sonuçlarını doğrulamaktadır. Sinter sıcaklığı ve hidroksiapatit miktarının değişimi morfoloji üzerinde önemli bir değişikliğe neden olmamıştır. Hidroksiapatit partiküllerinin eşit dağılımı şekil 6.2 – 6.4 arasında gözlemlenmiştir. Hidroksiapatit gevrek özelliğe sahip olduğundan metalografik hazırlık aşamasında Titanyum partikülleri arasındaki bazı oluşan fazların ayrıldığı tahmin edilmektedir.

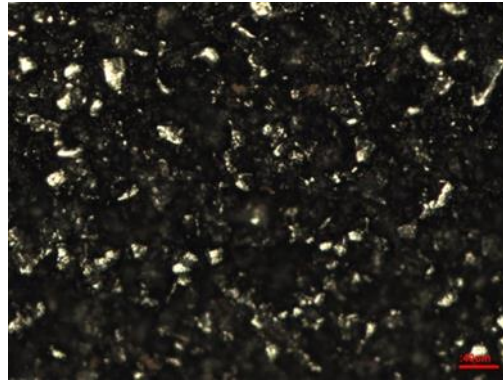


Şekil 6.1: 1000 °C'de 2 saat süreyle sinterlenmiş Ti mikro yapısının görüntüsü (100x büyütme)



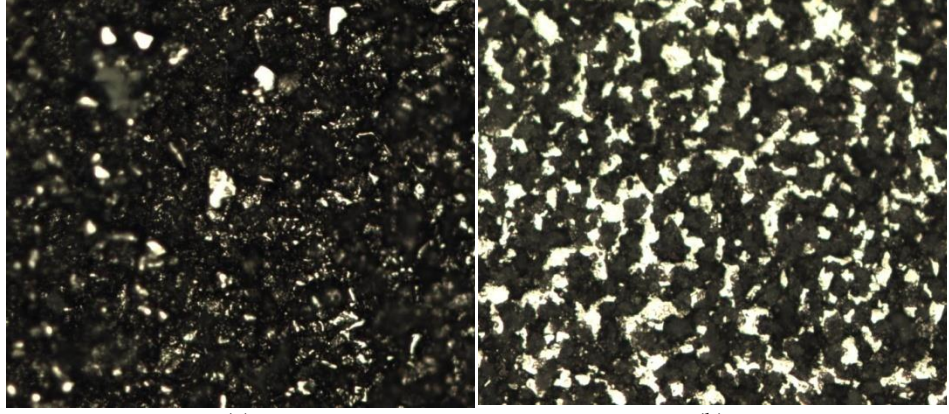
(a)

(b)



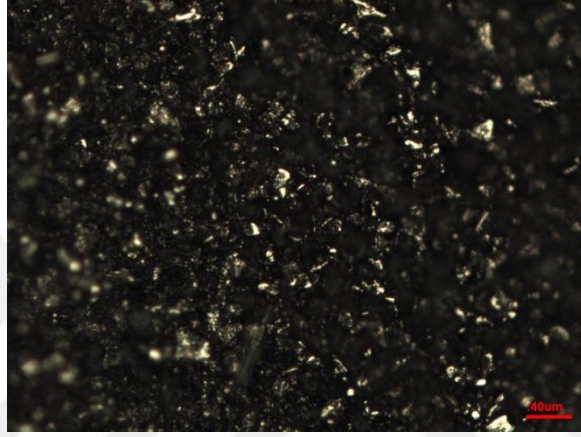
(c)

Şekil 6.2: 800 °C de 2 saat sürede sinterlenen (a) Ti-5HA, (b) Ti-10HA, (c) Ti-15HA biyokompozitlerinin mikroskop görüntüleri (100x büyütme)



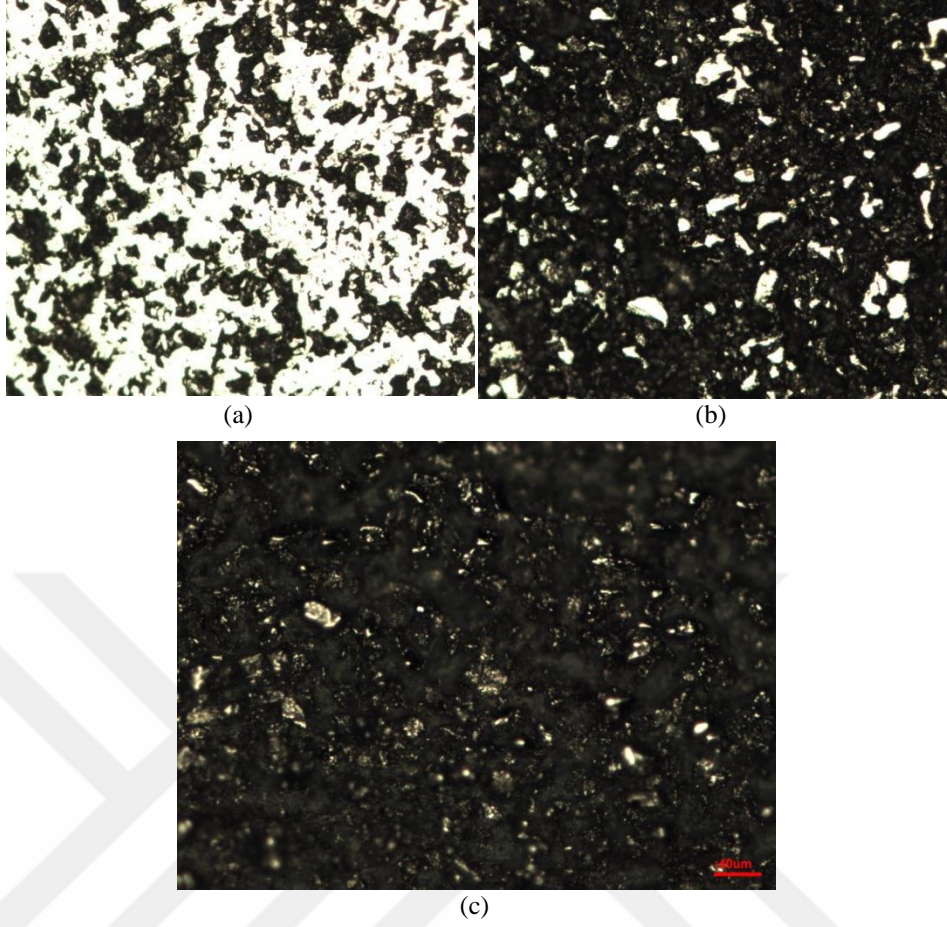
(a)

