



**MARMARA ÜNİVERSİTESİ**  
**FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ**



**BİYOLOJİK VE SENTETİK HİDROKSİAPATİT(HA)  
TAKVİYELİ POLİLAKTİK ASİT(PLA) VE  
POLİPROPİLEN(PP) POLİMER KOMPOZİTİNİN  
HAZIRLANIŞI, KARAKTERİZASYONU VE VÜCUDA  
UYUMLULUKLARININ İNCELENMESİ**

İSMAİL HAKKI KENET

**YÜKSEK LİSANS TEZİ**

Metalurji ve Malzeme Mühendisliği Anabilim Dalı  
Metalurji ve Malzeme Mühendisliği Programı

**DANIŞMAN**

Prof. Dr. Münir TAŞDEMİR

İSTANBUL, 2016



**MARMARA ÜNİVERSİTESİ**  
**FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ**



**BİYOLOJİK VE SENTETİK HİDROKSİAPATİT(HA)  
TAKVİYELİ POLİLAKTİK ASİT(PLA) VE  
POLİPROPİLEN(PP) POLİMER KOMPOZİTİNİN  
HAZIRLANIŞI, KARAKTERİZASYONU VE VÜCUDA  
UYUMLULUKLARININ İNCELENMESİ**

İSMAİL HAKKI KENET  
(533313033)

**YÜKSEK LİSANS TEZİ**

Metalurji ve Malzeme Mühendisliği Anabilim Dalı  
Metalurji ve Malzeme Mühendisliği Programı

**DANIŞMAN**

Prof. Dr. Münir TAŞDEMİR

İSTANBUL, 2016

# MARMARA ÜNİVERSİTESİ

## FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

Marmara Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü Yüksek Lisans Öğrencisi İsmail Hakkı KENET'in "Biyolojik ve sentetik hidroksiapatit (HA) takviyeli polilaktik asit (PLA) ve polipropilen (PP) polimer kompozitinin hazırlanışı, karakterizasyonu ve vücuda uyumluluklarının incelenmesi" başlıklı tez çalışması, 21 Eylül 2016 tarihinde savunulmuş ve jüri üyeleri tarafından başarılı bulunmuştur.

### Jüri Üyeleri

Prof. Dr. Münir TAŞDEMİR (Danışman)

Marmara Üniversitesi .....(İMZA).....

Prof. Dr. Serdar SALMAN (Üye)

Marmara Üniversitesi .....(İMZA).....

Prof. Dr. Nadir AYRILMIŞ (Üye)

İstanbul Üniversitesi .....(İMZA).....

### ONAY

Marmara Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü Yönetim Kurulu'nun ..... tarih ve ..... sayılı kararı ile İsmail Hakkı KENET'in Metalurji ve Malzeme Mühendisliği Anabilim Dalı Metalurji ve Malzeme Mühendisliği Programında Yüksek Lisans derecesi alması onanmıştır.

**Prof.Dr Uğur YAŞI**

**Fen Bilimleri Enstitüsü Müdürü**

# ÖNSÖZ

“Biyolojik ve sentetik hidroksiapatit (HA) takviyeli polilaktik asit (PLA) ve polipropilen (PP) polimer kompozitinin hazırlanışı, karakterizasyonu ve vücuda uyumluluklarının incelenmesi” adlı bu çalışma Marmara Üniversitesi, Fen Bilimleri Enstitüsü, Metalurji ve Malzeme Mühendisliği Bölümünde “Yüksek Lisans Tezi” olarak hazırlanmıştır.

Bu çalışmada, Türkiye’de yayın olarak kullanılmakta olan mühendislik malzemelerinin biyolojik ve sentetik olan kemik yapısı ile oluşturulan kompozit malzemelerinin üretilebilirliği ve üretimi sonrasında fiziksel, mekanik ve teknolojik özellikleri üzerinde meydana getirmiş olduğu farklılıklar incelenmiştir.

Tez çalışması boyunca maddi ve manevi desteğini hiç bir zaman esirgemeyen, üniversite hayatım boyunca yardımlarını esirgemeyen ve bilgi ve birikiminden her aşamada yararlandığım saygıdeğer hocam ve danışmanım Sayın Prof. Dr. Münir TAŞDEMİR’e sonsuz teşekkürlerimi sunarım. Tez çalışmamın deneysel bölümünde yardımcı olan Arş.Gör. Serdar PAZARLIOĞLU’na ve Bölüm Başkanımız Prof.Dr. Serdar SALMAN hocalarıma ayrı ayrı teşekkür ederim.

Ayrıca bu araştırmalarımda maddi ve manevi desteğini esirgemeyen Sayın Celal ALTAN’a (ALTAN PLASTİK San. ve Tic. Ltd. Şti. Genel Müdürü) teşekkürlerimi bir borç bilirim.

Son olarak eğitim ve öğretim hayatımın her aşamasında, her zaman destek olup bugünlere gelmemde sonsuz emekleri olan sevgili Aileme şükranlarımı sunarım.

**EYLÜL 2016**

**İsmail Hakkı KENET**

# İÇİNDEKİLER

ÖNSÖZ.....	i
ÖZET.....	iv
SEMBOLLER LİSTESİ.....	vi
KISALTMALAR LİSTESİ.....	vii
ŞEKİLLER LİSTESİ.....	viii
TABLolar LİSTESİ.....	x
1. GİRİŞ VE TEMEL BİLGİLER.....	1
1.1. Kompozit Malzemeler .....	1
1.1.1. Kompozit Malzeme Nedir? .....	1
1.1.2. Kompozit Malzemelerin Başlıca Özellikleri.....	1
1.1.3. Kompozit Malzemedeki Bileşenler .....	2
1.1.4. Kompozit Malzemelerin Sınıflandırılması.....	2
1.1.5. Kompozitler Malzemelerin Sağladığı Avantajlar: .....	4
1.1.6. Plastik Kompozitler .....	5
1.1.7. Biokompozitler .....	6
2. LİTARATÜR ÇALIŞMALARI .....	7
3. KULLANILAN MALZEMELER VE YÖNTEM .....	11
3.1. Malzemeler.....	11
3.1.1. Polipropilen (PP).....	11
3.1.2. Organik Hidroksiapatit (BHA) .....	13
3.1.3. Sentetik Hidroksiapatit (SHA) .....	15
3.2. Deney Numunelerinin Elde Edilmesinde Kullanılan Cihazlar .....	16
3.2.1. Öğütme Cihazı .....	16
3.2.2. Elektronik Terazi .....	17
3.2.3. Mekanik karıştırıcı .....	17
3.2.4. Ekstrüzyon makinesi .....	18
3.2.5. Etüv cihazı.....	19
3.2.6. Enjeksiyon makinesi .....	19
3.3. Deney Çalışmalarında Kullanılan Test Ekipmanları.....	21
3.3.1. Çekme Testi .....	21
3.3.2. Aşınma Testi .....	22
3.3.3. Çentik açma cihazı .....	23
3.3.4. Darbe Testi .....	24

3.3.5. Sertlik Testi .....	25
3.3.6. Erime akışkanlık Testi (MFI) .....	26
3.3.7. Yoğunluk testi .....	28
3.3.8. Isıl Çarpılma Sıcaklığı (HDT) ve Vicat yumuşama Sıcaklığı .....	28
3.3.9. Sürtünme Katsayısı Belirleme Testi .....	29
3.3.10. SEM (Taramalı elektron mikroskobu) Analizi .....	30
4. BULGULAR VE TARTIŞMA.....	33
4.1. PP/HA Kompozitlerinin Mekanik Değerleri .....	33
4.1.1. Elastik Modülü .....	33
4.1.2. Akma Mukavemeti .....	34
4.1.3. Kopma Mukavemeti .....	35
4.1.4. Kopma Uzaması .....	36
4.1.5. Sertlik.....	38
4.1.6. Izod Çentikli Darbe Mukavemeti .....	39
4.1.7. Yoğunluk .....	40
4.1.8. Aşınma Oranı .....	41
4.1.9. Vicat Yumuşama Sıcaklığı .....	43
4.1.10. Isıl Çarpılma Sıcaklığı (HDT) .....	44
4.1.11. Sürtünme Katsayısı .....	45
4.1.12. Erime Akışkanlığı Ölçümü (MFI).....	47
4.1.13. Su Emme.....	48
4.1.14. PP/HA Plastik Kompozitlerinin Mikroyapısı(SEM) .....	49
5. PLA/HA POLİMER KOMPOZİTLERİNİN UYUMU .....	53
6. PP/HA KOMPOZİT MALZEMELERİNİN VUCUT SIVISINA UYUMU.....	54
6.1. Izod Çentikli Darbe Mukavemeti .....	54
6.2. Vücut Sıvısında Bekletilmiş Plastik Kompozitlerinin Mikroyapısı(SEM).....	55
6.2.1. PP malzemesinin mikroyapısı .....	55
6.2.2. PP/BHA malzemesinin mikroyapısı.....	57
6.2.3. PP/SHA malzemesinin mikroyapısı .....	59
7. SONUÇLAR VE ÖNERİLER .....	61
8. KAYNAKÇA .....	66