(b)



(c)

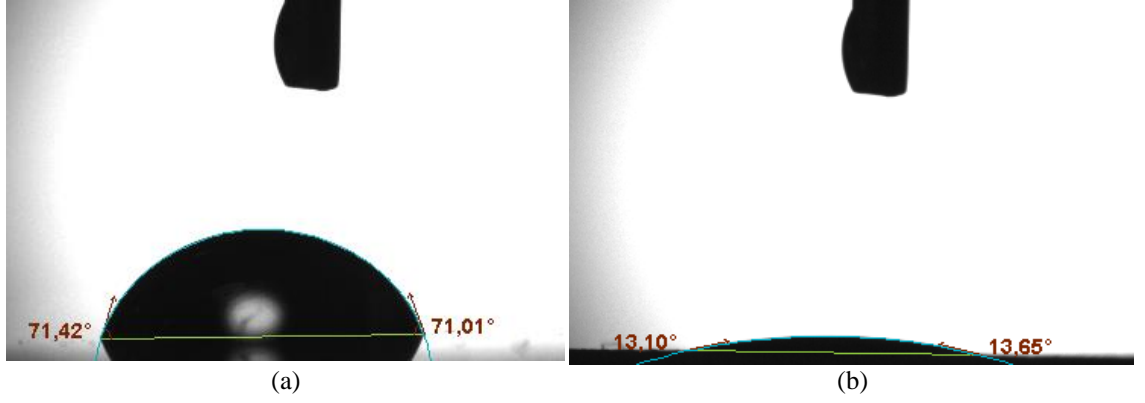
Şekil 6.3: 1000 °C’de 2 saat sürede sinterlenen a) Ti-5HA, b) Ti-10HA, c) Ti-15HA biyokompozitlerinin mikroskop görüntüleri (100x büyütme)



Şekil 6.4: 1200 °C’de 2 saat sürede sinterlenen a) Ti-5HA, b) Ti-10HA, c) Ti-15HA biyokompozitlerinin mikroskop görüntüleri (100x büyütme)

6.4. Kompozit Numunelerin Temas Açısının Ölçümü

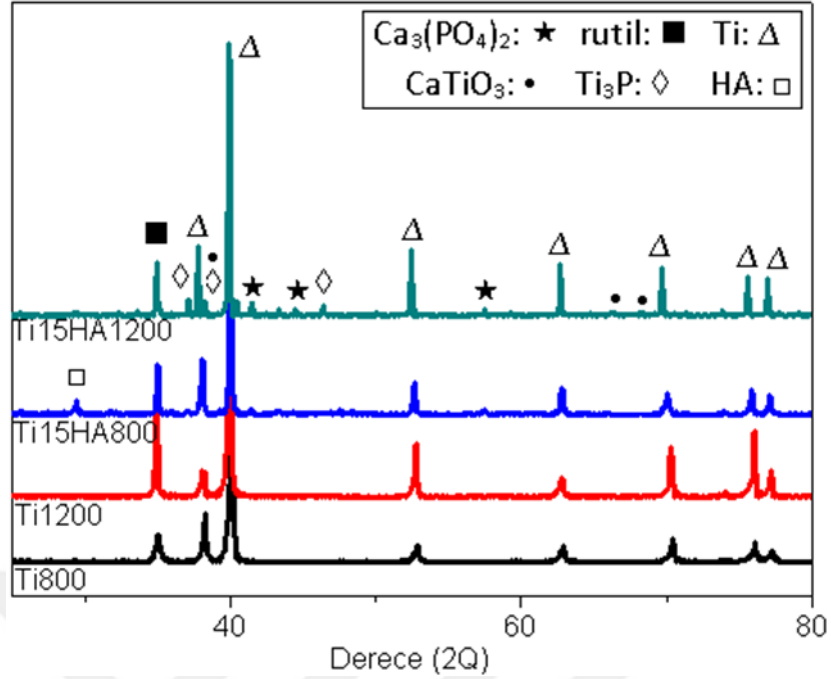
Şekil 6.5. a)’da Ti’nin ıslatma açısı 71° derece bulunmuştur. Şekil 6.5.b’de ise ıslatma açısı 13°’ye inmiştir. Bu sonuçlar dikkate alındığında Ti-15HA’daki HA’nın hidroksil grupları yüzey enerjisini arttırıp, ıslanabilirliğini arttırmıştır. Islanabilirliğin artması yüzeye protein ve/veya osteoblast adsorpsiyonu için olumludur. Test edilen numunelerin temas açılarını kıyaslamak için her ikisi de 1000° C’de 2 saat süreyle 5 C/dk hızla sinterlenmiştir.



Şekil 6.5: 1000 °C’ de 2 saat sürede sinterlenen a) Ti ve b) Ti-15HA kompozitlerinin temas açısı analiz görüntüleri

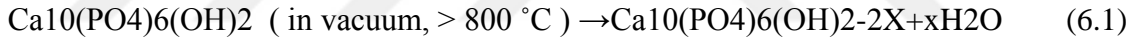
6.5. Kompozit Numunelerin XRD Paternleri

XRD analizine göre; Sinterlenmiş titanyum numunelerinde α -Ti ve TiO₂ fazları tespit edilmiştir. Ti15HA800 kompozitinde bu fazların yanısıra HA ve trikalsiyum fosfat ayrışma fazı gözlenmiştir. Ti15HA1200 numunesinde ise sıcaklık artışı ile çeşitli reaksiyonlar sonucunda Ti₃P, CaTiO₃ fazları da meydana gelmiştir. Literatürde de bu sonuçlar ile uyumlu bulgular tespit edilmiştir, kalsiyum titanat fazının 1000°C’üzerinde kararlı olabileceği rapor edilmiştir. Bu fazların oluşumları aşağıdaki reaksiyonlar ile açıklanmıştır.



Şekil 6.6: 800 °C ve 1200 °C’ de sinterlenen Ti ve Ti-15HA’nın XRD paternleri

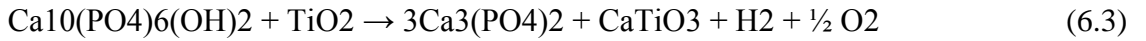
İlk olarak sıcaklık artışı ile hidroksiapatit bir hidroksil zincirini kaybeder.



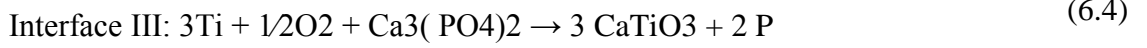
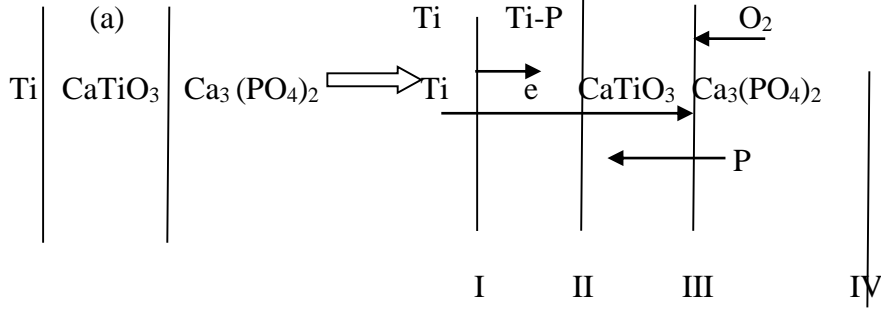
H₂O, titanyumu oksitler,



Ayrıca titanyum partikülleri yüzeyinde oluşan rutil filmi ile HA arasında reaksiyon meydana gelir ve kalsiyum titanat ve β-trikalsiyum fosfat oluşur.