## ÖZET

### **BİYOLOJİK VE SENTETİK HİDROKSİAPATİT(HA) TAKVİYELİ POLİLAKTİK ASİT(PLA) VE POLİPROPİLEN(PP) POLİMER KOMPOZİTİNİN HAZIRLANIŞI, KARAKTERİZASYONU VE VÜCUDA UYUMLULUKLARININ İNCELENMESİ**

Polimer hammaddeleri çeşitli yöntemlerle şekillendirilirken oluşan ürünün özelliklerini iyileştirmek ve maliyetini düşürmek amacıyla üretim öncesinde hammaddeye çeşitli dolgu ve katkı malzemeleri ilave edilmektedir.

Bu çalışmada; sentetik hidroksiapatitin polipropilen ve polilaktik asit polimerleri üzerindeki etkisi araştırılmıştır. Uyumlaştırıcı olarak maleik anhidrit aşılansız polipropilen kullanılmıştır ve %1, %5, %10, %15 oranlarında katılmıştır. Sentetik hidroksiapatit ve katkı maddesinin farklı konsantrasyonları ile elde edilen polimer kompozitlerinin tribolojik, mekanik ve termal özellikleri incelenmiştir. Polimer karışımı; tek vidalı ekstrüderde eriyik karıştırma metoduyla hazırlanıp ardından granül haline getirilmiştir. Daha sonra elde edilen granüllerden enjeksiyon makinesinde standartlara uygun ölçü ve şekillerde deney numuneleri basılmıştır. Hazırlanan numunelerle çekme, darbe, sertlik, erime akış indisi (MFI), ısıl çarpılma sıcaklığı (HDT), vicat yumuşama sıcaklığı, aşınma, sürtünme, su emme, yoğunluk deneyleri yapılmıştır ve takviye edilen hidroksiapatitin polipropilenin özelliklerini değiştirdiği gözlemlenmiştir. Bu testlerin yanı sıra taramalı elektron mikroskobu SEM (scanning electron microscope) görüntüleri alınarak hidroksiapatitin kompozitin mikroyapısındaki dağılımı incelenmiştir.

Çalışmamızın ilk bölümünde malzemeler, kompozit malzemeler ve polimer matrisli kompozitler hakkında bilgi verilmiştir ve çalışma konumuzla ilgili yapılan literatür çalışmaları bu bölümde yer almıştır. İkinci bölümde; kullanılan makineler, deney cihazları ve kullanılan malzemeler tanıtılarak numunelerin elde edilme yöntemi anlatılmıştır. Ayrıca yapılan deneyler hakkında bilgi verilmiştir. Üçüncü bölümde; deneylerde elde edilen sonuçlar ve grafikler verilmiştir. Bu sonuçların yorumlanması ve yorumlara ait öneriler ise son bölümde verilmiştir.

## **ABSTRACT**

### **Preparation, characterization and body compatibility of biological and synthetic hydroxyapatite reinforced polylactic acid (PLA) and polypropylene (PP) biocomposite**

There has recently been much interest in developing new materials for use in replacing and repairing natural bone. Bone is a composite material with high modulus filler, hydroxyapatite, in a collagen matrix. Powder hydroxyapatite (HA) reinforced polymer composite has been developed since early 1980s as an analogue material for bone replacement. Hydroxyapatite reinforced polymer composites offer a robust system to engineer synthetic bone substitutes with tailored mechanical, biological, and surgical functions. The basic design rationale has been to reinforce a tough, compatible polymer matrix with a HA filler. In this investigation, composites of polypropylene and hydroxyapatite were prepared. The effects of hydroxyapatite ratio on the mechanical, thermal and morphological properties of the polymer composites are presented. Biological and synthetic hydroxyapatite, in three different concentrations (10, 20 and 30 wt %), was added to PP to produce composites. The mechanical properties, including the elastic modulus, yields strengths, tensile strengths, strain at tensile strength, Izod impact resistance, hardness, density and the thermal properties, such as the Vicat softening point, heat deflection temperature and melt-flow index, of the composites were investigated. The tensile test results showed that HA ratio were effective for the elastic modulus, tensile strength, and the strain at tensile strength. A considerable increase in the elastic modulus was found with a 30% HA concentration. The maximum hardness was obtained with 30% biological hydroxyapatite. The increased HA content caused the HDT and Vicat values to increased, whereas the melt-flow index and Izod impact strength showed a decreased as the HA content increased. The structure of the composites were investigated by scanning electron microscopy and compared to mechanical and thermal properties as a function of HA content.

## SEMBOLLER LİSTESİ

$\Delta V$	: Bağlı hacim kaybı
$\Delta m$	: Ağırlık kaybı
$\sigma_a$	: Akma mukavemeti
$\sigma_k$	: Kopma mukavemeti
$^{\circ}C$	: Santigrat derece
<b>d</b>	: Yoğunluk
<b>sn</b>	: Saniye
<b>dak</b>	: Dakika
<b>dev</b>	: Devir
<b>F</b>	: Yük
<b>F<sub>max</sub></b>	: Uygulanan en yüksek kuvvet
<b>g</b>	: Gram
<b>J</b>	: Joule
<b>kJ</b>	: Kilojoule
<b>kg</b>	: Kilogram
<b>m</b>	: Metre
<b>m<sup>2</sup></b>	: Metrekare
<b>m<sup>3</sup></b>	: Metreküp
<b>Pa</b>	: Pascal
<b>MPa</b>	: Megapascal
<b>GPa</b>	: Gigapascal
<b>mm</b>	: Milimetre
<b>μm</b>	: Mikrometre
<b>nm</b>	: Nanometre
<b>N</b>	: Newton
<b>Nm</b>	: Newton metre
<b>E</b>	: Elastiklik modülü
<b>ε</b>	: Birim uzama

## KISALTMALAR LİSTESİ

<b>ABS</b>	: Akrilonitril butadiene stiren
<b>Al</b>	: Alüminyum
<b>Al<sub>2</sub>O<sub>3</sub></b>	: Alüminyum oksit
<b>ASTM</b>	: American Society For Testing and Materials
<b>B</b>	: Bor
<b>C</b>	: Karbon
<b>Ca</b>	: Kalsiyum
<b>Cu</b>	: Bakır
<b>CO</b>	: Karbon mono oksit
<b>DSC</b>	: Diferansiyel Taramalı Kalorimetrre
<b>DMA</b>	: Dinamik Mekanik Analiz
<b>F</b>	: Flor
<b>H</b>	: Hidrojen
<b>HA</b>	: Hidroksiapatit
<b>BHA</b>	: Biyolojik Hidroksiapatit
<b>SHA</b>	: Sentetik Hidroksiapatit
<b>HDT</b>	: Isıl Çarpılma Sıcaklığı
<b>HDPE</b>	: Yüksek Yoğunluklu Polietilen
<b>ISO</b>	: International Organization for Standardization
<b>LDPE</b>	: Düşük Yoğunluklu Polietilen
<b>MFI</b>	: Ergime Akış İndisi
<b>Mg</b>	: Magnezyum
<b>MMK</b>	: Metal Matrisli Kompozit
<b>MAPP</b>	: Maleik Anhidrit Aşılı Polipropilen
<b>N</b>	: Azot
<b>O</b>	: Oksijen
<b>OH</b>	: Hidroksit
<b>Ort</b>	: Ortalama
<b>PAEK</b>	: Polyarylether ketone
<b>PLA</b>	: Polilaktik asit
<b>PMMA</b>	: Polimetil metakrilat
<b>PP</b>	: Polipropilen
<b>SBS</b>	: Stiren butadiene stiren
<b>SEM</b>	: Taramalı elektron mikroskobu
<b>Si</b>	: Silisyum
<b>Sn</b>	: Kalay
<b>TCP</b>	: Tri kalsiyum fosfat
<b>TSE</b>	: Türk Standartları Enstitüsü
<b>UV</b>	: Ultra viole