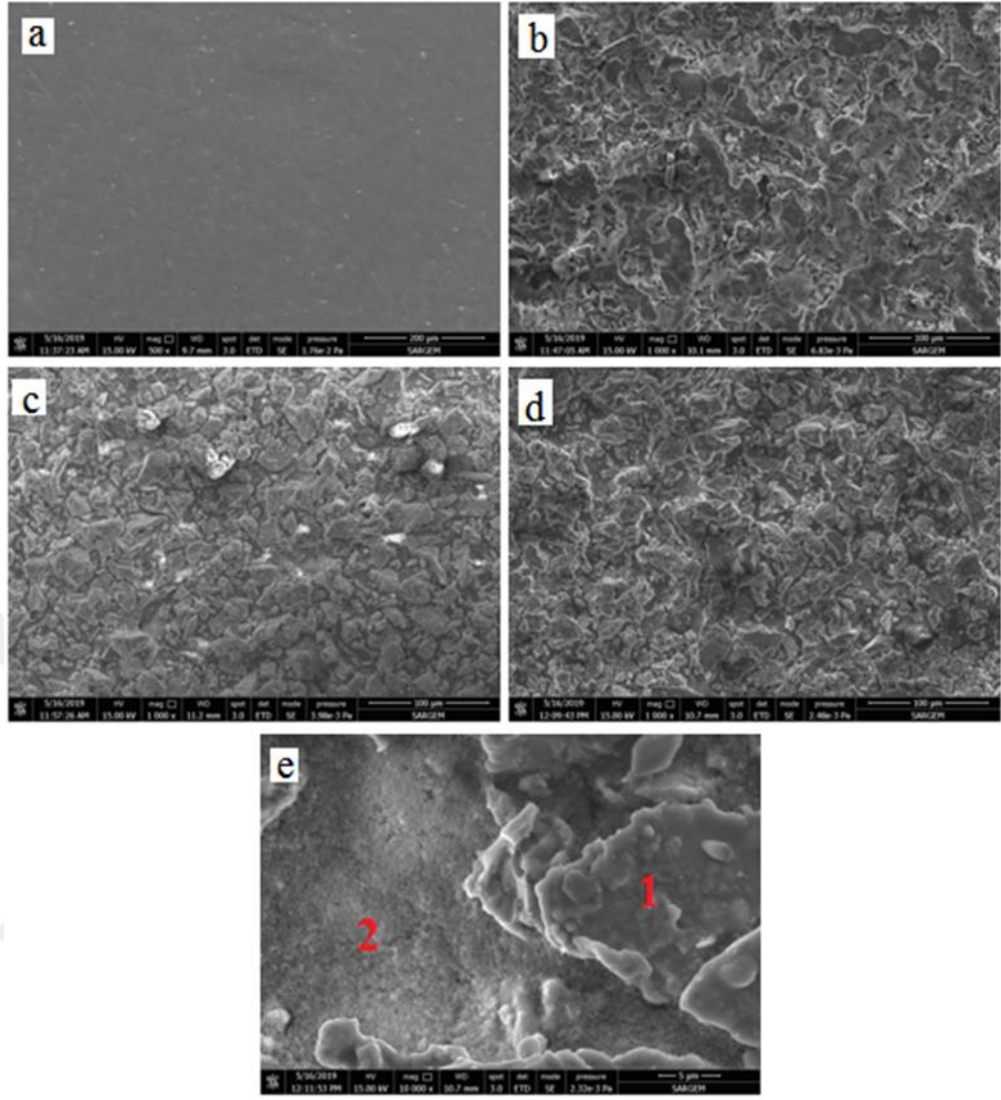


Titanyum, kalsiyum titanat filmi ile kaplandığı için, Ti_xPy fazının oluşumu sadece titanat filmi boyunca Ti ve P’un katı hal difüzyonu ile gerçekleşebilir. Titanyum, trikalsiyum fosfat ve gözeneklerde bulunan oksijen ile reaksiyona girerek kalsiyum titanatı oluşturur. Bu reaksiyon fosfor (P) yayılımı sağlar, bu, Ti_xPy fazları oluşturmak üzere II arayüzüne yayılma eğilimindedir.