## ŞEKİLLER LİSTESİ

Şekil 1. 1 Uçakta kullanılan kompozit malzemeler .....	1
Şekil 1. 2 Matris ve takviye elemanı dağılımı .....	2
Şekil 1. 3 Kompozit malzemelerin sınıflandırılması .....	3
Şekil 1. 4 Biyo malzemenin geri dönüşümü .....	6
Şekil 2. 1 Mikrosertlik-HA hacim yüzdesi grafiği .....	7
Şekil 2. 2 Young modülü-HA hacim yüzdesi grafiği .....	7
Şekil 2. 3 Gerilim-gerinim grafiği (çekme diyagramı) .....	8
Şekil 2. 4 Farklı boyutlarda hidroksiapatit parçacıkları içeren HA/HDPE polimer ....	9
Şekil 3. 1 Polipropilen granülü .....	11
Şekil 3. 2 Polipropilen monomerinin zincir yapısı .....	12
Şekil 3. 3 Kemiğin morfolojik yapısı .....	13
Şekil 3. 4 Kemik makroskopik yapısı .....	13
Şekil 3. 5 Kemiğin bölümleri .....	14
Şekil 3. 6 HA'nın yapısı .....	15
Şekil 3. 7 HA'nın mikroyapısı .....	16
Şekil 3. 8 Öğütme Cihazı .....	16
Şekil 3. 9 Elektronik terazi .....	17
Şekil 3. 10 Mekanik karıştırıcı .....	17
Şekil 3. 11 Ekstrüzyon makinesi .....	18
Şekil 3. 12 Etüv cihazı .....	19
Şekil 3. 13 Enjeksiyon makinesi .....	19
Şekil 3. 14 Test numune kalıpları .....	20
Şekil 3. 15 Çekme test numunesi .....	21
Şekil 3. 16 Çekme test numunesi .....	21
Şekil 3. 17 Aşınma test cihazı .....	22
Şekil 3. 18 Çentik açma işlemi ile oluşturulmuş izod darbe test numuneleri .....	23
Şekil 3. 19 Izod darbe deney cihazı .....	24
Şekil 3. 20 Sertlik ölçümü şematik gösterimi .....	25
Şekil 3. 20 Sertlik ölçümü şematik gösterimi .....	25
Şekil 3. 21 Sertlik cihazı .....	26
Şekil 3. 22 MFI cihazının şematik görünümü .....	26
Şekil 3. 23 MFI test cihazı .....	27
Şekil 3. 24 Hassas terazi .....	28
Şekil 3. 25 HDT/VİCAT test cihazı .....	29
Şekil 3. 26 Sürtünme kuvveti şematik gösterimi .....	30
Şekil 3. 27 Sürtünme katsayısı belirleme test cihazı .....	30
Şekil 3. 28 Kaplama cihazı .....	31
Şekil 3. 29 SEM cihazı .....	31
Şekil 3. 25 HDT/VİCAT test cihazı .....	29
Şekil 3. 26 Sürtünme kuvveti şematik gösterimi .....	30
Şekil 4. 1 PP/HA polimer kompozitlerinin elastik modülü değerleri grafiği .....	34
Şekil 4. 2 PP/HA polimer kompozitlerinin akma mukavemet değerleri grafiği .....	35
Şekil 4. 3 PP/HA polimer kompozitlerinin kopma mukavemeti değerleri grafiği .....	36
Şekil 4. 4 PP/HA polimer kompozitlerinin kopma uzaması değerleri .....	37
Şekil 4. 5 PP/HA polimer kompozitlerinin sertlik değerleri grafiği .....	38

Şekil 4. 6	PP/HA polimer kompozitlerinin izod darbe dayanım değerleri grafiği.....	39
Şekil 4. 7	PP/HA polimer kompozitlerinin yoğunluk değerleri grafiği .....	41
Şekil 4. 8	PP/HA kompozitlerinin aşınma değerlerinin grafiği .....	42
Şekil 4. 9	PP/HA polimer kompozitlerinin vicat yumuşama sıcaklığı değ. grafiği	43
Şekil 4. 10	PP/HA polimer kompozitlerinin HDT sıcaklık değerleri grafiği.....	44
Şekil 4. 11	PP/HA polimer kompozitlerinin statik sürtünme katsayısı değerleri .....	46
Şekil 4. 12	PP/HA polimer kompozitlerinin dinamik sürtünme katsayısı değerleri	47
Şekil 4. 13	PP/HA polimer kompozitlerinin MFI değerlerinin grafiği .....	48
Şekil 4. 14	PP/HA polimer kompozitlerinin su emme değerleri.....	49
Şekil 4. 15	PP/HA malzemesinin SEM fotoğrafları	50

Şekil 6. 1	Vücut sıvısında bekletilmiş PP/HA pol. kom. izod darbe dayanım değ....	54
Şekil 6. 2	Vücut sıvısında bekletilmiş PP malzemesinin SEM fotoğrafları.....	56
Şekil 6. 3	Vücut sıvısında bekletilmiş PP/BHA malzemesinin SEM fotoğrafları .....	57
Şekil 6. 4	Vücut sıvısında bekletilmiş PP/SHA malzemesinin SEM fotoğrafları .....	59

## TABLolar LİSTESİ

<b>Tablo 3. 1</b> Polipropilen malzemenin teknik özellikleri .....	12
<b>Tablo 3. 2</b> HA yapısındaki elementler ve miktarları .....	14
<b>Tablo 3. 3</b> Ekstrüzyon şartları.....	18
<b>Tablo 3. 4</b> Enjeksiyon şartları.....	20
<b>Tablo 4. 1</b> PP/HA Polimer kompozitlerinin gruplar halinde karıştırılma oranları ....	33
<b>Tablo 4. 2</b> PP/HA polimer kompozitlerinin elastik modülü değerleri.....	33
<b>Tablo 4. 3</b> PP/HA polimer kompozitlerinin akma mukavemet değerleri .....	35
<b>Tablo 4. 4</b> PP/HA polimer kompozitlerinin kopma mukavemeti değerleri.....	36
<b>Tablo 4. 5</b> PP/HA polimer kompozitlerinin kopma uzaması değerleri .....	37
<b>Tablo 4. 6</b> PP/HA polimer kompozitlerinin sertlik değerleri.....	38
<b>Tablo 4. 7</b> PP/HA polimer kompozitlerinin izod darbe dayanım değerleri.....	39
<b>Tablo 4. 8</b> PP/HA polimer kompozitlerinin yoğunluk değerleri .....	40
<b>Tablo 4. 9</b> PP/HA plastik kompozitlerinin aşınma oranı değerleri.....	42
<b>Tablo 4. 10</b> PP/HA polimer kompozitlerinin vicat yumuşama sıcaklığı değerleri....	43
<b>Tablo 4. 11</b> PP/HA polimer kompozitlerinin HDT sıcaklık değerleri.....	44
<b>Tablo 4. 12</b> PP/HA polimer kompozitlerinin statik sürtünme katsayısı değerleri.....	45
<b>Tablo 4. 13</b> PP/HA polimer kompozitlerinin dinamik sürtünme katsayısı değerleri	46
<b>Tablo 4. 14</b> PP/HA polimer kompozitlerinin MFI değerleri .....	48
<b>Tablo 4. 15</b> PP/HA polimer kompozitlerinin su emme değerleri .....	49
<b>Tablo 6. 1</b> Vücut sıvısında bekletilmiş PP/HA izod darbe dayanım değerleri .....	54
<b>Tablo 7. 1</b> PP/HA ile PP malzemesinin mekanik değerlerinin kıyaslanması.....	64