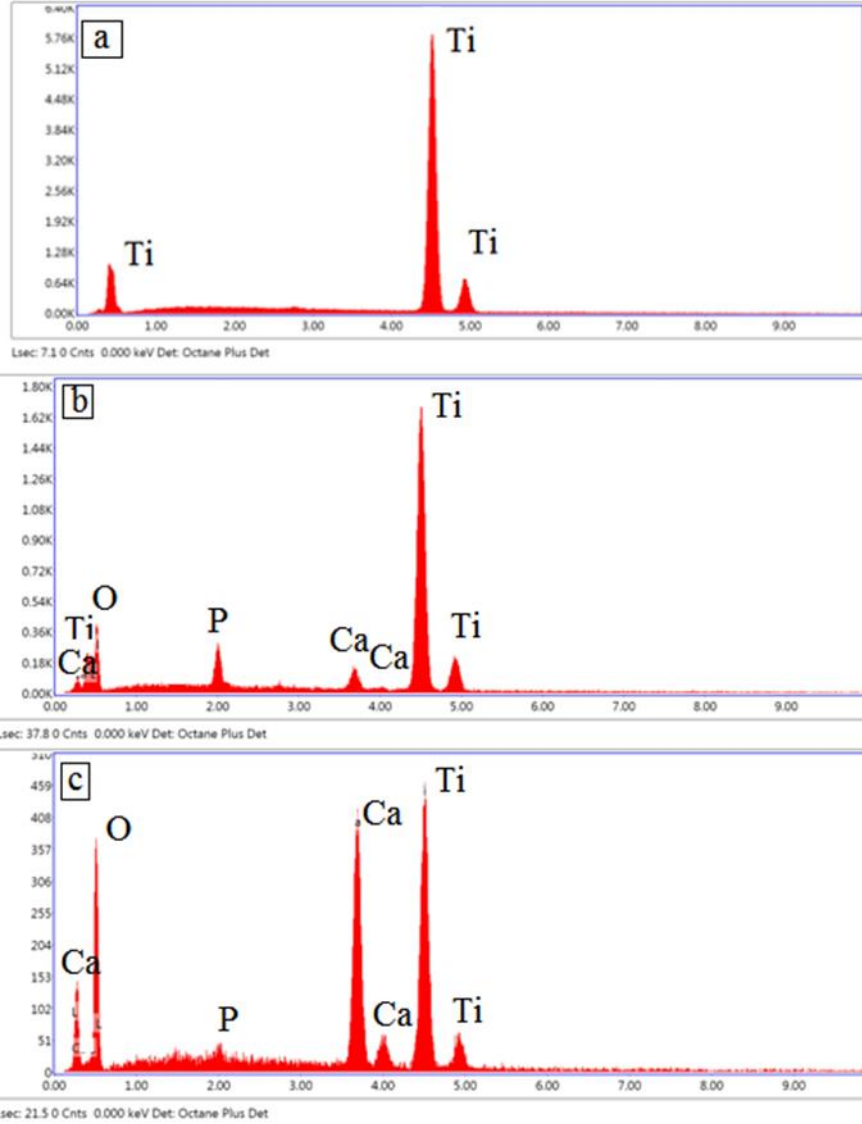


6.6. Kompozit Numunelerin Fesem Görüntüleri ve EDS Analizleri

Sinterlenmiş Ti'nin tek fazlı morfolojisi varken, Ti-HA kompozitlerinin XRD analizlerinde de belirtildiği gibi farklı fazları vardır ve mikroyapı görüntüleri birbirlerine benzerdir. Şekil 6.7.e'deki Ti15HA'nın 10000x büyütmedeki görüntüsünde görüldüğü gibi, Ti-HA kompozitlerinde 2 farklı morfolojiden oluşan bölge gözlenmiştir. 1 nolu bölge Ti'ce zengin ve Ti_xP_y fazına sahip bölgeyi temsil ederken, bu partüküller arasındaki 2 nolu bölgede ise Ca ve O içeriği artmıştır, trikalsiyum fosfat fazı hakimdir. FESEM incelemeleri, XRD analizi sonuçlarını doğrulamaktadır.



Şekil 6.7: 1000°C'de sinterlenen a) Ti, b) Ti5HA, c) Ti10HA, d) Ti15HA (1000x), e) Ti15HA (10000x) numunelerin FESEM görüntüleri

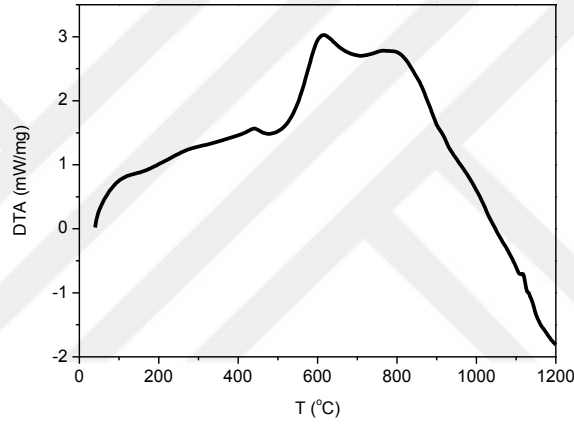


Şekil 6.8: 1000°C’de sinterlenen a) Ti’nin, b) Ti15HA’nın (şekil 6.7.e, 1nolu bölge) ve c) Ti15HA’nın (şekil 6.7.e, 2nolu bölge) EDS analizleri

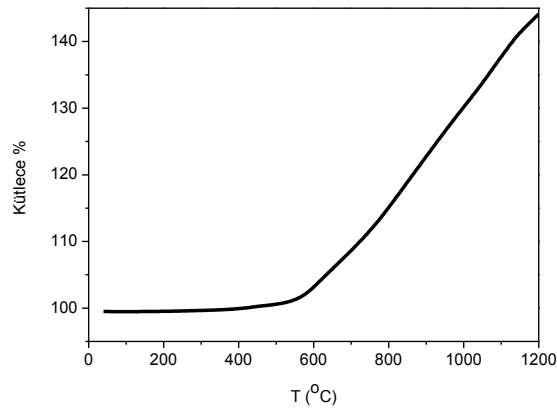
6.7. Termal Analiz Sonuçları

Şekil 6.9. Ti-10HA kompozitinin termal analizini göstermektedir. 800°C’ye kadar gözlemlenen pikler, esasen ortam içinde kalan havanın neden olduğu titanyum oksidasyonundan ileri gelir. Oksidasyonun gerçekleştiği şekil 6.10’da TGA analizindeki sıcaklığa bağlı ağırlık artışı ile de kanıtlanmıştır. Termal analiz sırasında, ekipman bir vakum gerçekleştiremediğinden, test öncesi hava, yüksek saflıkta bir argon akışı ile değiştirilmiştir. Bu prosedürde havanın tamamen ortadan kaldırılması muhtemel değildir.

Yaklaşık 440 ° C'de rutil çekirdeklenmeye başlar ve daha sonra oksit filmi anataz ve rutil alt katmanlardan oluşur. 800 ° C'deki pik, anatazın artık kararlı olmadığını, rutile çevrildiğini belirtir, ki bu 730 ° C'nin üzerindeki tek kararlı oksittir. Ti-HA kompozitleri ile ilgili daha önce de yapılmış termal analiz çalışmalarında 800° sonrasındaki pikler HA ayrışması ile ilişkilidir. Şekil 6.9.'da yaklaşık 1100°C'deki ekzotermik pik HA'nın β -TCP'ye dönüştüğünü bildirir. Özet olarak termal analiz bulguları XRD analizi sonuçlarını doğrulamıştır. Trikalsiyum fosfat oluşumu, 1000°C ve üzeri sıcaklıklarda Ti_xPy ve $CaTiO_3$ fazlarının oluşumunun habercisidir.