# 1. GİRİŞ VE TEMEL BİLGİLER

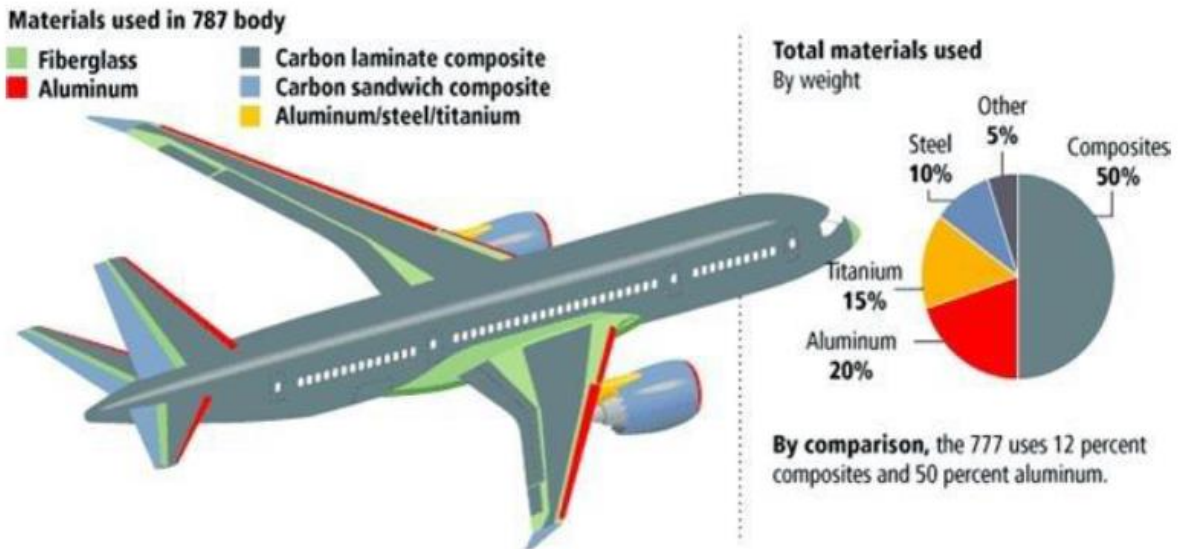
## 1.1. Kompozit Malzemeler

### 1.1.1. Kompozit Malzeme Nedir?

En az iki farklı malzemenin makro seviyede (birbiri içerisinde çözünmeyecek şekilde) birleştirilmesiyle oluşturulan yeni malzemelere kompozit malzemeler denir. Amaç ise bileşenlerde tek başına iken mevcut olmayan bazı özelliklerin (hafiflik, dayanım esneklik, vb.) geliştirilmesi ve bir araya getirilmesidir (URL1).

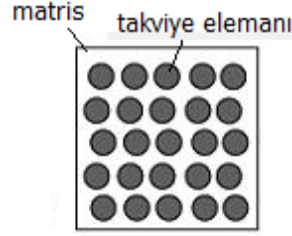
### 1.1.2. Kompozit Malzemelerin Başlıca Özellikleri

1. Kompozit aslında karışım anlamına gelmekle birlikte çözünen ve çözen bileşenlerden oluşmaz.
2. Bileşenler arasında atom alışverişi bulunmamaktadır.
3. Kompozit bileşenleri kimyasal olarak birbirlerini etkilemezler.
4. Malzemeler birbiri içerisinde çözünürse ve atom seviyesinde bir karışım söz konusu olursa, bu tür malzemeler kompozit değil alaşım olur.
5. Karışım nanometre seviyesindeki partiküller düzeyinde olursa ise bu tip kompozitlere nano kompozitler denir.



Şekil 1.1 Uçakta kullanılan kompozit malzemeler (URL1)

6.Kompozitler genel olarak «matris» ismi verilen bir ana malzeme ve «takviye elemanı» ismi verilen daha mukavim bir malzemedan oluşturulur.



**Şekil 1.2** Matris ve takviye elemanı dağılımı (URL1)

7.Bu iki malzeme grubundan, takviye malzemesi kompozit malzemenin mukavemet ve yük taşıma özelliğini, matris malzeme ise plastik deformasyona geçişte oluşabilecek çatlak ilerlemelerini önleyici rol oynamakta ve kompozit malzemenin kopmasını geciktirmektedir (URL1).

### **1.1.3. Kompozit Malzemedeki Bileşenler**

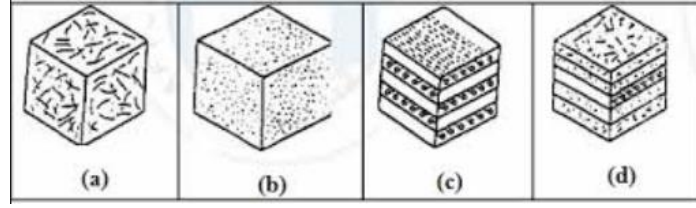
Çoğu kompozit malzeme iki fazdan oluşur. Birincil faz, ikincil fazın içinde gömülü olduğu matris'i oluşturur. İkincil faz, genellikle kompozit malzemenin dayanımını arttırdığı için “güçlendirici”, gömülen faz bazen takviye malzemesi olarak adlandırılır. Takviye fazı lif ya da parçacık halinde olabilir. Lif türünün en yaygın örnekleri karbon, cam ve polimer lifleridir. Parçacık türü için mika ve talk en iyi örnekleridir.

### **1.1.4. Kompozit Malzemelerin Sınıflandırılması**

Yapılarında çok sayıda farklı malzeme kullanılabilen kompozitlerin gruplandırılmasında kesin sınırlar çizmek mümkün olmamakla birlikte, yapıdaki malzemelerin formuna göre bir sınıflama yapmak mümkündür. Bu sınıflama şekli aşağıda verilmektedir.

#### **Kompozit Malzemelerin Sınıflandırılması**

- a. Elyafli kompozitler
- b. Parçacıklı kompozitler
- c. Tabakalı kompozitler
- d. Karma kompozitler



Şekil 1.3 Kompozit malzemelerin sınıflandırılması (URL1)

#### 1.1.4.1. Elyaflı Kompozitler

Bu kompozit tipi ince elyafların matris yapıda yer almasıyla meydana gelmiştir. Elyafların matris içindeki yerleşimi kompozit yapının mukavemetini etkileyen önemli bir unsurdur. Uzun elyafların matris içinde birbirlerine paralel şekilde yerleştirilmeleri ile elyaflar doğrultusunda yüksek mukavemet sağlanırken, elyaflara dik doğrultuda oldukça düşük mukavemet elde edilir, iki boyutlu yerleştirilmiş elyaf takviyelerle her iki yönde de eşit mukavemet sağlanırken, matris yapısında homojen dağılmış kısa elyaflarla ise izotrop bir yapı oluşturmak mümkündür. Elyafların mukavemeti kompozit yapının mukavemeti açısından çok önemlidir. Ayrıca, elyafların uzunluk/çap oranı arttıkça matris tarafından elyaflara iletilen yük miktarı artmaktadır. Elyaf yapının hatasız olması da mukavemet açısından çok önemlidir. Kompozit yapının mukavemetinde önemli olan diğer bir unsur ise elyaf matris arasındaki bağın yapısıdır. Matris yapıda boşluklar söz konusu ise elyaflarla temas azalacaktır. Nem absorpsiyonu da elyaf ile matris arasındaki bağı bozan olumsuz bir özelliktir(URL1).

#### 1.1.4.2. Parçacıklı Kompozitler

Bir matris malzeme içinde başka bir malzemenin parçacıklar halinde bulunması ile elde edilirler. İzotrop yapılardır. Yapının mukavemeti parçacıkların sertliğine bağlıdır. En yaygın tip plastik matris içinde yer alan metal parçacıklardır. Metal parçacıklar ısı ve elektriksel iletkenlik sağlar. Metal matris içinde seramik parçacıklar içeren yapıların, sertlikleri ve yüksek sıcaklık dayanımları yüksektir. Uçak motor parçalarının üretiminde tercih edilmektedir.

#### 1.1.4.3. Tabakalı Kompozitler

Tabakalı kompozit yapı, en eski ve en yaygın kullanım alanına sahip olan tiptir. Farklı elyaf yönlendirmelerine sahip tabakaların bileşimi ile çok yüksek mukavemet değerleri elde edilir. Isıya ve neme dayanıklı yapılardır. Metallere göre hafif ve aynı zamanda mukavemetli olmaları nedeniyle tercih edilen malzemelerdir. Sürekli elyaf taviyeli tabakalı kompozitler

uçak yapılarında, kanat ve kuyruk grubunda yzey kaplama malzemesi olarak çok yaygın bir kullanıma sahiptirler.

Ayrıca, uçak yapılarında yaygın bir kullanım alanı olan sandviç yapılar da tabakalı kompozit malzeme örneğidirler. Sandviç yapılar, yk taşımayarak sadece izolasyon özelliğine sahip olan düşük yoğunluklu bir çekirdek malzemenin alt ve st yzeylerine mukavemetli levhaların yapıştırılması ile elde edilirler.

#### **1.1.4.4. Karma(Hibrit) Kompozitler**

Aynı kompozit yapıda iki ya da daha fazla elyaf çeşidinin bulunması olasıdır. Bu tip kompozitlere hibrid kompozitler denir. Bu alan yeni tip kompozitlerin geliştirilmesine uygun bir alandır. Örneğin, keklar ucuz ve tok bir elyaftır ancak basma mukavemeti düşüktür. Grafit ise düşük tokluğa sahip, pahalı ancak iyi basma mukavemeti olan bir elyaftır. Bu iki elyafın kompozit yapısında hibrid kompozitin tokluğu grafit kompozitten iyi, maliyeti düşük ve basma mukavemetide keklar elyafılı kompozitten daha yüksek olmaktadır (URL2).

#### **1.1.5. Kompozitler Malzemelerin Sağladığı Avantajlar:**

- Yüksek mukavemet: Kompozitler yüksek mukavemet değerleri sağlayan malzemeler arasında en etkin olanlardan birisidir.
- Hafiflik: Kompozitler birim alan ağırlığında hem takviyesiz plastiklere, hem de metallere göre daha yüksek mukavemet değerleri sunmaktadır.
- Tasarım esnekliği: Kompozitler bir tasarımcının aklına gelebilecek her türlü karmaşık, basit, geniş, küçük, yapısal, estetik, dekoratif ya da fonksiyonel amaçlı olarak tasarlanabilir.
- Boyutsal stabilite: Çeşitli mekanik, çevresel baskılar altında termoset kompozit rnler Şekillerini ve işlevselliklerini korumaktadırlar.
- Yüksek dielektrik direnimi: Kompozitlerin göze çarpan elektrik yalıtım özellikleri, birçok komponent'in üretimi konusunda açık bir tercih nedenidir.
- Korozyon dayanımı: Kompozitler' in antikorrozif özelliği, diğer üretim malzemelerinden üstün olan niteliklerinden biridir.
- Kalıplama kolaylığı: Kompozit rnler, elik türündeki geleneksel malzemelerde karşılaşılan birçok parçanın birleştirilmesi ve sonradan monte edilmesi işlemini tek parçada kalıplama olanağı ile ortadan kaldırmaktadır.
- Yzey uygulamaları: Kompozit ürünlerde kullanılan polyester reçine, özel pigment katkıları ile renklendirilmek suretiyle, amaca uygun kendinden renkli olarak ta üretilir.

-Şeffaflık özelliği: Kompozitler, cam kadar ışık geçirgen olabilir. Tam şeffaf olması nedeni ile ışığı yayması sayesinde, diffüze ışığın önem kazandığı seralarda ve güneş kolektörü yapımında önemli avantaj sağlar.

-Beton yüzeylere uygulama imkanı: Beton yüzeylere, kompozitler mükemmel yapıştır. Özellikle, betonun gözenekli olması nedeniyle, kompozit'i oluşturan ana malzemelerden polyester reçinenin beton gözeneklerinden sızması ve beton kütle içinde sertleşmesinden dolayı mükemmel bir yapışma sağlanır.

-Ahşap yüzeylere uygulama imkanı: Kompozitler ahşap yüzeylere yapışma özelliğine sahiptir. Ancak ahşabın kuru olması ve stiren ihtiva eden polyester reçine ile iyi bir şekilde emdirilmesi gerekir.

-Demir yüzeylere uygulama imkanı: Demir yüzeydeki pas ve yağ kalıntıları temizlendikten sonra kompozitlerle kaplanabilir. Bu sayede demir ve çelik yüzeyler, kompozitlerle kaplanarak korozyon etkilerinden korunmaktadır.

-Yanmazlık özelliği: Kompozitlerin alev dayanımı, kullanılan polyesterin özelliğine bağlıdır. Alev dayanım özelliğinin arandığı yerlerde "Alev dayanımlı" polyester kullanılmalıdır.

-Kompozitler sıcaklıktan etkilenmez: Kompozit ürünler, termoset plastikler grubundan polyester reçineler ile yapıldığı için yumuşamaz ve şekil değiştirmez. Isı dayanıklılığı kullanılan polyester reçinenin cinsine bağlıdır.

-Kompozitler içine farklı malzemeler gömülebilir: Kompozitlerin içine demir, ahşap, halat, tel, mukavva, poliüretan sert köpük gibi malzemeler gömülerek mekanik özellikleri farklılaştırılabilir.

-Tamir edilebilirlik özelliği: Tamir izlerinin görünmemesi için, onarım işleminin bir kalıp üzerinde yapılması, ya da onarımdan sonra zımpara veya boya yapılması gerekir.

-Kompozitler kesilip delinebilir: Kompozitler, tahta gibi kolayca kesilir, delinir, zımparalanır. Bu amaçla kullanılan aletlerin sert çelik veya elmas uçlu olması halinde daha iyi sonuç alınmaktadır (URL3).

### **1.1.6. Plastik Kompozitler**

Plastik matrisli kompozitlerin endüstriyel uygulamalardaki önemi gittikçe artmaktadır. Özellikle elektronik, otomotiv ve havacılık-uzay alanlarında elektriksel özellikleri araştırmacılar tarafından çalışılmaktadır. Elektronik sanayiinde, plastik matrisli iletken kompozitler koruyucu ve elektriksel manyetik koruma alanı oluşturucu malzemeler olarak kullanılmaktadır.

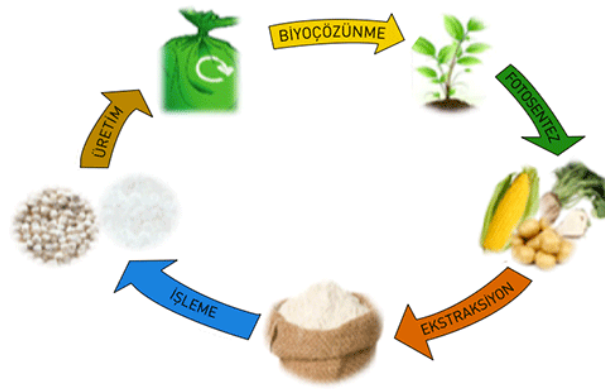
Plastik kompozitler diğ er matrislere göre çok çeşitlidir. Plastiklerin üretimi ve çeşitliliği daha fazladır. Plastiklerin ergime sıcaklığı ve yoğunluğu düşük, kolay şekillendirilebilir, kimyasal reaksiyona ve korozyona, neme dayanıklı, kolay işlenir ama kolay yanarlar, kaynak edilebilirler ve en önemlisi ucuzdurlar (URL4).

### 1.1.7. Biokompozitler

Biyopolimerler canlı organizmalar tarafından üretilen polimerlerdir. Selüloz, nişasta, kitin, proteinler, peptidler, DNA ve RNA biyopolimerlere örnek olarak gösterilebilir. Sayılan bu biyopolimerler sırasıyla şeker, amino asit ve nükleotid adı verilen monomerlerden oluşmaktadır. Selüloz Dünya’da hem en çok bulunan biyopolimer hem de organik bileşiktir. Bitkilerin yaklaşık %33’lük bir kısmını selüloz oluşturmaktadır. Pamuğun selüloz içeriği %90 iken, ağaçların %50’sini selüloz oluşturmaktadır (URL5).

Kompozit malzemeyi oluşturan malzemelerden en az biri doğal kökenli lif ise bu malzemeye biokompozit denir.

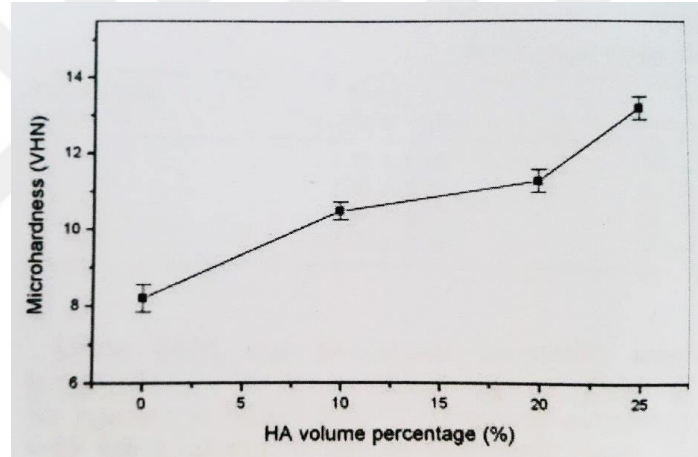
Doğal lif kaynakları; Pamuk, kapok, keten, kenevir, rami, sisal, hindistan cevizi lifi, pina gibi bitkisel lif kaynakları ve yün, ipek, saç kılı gibi hayvansal lif kaynakları asbest gibi mineral lif kaynakları vardır. Ayrıca en önemli lif kaynaklarının biride çok yıllık bitkilerden elde edilen selülozdur (URL6).