Şekil 6.9: Tİ-10HA kompozitnin Diferansiyel Termal Analiz Grafiği



Şekil 6.10: Tİ-10HA kompozitnin termogravimetrik analizi

6.8. Kompozit Numunelerin Nanoindentasyon Test Sonuçları

Biyokompozitlerin mekanik özellikleri tablo 6.4.'te verilmiştir. Ti'ye HA ilavesi ve sinterleme sıcaklıklarının değişimi, mekanik özellikler üzerinde etkili olmuştur. Özellikle 1000 °C'de sinterlenen Ti-5HA ve Ti-10HA kompozitlerinin elastik modülleri, kortikal kemiğin elastik modülüne yakın elde edilmiştir. Tablo 6.4.'te görüldüğü gibi genel olarak HA ilavesi ile mekanik özellikler azalmıştır. Bu eğilim literatür ile uyumludur. Bunun nedeni olarak; düşük ısı ve elektrik iletkenliğe sahip HA ilavesinin boyun oluşumunu etkilediği düşünülebilir, ayrıca Ti ve HA'nın termal genleşme farklılıkları diğer bir nedendir. Buna ilave olarak, HA'nın ayrışması ve HA ile diğer partiküller arasındaki reaksiyon nedeniyle oluşan yetersiz yoğunlaşma da mekanik özellikleri düşürmüştür.

Tablo 6.4: Kompozit numunelerin elastik modül ve sertlik değerleri

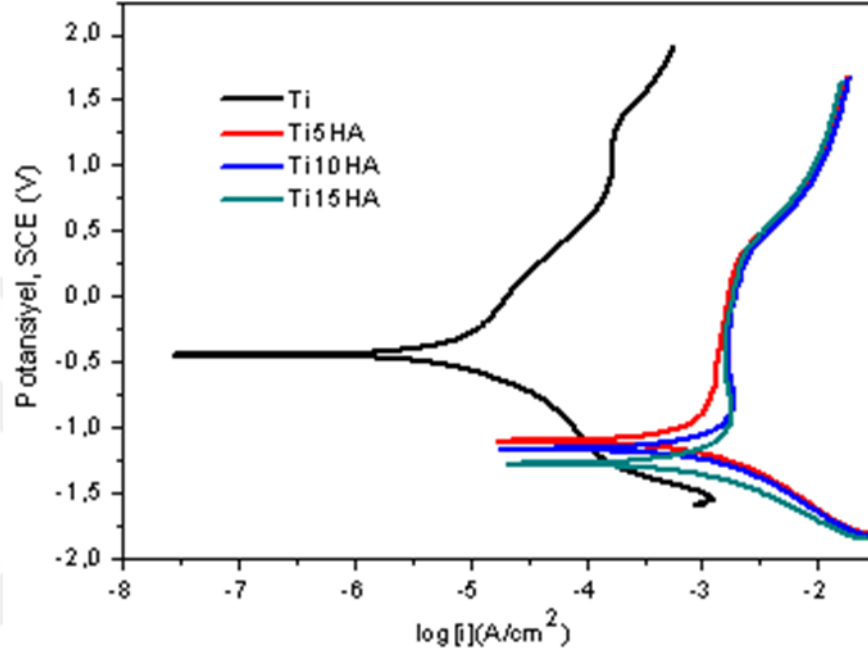
Sinterleme Sıcaklığı (°C)	Mekanik Özellikler	Ti	Ti-5HA	Ti-10HA	Ti-15HA
800	Sertlik (MPa)	5448	4999	4076	3722
	Elastik Modül (GPa)	83	80	48,5	55
1000	Sertlik (MPa)	6637	3756	1496	4221
	Elastik Modül (GPa)	120	44,4	35	71
1200	Sertlik (MPa)	6917	6225	5383	5105
	Elastik Modül (GPa)	129	119	83	75

6.9. Kompozit Numunelerin Korozyon Test Sonuçları

Şekil 6.11.'de farklı HA içeriğindeki Ti-HA kompozitlerinin ve Ti'nin SBF içindeki potansiyodinamik polarizasyon davranışı değişiklikleri görülmektedir. Her bir numune için anodik aktif bölgede korozyon gerçekleştikten sonra, pasifleşme oluşmuştur. Kompozitlerdeki HA içeriği korozyon dirençlerini etkilemiştir. HA içeriği arttıkça, korozyon artışına bağlı olarak, elektrolite maruz kalan yüzey alanı artmıştır ve bunun sonucunda korozyona daha duyarlı yüzey oluşmuştur. Poroz yüzeyler üzerinde oluşan oksit tabakaları kararsızdır. Şekil 6.11'de görüldüğü gibi Ti-HA alaşımlarında HA içeriği arttıkça korozyon akım yoğunluğu (I_{corr}) artarken, korozyon potansiyeli (E_{corr})

düşmüştür. Özellikle korozyon akım yoğunluğunun artması, polarizasyon direncinin düşmesi anlamına gelir (eşitlik 6.6.). Bulunan sonuçlar literatür ile uyumludur.

$$i_{corr} = (\beta_a \cdot \beta_c) / [2,303 \cdot (\beta_a + \beta_c) \cdot R_p] \quad (6.6)$$



Şekil 6.11: Kompozit Numunelerin Potansiyodinamik Polarizasyon Eğrileri

BÖLÜM 7. GENEL SONUÇLAR VE ÖNERİLER

7.1. Sonuçlar

Titanyuma %5-15 oranlarında hidroksiapatit ilavesi çalışılmıştır. Bu amaçla kompozit malzemeler geleneksel toz metalürjisi yöntemi ile üretilmiştir. Elde edilen sonuçlar şu şekilde özetlenebilir;

Sinterleme sıcaklığının 800°C'den 1200°C'ye artışı ile tüm numunelerin yoğunluğu artmıştır. En yüksek yoğunluk değeri 1200°C'de sinterlenen Ti'de elde edilmiştir (%91 relatif yoğunluk). Ti'ye HA ilave edildikçe sinterlenebilme kabiliyeti azalmıştır ve porozite değerlerinde artış görülmüştür. Numunelerdeki porozite artışı, implantasyon sonrası yeni oluşan kemiklerin içe gelişimine, vücut sıvısı ve besinlerin geçişine imkan tanır. Fakat porozite artışı korozyona karşı daha hassas bir yüzey oluşturur.