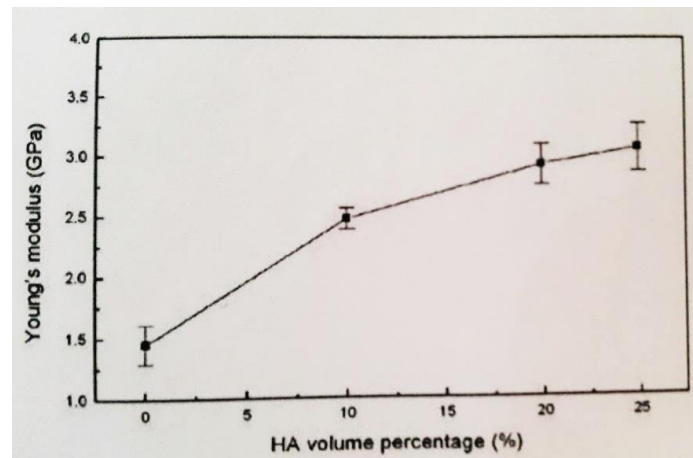
Şekil 1.4 Biyo malzemenin geri dönüşümü (URL6)

## 2. LİTARATÜR ÇALIŞMALARI

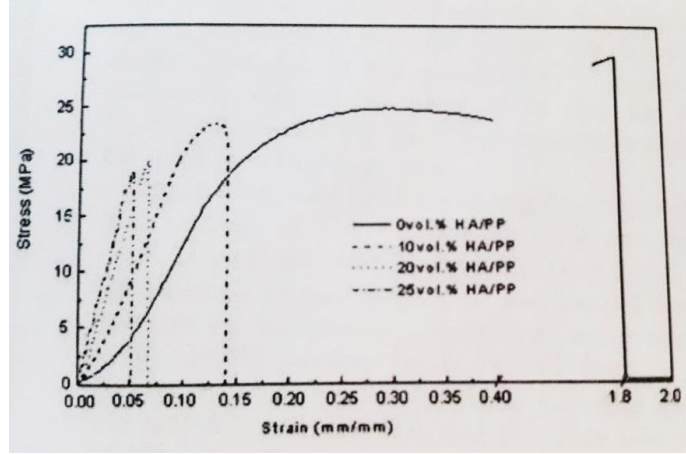
Liu ve Yang (Liu, Yang, 2007); kemik yerine kullanılabilir hidrokapatit takviyeli polipropilenin özelliklerini araştırmışlardır. Enjeksiyon ile kalıplama yapılarak farklı oranlarda hidrokapatitin (%10, %20, %25) polipropilen üzerindeki etkisini incelemişlerdir. Kompozitin özellikleri SEM, DSC, çekme testi, mikrosertlik testi ve DMA gibi çeşitli teknikler ile incelenmiştir. Kompozit içine katılan hidrokapatitin özellikleri değiştiği görülmüştür. Bileşiğin erime sıcaklığı ve kristalleşme sıcaklığı; HA partiküllerinin eklenmesinden etkilenmiştir ve HA içeriğindeki artış ile PP polimer kompozitin kristallığı azalmıştır. HA hacim yüzdesindeki artış ile young modülü, sertlik ve depolama modülü artmıştır. Aynı zamanda yapıdaki HA artışıyla çekme mukavemetinin ve yüzde kopma uzamasının düştüğü sonucuna varılmıştır. Konuyla ilgili grafikler Şekil 2.1, Şekil 2.2 ve Şekil 2.3 de verilmiştir.



Şekil 2. 1 Mikrosertlik-HA hacim yüzdesi grafiği (Liu, 2007)



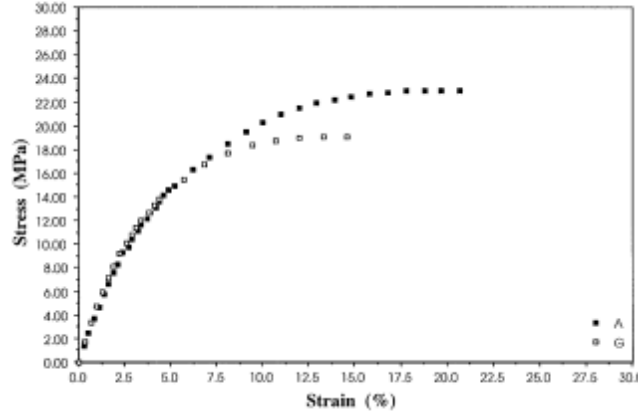
Şekil 2.2 Young modülü-HA hacim yüzdesi grafiği (Liu, 2007)



**Şekil 2.3** Gerilim-gerinim grafiği (çekme diyagramı) (Liu, 2007)

Wang ve Bonfield (Wang, Bonfield, 2001); kimyasal olarak bağlanmış hidroksiapatit ve polietilenin yapısını ve özelliklerin incelemişlerdir. Silanizasyon yapılmış hidroksiapatit ve akrilik asit aşılansmış polietilen; hidroksiapatit ve polietilen arasındaki bağlantıyı geliştirmek için kullanılmıştır. Hidroksiapatit takviyeli yüksek yoğunluklu polietilen polimer kompozitinin (HA/HDPE) özellikleri daha sonra çeşitli teknikler kullanılarak incelenmiştir. Hidroksiapatit parçacıkları ve polietilen matris arasında silikon içeren bir arayüzey var olduğunu görülmüştür. Silan ajanları hidroksiapatit ve polietilen arasında güçlü bir bağın oluşmasını sağlamıştır.

Ayrıca bu birleştirme ajanları iyi ıslatma ve yapışma özelliği kazandırmıştır. Hidroksiapatit ve polietilenin güçlü bir şekilde bağlanmasıyla gelişmiş mekanik özelliklere ve kırılma davranışı sahip olduğu görülmüştür. Hidroksiapatit parçacıklarının boyutunun büyümesiyle düşük mekanik özellikler sergilerken; ince seramik parçaların kullanılmasıyla kompozitin performansı artmış, akma ve kopma mukavemetini önemli ölçüde geliştirmiştir. Ayrıca silanlanmış ve akrilik asit aşılı HA/HDPE kompozitinin, basit bir HA/HDPE kompozitine göre gelişmiş süneklik ve kırılma davranışına sahip olduğu görülmüştür. Konuyla ilgili çekme diyagramı Şekil 2.4 de verilmiştir.



**Şekil 2. 4** Farklı boyutlarda hidroksiapatit parçacıkları içeren HA/HDPE polimer kompozitinin çekme diyagramı (A: ince parçacık, G: büyük parçacık) (Wang, Bonfield, 2001)

Gültekin ve arkadaşları (Gültekin, 2002); farklı polimerlere farklı tip hidroksiapatit (yüzey modifikasyonu yapılmış ve yapılmamış) katılmasıyla oluşan kompozitlerin mikroyapısal ve mekanik özelliklerini incelemişlerdir. Farklı oranlarda HA kullanılarak çözücü yöntemi ile iki farklı şekilde kompozitler hazırlanmıştır. Birinci olarak (PLA+çözücü+HA); polimer çözücü içinde çözünüp ardından HA ilave edilmiştir. İkincisinde ise (HA+çözücü+PLA); HA'nın çözücü içinde ultrasonik banyoda dağılması sağlanmış ve polimer sonra ilave edilmiştir. HA tozları  $\text{Ca}(\text{NO}_3)_4\text{H}_2\text{O}$  ve  $(\text{NH}_4)\text{HPO}_4$  kullanılarak kimyasal çöktürme yöntemi ile hazırlanmıştır. HA tozlarının yüzeyleri, iki farklı silanın değişik oranlarda kullanılması ile modifiye edilmiştir. PLA için kullanılan HA tozları 1% (w/w) (3-Amino propylene triethoxysilane ile PDLA için ise 0.5% (w/w) 3-(Trimethoxysilyl) 1-propanthiol ile modifiye edilmişlerdir. HA tozlarının tane boyutunun küçülmesi topaklaşmayı azaltmış, homojen dağılımı arttırmıştır. HA tozlarının silan ile yüzey modifikasyonun yapılması, polimer ve HA tozu arasındaki ara yüzeyi iyileştirmiştir. Yüzey modifikasyonu yapılmış tozlarla hazırlanan kompozitlerin mekanik özelliklerinde iyileşme görülmüştür. Kompozitlerde HA yükü arttıkça esneklik modülü artmış, kopma uzaması azalmıştır.