Ti ve Ti-15HA numunelerinin XRD incelemelerine bakıldığında her numune için, α -Ti fazının yanında, TiO₂ fazı tespit edilmiştir. Ayrıca, 800 °C'de sinterlenen numunelerde HA ayrışmaya başlamıştır. HA fazının yanında trikalsiyum fosfat ve titanyum fosfat fazlarına rastlanmıştır. 1200 °C'de sinterlenen numuneye bakıldığında ise HA tamamen yok olmuştur. Ayrışma fazı olarak trikalsiyum fosfat ve Titanyum fosfat fazları görülmektedir. Termal analiz sonuçlarına bakıldığında literatürde olduğu gibi HA'nın 800 °C' den sonra ayrıştığını göstermektedir. Yaklaşık 1100°C'deki ekzotermik pik HA'nın β -TCP'ye dönüştüğünü bildirir. Termal analiz bulguları XRD analizi sonuçlarını doğrulamıştır. Trikalsiyum fosfat oluşumu, 1000°C ve üzeri sıcaklıklarda TixPy ve CaTiO₃ fazlarının oluşumunun habercisidir.

FESEM görüntüleri incelendiğinde Ti'un tek fazlı morfolojisinin yanı sıra Ti-15HA'nın Ti açısından zengin ve TixP fazına ait bölgenin yanı sıra Ca ve O'den oluşan trikalsiyum fosfat fazı bulunmaktadır.

Ti'nin sinterlenmiş mikroyapısı tek fazlıdır ve literatür ile uyumludur. Oluşturulan Ti-HA kompozitlerin mikroyapılarında homojen olarak HA partiküllerinin dağıldığı, fakat sinterlenmenin yeteri kadar iyi olmadığı görülmüştür.

Ti'ye HA'nın ilave edilmesiyle mekanik özellikler genel olarak azalmıştır. Buna neden olarak HA'nın ısı ve elektrik iletkenliğinin düşük olması görülebilir. Ayrıca Ti ve HA'nın termal genleşme farklılıkları da mekanik özellikleri düşürmesinin nedenlerindedir.

Korozyon analizine bakıldığında Ti'a HA ilave edildiğinde parçanın korozyona uğrama oranı artmaktadır. HA ilavesi porozite artışına neden olması yüzey alanını arttırdığı için korozyon direncinin düşmesine yol açar.

Ti ve Ti-15HA numuneleri için yapılan temas açısı testine göre; Ti'ye HA ilavesi ile yüzey hidrofobik özellikten, hidrofilik özelliğe değişmiştir. Bu değişim protein ve osteoblast hücreleri adhezyonu ve gelişimi için olumludur.

7.2. Öneriler

Sonraki yapılacak Ti-HA kompoziti çalışmalarında vücut ortamındaki davranışını yorumlamak için SBF ortamında bekletme, hücre testi, antibakteriyel test vb. testler önerilebilir. Ayrıca mekanik özelliklerin incelenmesi yapılacak aşınma testi ile genişletilebilir.

KAYNAKLAR

- Ajami, E., Aguey–Zinsou, K.F., *Calcium Phosphate Growth at Electropolished Titanium Surfaces*, Journal of Functional Biomaterials, p. 327–348, 3 2012.
- Alfred T. SİDAMBLE. (2014). Biocompatibility Of Advanced Manufactured Titanium Implants – A Review. Materials, 8168 – 8188.
- Amir ARİFİN vd. (2014). Material Processing of Hydroxyapatite and Titanium alloy (HA/Ti) composite as implant materials using powder metallurgy: A Review. Materials and Design, 165-175.
- ASTM International (c. a.). (2013). Standard Terminology of Powder Metallurgy, Designation: B243 – 13. ASTM International. Retrieved March 8, 2016, from <https://www.astm.org/Standards/B243.htm>
- Ayhan H., 2002 *Biyomalzemeler*, Bilim ve Teknik, Temmuz 2002, 2-11
- Corno, M., Busco, C., Civalieri, B. and Ugliengo, P., *Periodic ab initio study of structural and vibrational features of hexagonal hydroxyapatite Ca10(PO4)6(OH)2*, Phys. Chem. Chem. Phys., 8, p. 2464–2472, 2006.
- D. Baehre vd. (2016). Electrochemical Dissolution Behaviour of Titanium Based Alloys in Different Electrolytes. Procedia Dergisi, 137-142.
- Debelian, Gilberto, (2016). The Use of Premixed Bioceramic Materials in Endodontics. Giornale Italiano Di Endodonzia, 70-80.
- Dinesh RAGURAJAN vd., (2018). Advanced 3Y – TZP Bioceramic Doped With Al₂O₃ and MnO₂ Particles Potentially For Biomedical Applications: Study On Mechanical and Degradation Properties. Journal Of Materials Research and Technology, 432-442.
- Evcin, A., Kepekçi, D.B., Barut İ., *Hidroksiapatit Tozlarının Plazma Sprey Yöntemiyle Paslanmaz Çelik Üzerine Kaplanması*, 5. Uluslararası İleri Teknolojiler Sempozyumu (IATS'09), Karabük, 2009.
- Furqan A. SHAH vd., (2019). Review Article Osseointegration and Current Interpretations Of The Base – İmplant İnterface. Acta Bacterialia 84, 1-15.
- German, R. M. (1994). *Particle Packing Characteristics*, New York: Metal Powder Industries Federation.