Roeder ve arkadaşları (Roeder, 2008); sentetik kemik yerine kullanılabilecek hidroksiapatit takviyeli polimer kompozitleri araştırmışlardır. Whishers ve toz halindeki HA; HDPE, PAEK, PMMA gibi polimerlere katılarak özellikleri incelenmiştir. Hidroksiapatit whiskers takviyeli HDPE ve PAEK, geleneksel HA tozu takviyeli malzeme ile karşılaştırıldığında insan kemiğine daha yakın mekanik özellikler göstermiştir. Ayrıca hidroksiapatit whiskers ile takviyeli HDPE, HA tozu ile karşılaştırıldığında yorulma ömrünün beş kat daha fazla olduğu görülmüştür.

Batra ve Kapoor (Batra, Kapoor, 2010), cam takviyeli hidroksiapatit kompozitlerin mikroyapısal ve in vitro karakterizasyonunu araştırmışlardır. Ticari HA ağırlıkça %2, 5 ve 10 %28.5 CaO - %28.5 P<sub>2</sub>O<sub>5</sub> - %38 Na<sub>2</sub>O - %5 CaF<sub>2</sub> içeren cam ilavesi ile takviye edilmiş ve sinterlenmiştir. Hidroksiapatitin insan vücuduyla iyi bir biyouyumluluk göstermesine rağmen, zayıf mekanik özelliklerinden dolayı yük taşıyan alanlarda ve kaplamalarda kullanımı kısıtlıdır. Bu mekanik özellikler cam seramik ilavelerinin sinterlenmesiyle iyileştirilebilmektedir. Bu çalışmada, sinterlenmiş fosfat camı ilaveli hidroksiapatitin etkileri belirlenmiştir. Mikroyapı ve kompozitlerin fazlarını karakterize etmek için taramalı elektron mikroskobu ve X-ışını kırınımı kullanılmıştır. Arşimet prensibiyle yoğunluk, Vickers mikrosertlik test cihazı (0.98 N'da) ile mikrosertlik ve basma test cihazı ile basma mukavemeti ölçülmüştür. Sonuçlar hangi kompozisyonun sert doku yerine geçmede kullanılmasına uygun olduğunun belirlenmesinde kullanılmıştır. Ağırlıkça %10 cam ilaveli kompozitler HA'dan daha iyi basma mukavemeti ve sertlik değerlerine sahip yoğun HA/TCP kompozit malzemeler oluşturmuştur. In vitro biyoaktivitesi, kompozitlerin SBF'ye daldırılıp iki hafta bekletilmesinden sonra pH ve Ca<sup>+2</sup> iyon konsantrasyonundaki değişikliklerin değerlendirilmesi ile belirlenmiştir (Demirkol, 2013).

Kim ve çalışma ekibi (Kim, 2009), florit ilavesinin hidroksiapatit/alümina kompozitlerin mekanik özellikleri üzerindeki etkisini araştırmışlardır. Hidroksiapatit/alümina kompozitlere hacimce %5 MgF<sub>2</sub> ilave edildiğinde, kristal yapıda F<sup>-</sup> OH<sup>-</sup> yerini almasından dolayı hidroksiapatitin bozulması önlenmiştir. MgF<sub>2</sub> ilave edildiğinde, MgF<sub>2</sub> ilavesiz kompozitlere göre görece olarak daha yüksek mekanik özellikler (eğme mukavemeti ≈ 170 MPa, Vickers sertlik ≈ 7 GPa) elde edilmiştir (Demirkol, 2013).

### 3. KULLANILAN MALZEMELER VE YÖNTEM

#### 3.1. Malzemeler

##### 3.1.1. Polipropilen (PP)

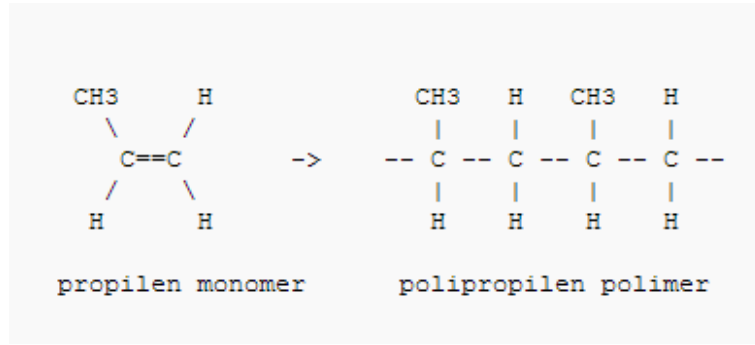
Polipropilen, yarı şeffaf beyaz katı bir maddedir. Dünyadaki en yaygın ikinci plastik hammaddedir. Otomotiv sanayinde kullanılan parçalardan, tekstil ve yiyecek paketlenmesine kadar çok geniş kullanım alanı olan termoplastik bir polimerdir. Monomer propilenin polimer hale getirilmesi ile elde edilen polipropilen kimyasal solventlere (asit ve bazlara) karşı aşırı derecede dirençlidir. En yaygın ticari polipropilenin, kristal yapısı düşük yoğunluklu polietilen (LDPE) ve yüksek yoğunluklu polietilen (HDPE) arasında bir seviyeye sahiptir. Elastisite modülü de orta seviyededir. Bununla beraber, LDPE'den daha az sert ve HDPE'den çok daha az gevrekler. Polipropilen malzemenin bu özelliği ABS gibi mühendislik plastiklerinin yerine kullanılmasına izin verir. Aşağıda Şekil 3.1'de polipropilenin granülü görülmektedir.



Şekil 3.1 Polipropilen granülü

Polipropilen, yüksek sıcaklıkta çeşitli kimyasal maddelerden etkilenmemesi kullanım alanının genişlemesine yol açmıştır. Bunun yanı sıra polipropilen diğer plastiklere nazaran daha hafif olma ve yumuşama noktasının yüksek oluşu gibi özellikler nedeniyle çok tercih edilen bir polimerdir (URL7). Polipropilen, yorulmaya karşı çok iyi direnç gösterir. Düşük maliyetlidir, iyi bir darbe dayanımı vardır. Mantarlara ve bakterilere karşı dayanıklıdır. Zehirsizdir. Gıda tüzüğüne uygundur. Sürtünme katsayısı düşük olup, çok iyi elektrik yalıtımı sağlar. Kimyasal direnci iyidir. Tüm termoplastik işleme proseslerine uygundur. İşleme prosesleri ise; metal kaplanarak, enjeksiyon veya şişirme kalıplama ve ekstrudedir. Polipropilenin, erime sıcaklığı 160 santigrat derece civarındadır. Buna karşın şu dezavantajlara sahiptir. UV ışını dayanımı azdır, yüksek termal genleşme gösterir. Boya ve kaplaması zordur. Dış hava şartlarına dayanımı azdır, oksitlenmeye açıktır. Yanıcı olup, klor içeren solventler ile etkileşime girer.

(Saçak, 2005). Aşağıdaki şekilde polipropilenin monomer yapısı verilmiştir.