- German, R.M., (2007). "Toz Metalurjisi ve Parçacıklı Malzeme İşlemleri", Çeviri Editörleri, Sarıtaş, S., Türker, M., Durlu N., Türk Toz Metalurjisi Derneği Yayınları, Ankara: 60-80.
- German, R.M., (2014). Sinterleme Teorisi ve Uygulamaları, Nobel Yayıncılık, Ankara
- He, C., Zhang, F., Cao, L., Feng, W., Qiu, K., Zhang, Y., Wang, H., Mo, X. ve Wang, J., *Rapid mineralization of porous gelatin scaffolds by electrodeposition for bone tissue engineering*, Journal of Material Chemistry, no. 22, p. 2111–2119, 2012.
- Her – Hsiung Huang vd., 2019. Nitrogen, Plasma Immersion Ion Implantation Treatment To Enhance Corrosion Resistance, Bone Cell Growth, and Antibacterial Adhesion of Ti-6Al-4V Alloy In Dental Applications. Surface and Coatings 365, 179-188.
- L.Zhang vd. (2016). Rapidly Sintering of Interconnected Porous Ti-HA Biocomposite With High Strength and Enhanced Bioactivity, Materials Science and Engineering C67, 104-114.
- Mehmet Akif Erden, Muhammed Taha TAŞÇI. (2016). Toz Metalurjisi ile Üretilen Nb-V Mikroalaşım Çeliğine Ni ilavesinin Mikroyapı ve Mekanik Özellikler Üzerine Etkisi, Politeknik Dergisi, 611-616.
- Merolli A., Joyce, T.J., *Biomaterials in Hand Surgery*, Italia, Springer Verlag, p. 143, 2009.
- Ming Li vd., (2018). An Overview of Graphene – Based Hydroxyapatite Composite For Orthopedic Applications. Bioactive Materials 3, 1-18.
- Mona Alizadeh- Osgouei vd., (2019). A Comprehensive Review of Biodegradable Synthetic Polymer- Ceramic Composites and Their Manufacture for Biomedical Applications, Bioactive Materials 4, 22-36.
- Nurettin SEZER vd., (2018). Review of Magnesium Based Biomaterials and Their Applications. Journal of Magnesium and Alloys 6, 23-43.
- Paital, S.R., and Dahotre, N.B. (2009). *Calcium phosphate coatings for bioimplant applications: Materials, performance factors, and methodologies*. Materials Science and Engineering, R66, 1-70.
- Şevki Yılmaz GÜNEY. (2010). Ortopedik Malzemelerin Biyouyumlulukları ve Mekanik Özelliklerine Göre Seçimi. 2. Ulusal Tasarım İmalat ve Analiz Kongresi, Balıkesir.
- Taşkın CEYHAN, Nusret KÖSE. (2011). Ortopedide Biyomalzeme Kullanımı: Genel Bilgiler ve Tanımlar. TOTBİD Dergisi, 79-82.
- Upadhyaya, G.S., Powder Metallurgy Technology, Department of Materials and Metallurgical Engineering, Indian Institute of Technology, Kanpur, India, 2002

Vijay Kumar Bommala vd. (2019). Magnesium Matrix Composites for Biomedical Applications: A Review. *Journal of Magnesium and Alloys* 7, 72-79.

Wong, J. Y., Bronzino, J. D. (2007). *Biomaterials*, CRC Press, Taylor&Francis Group, LLC.

Xiaojing He vd., (2017). Biocompatibility, Corrosion Resistance and Antibacterial Activity of TiO₂/CuO Coating On Titanium. *Ceramics International* 43, 16185-16195.

Zhitomirsky, D., Roether, J.A., Boccaccini, A.R., Zhitomirsky, I, *Electrophoretic deposition of bioactive glass/polymer composite coatings with and without HA nanoparticle inclusions for biomedical applications*, *Journal of materials processing technology*, no. 209, p. 1853–1860, 2009.



ÖZGEÇMİŞ

Görkem KAHRAMAN, 17/11/1991’de Tekirdağ’da doğdu. İlk, orta ve lise eğitimini Çorlu’da tamamladı. 2010 yılında Çorlu Kız Teknik, Anadolu Meslek ve Meslek Lisesi’nden mezun oldu. 2010 yılında başladığı Sakarya Üniversitesi Metalurji ve Malzeme Mühendisliği Bölümü’nü 2015 yılında bitirdi. 2016 yılında Sakarya Uygulamalı Bilimler Üniversitesi İmalat Mühendisliği Bölümü’nde yüksek lisans eğitimine başladı. Halen Sakarya Uygulamalı Bilimler Üniversitesi İmalat Mühendisliği Bölümü’nde yüksek lisans eğitimine devam etmektedir.