**Şekil 3.2** Polipropilen monomerinin zincir yapısı (URL7)

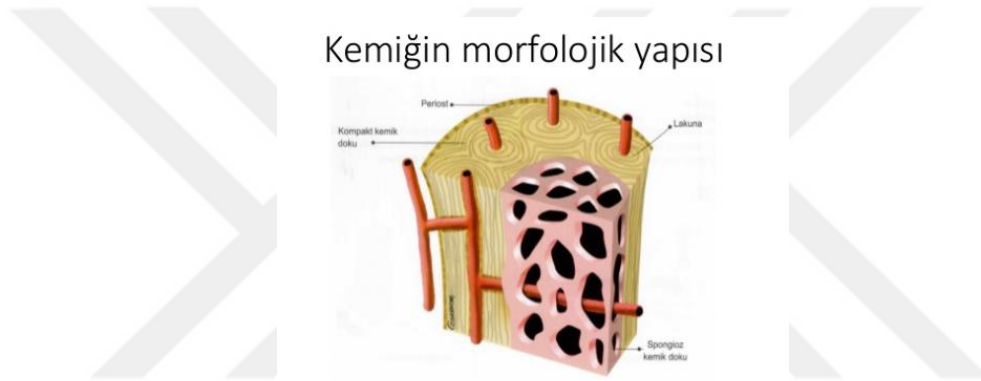
Monomer propilenin atomik yapısı  $\text{CH}_2=\text{CH}-\text{CH}_3$  şeklindedir. Ziegler-Natta katalizörleri olarak bilinen  $\text{TiCl}_3$  katalizörü etkisinde aradaki çift bağ açılarak kalan uçlara  $-\text{CH}_3$  ve  $-\text{H}$  radikallerinin bağlanması sonucu polimer oluşur. Oluşan zincirin sonuna  $-\text{H}$  radikali bağlandığı zaman zincir oluşumu sona erer. Polipropilen, propilenin polimerizasyonu ile elde edilmektedir. Bu yöntemde, yüksek saflıktaki propilen gazı katalizör yardımı ve ağır basınç reaktörlerinin de devreye girmesi ile polimerizasyona uğramaktadır. Polimerizasyon (moleküllerin uç uca eklenerek büyük moleküllerin elde edilmesi işlemi) ile elde edilen beyaz renkli bir malzemedir. Üretiminde ortalama %97 oranında ham petrolden elde edilen türevler kullanıldığı için, bulunabilirliği ve fiyat durumu dünya ham petrol rezervleri ve fiyatları ile doğrudan bağlıdır. Başka bir deyişle, Dünya’da petrol bittiğinde polipropilen de bitecektir (URL8). Değişik kullanım yeri ve amaçlarına uygun olması için karışık bir dizi kimyasal işlemler sonucunda, polipropilen molekülleri içine etilen molekülleri yerleştirmek suretiyle, polipropilen hammaddesinin sertlik, esneklik, ısı dayanımı ve kırılma gibi fiziksel özellikleri üzerinde geliştirmeler yapılabilmektedir. Testlerde kullanılan Polipropilen malzemenin teknik detayları aşağıdaki tabloda verilmiştir.

**Tablo 3.1** Polipropilen malzemenin teknik özellikleri (Basell, 2012)

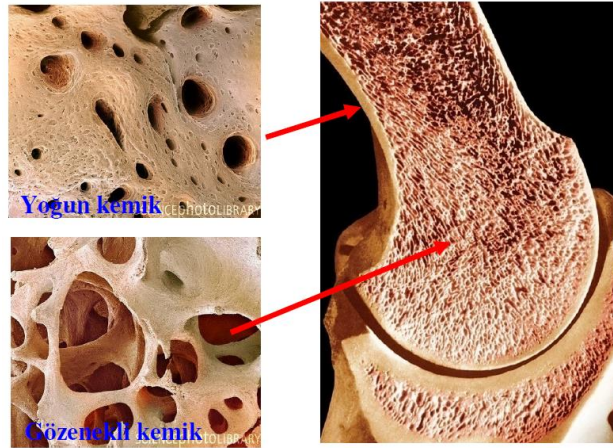
Özellikler	Değer	Birim
MFI	15	g/10dak
MFI Sıcaklığı	230	°C
MFI Yüğü	2,16	Kg
Yoğunluk	0,900	Kg/cm <sup>3</sup>
Yük Altındaki Deformasyon Sıcaklığı	95	°C
Akma Mukavemeti	20	MPa
Eğilme Modülü(23 °C)	1300	MPa
Çentikli Izod Darbe Mukavemeti	6	kJ/m <sup>2</sup>

### 3.1.2. Organik Hidroksiapatit (BHA)

Kemik, kollajen ve içerisinde dağılmış hidroksiapatit kristallerini içerir. Kemik; nano ölçekte, organik ve inorganik bileşenler içeren kompozit bir malzemedir. %33'ü organik ve %66'sini inorganik kısım oluşturur. Organik matrisi kollajen, proteinler, damarlar ve kemik hücreleri oluşturur. İnorganik kısım; %93 hidroksiapatit, %3 CaF, %1 Mg fosfat, %1 NaCl ve %5-8 su içerir. Organik kısım, elastikiyet ve dayanıklılık, inorganik kısmı sertlik ve sağlamlık verir. Kemik, Makroskobik yapısına göre, kanselöz (gözenekli) ve kortikal (yogun) kemik olarak ikiye ayrılmaktadır. Kemikler morfolojik olarak da Substantia compacta (substansiya kompakta, sert, sıkı kemik) ve Substantia spongiosa (substansiya spongioza, süngerimsi kemik) yapılardan oluşmaktadır (URL9).

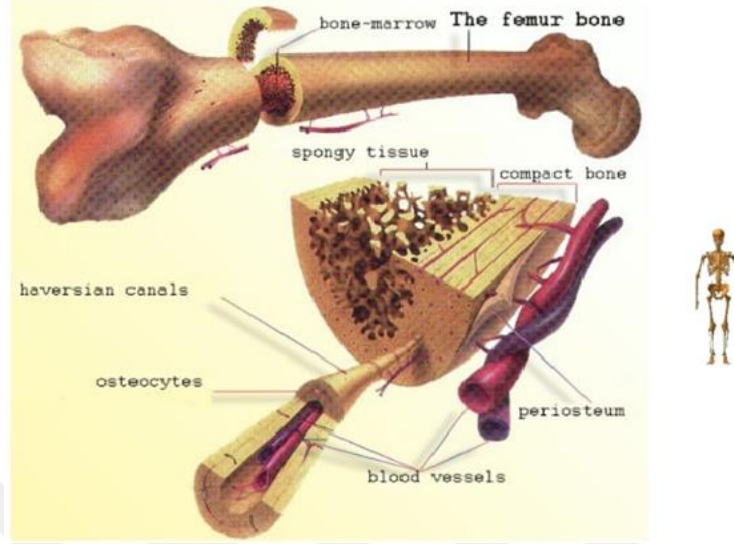


Şekil 3.3 Kemiğin morfolojik yapısı (URL9)



Şekil 3.4 Kemik makroskobik yapısı (URL10)

Kemik yapısı, Kemik kütleinin; Trabeküler kemik % 80'i kortikal (kompakt) kemik %20'si trabeküler Kompakt (süngerimsi) kemik kemik, Trabeküler kemik kortikal kemiğe göre 5 kat fazla toplam yüzey alanına sahiptir ve Ca<sup>+2</sup> dönüşümünde daha önemlidir (URL11).



Şekil 3.5 Kemik bölümleri (URL11)

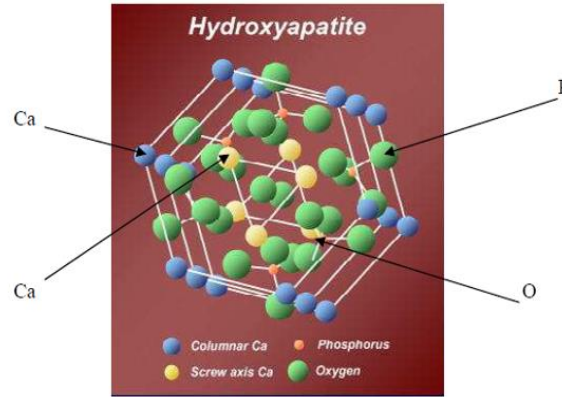
Tablo 3.2 HA yapısındaki elementler ve miktarları (URL11)

Vücuttaki sert dokuların inorganik kısmının, ana bileşeni olan hidroksiapatit (HA) molekülünün, yapısındaki elementler ve miktarları				
Bileşim, kütlece %	Mine	Dentin	Kemik	HA
Kalsiyum <sup>[2]</sup>	36,5	35,1	34,8	39,6
Fosfor <sup>[2]</sup>	17,7	16,9	15,2	18,5
Ca/P (mol oranı) <sup>[2]</sup>	1,63	1,61	1,71	1,67
Sodyum <sup>[2]</sup>	0,5	0,6	0,9	-
Magnezyum <sup>[2]</sup>	0,44	1,23	0,72	-
Potasyum <sup>[2]</sup>	0,08	0,05	0,03	-
Karbonat <sup>[2]</sup>	3,5	5,6	7,4	-
Flor <sup>[2]</sup>	0,01	0,06	0,03	-
Klor <sup>[2]</sup>	0,3	0,01	0,13	-
Pirofosfat <sup>[2]</sup>	0,022	0,10	0,07	-
→ Toplam inorganik	97	70	65	100
Toplam organik	1,5	20	25	-
Su	1,5	10	10	-

Hidroksiapatit, dişlerin mine ve dentin tabakası ve kemikte bulunan, kimyasal formülü Ca<sub>10</sub>(PO<sub>4</sub>)<sub>6</sub>(OH)<sub>2</sub> olan kalsiyum tuzudur. Oksijen ile tepkimeye girmediği için yanmaz. Doğada elmadan sonra bilinen en sert moleküldür. Çelik borularla veya zımparalamayla

aşındırılmaz, sadece elmas ile aşındırılabilir. Esnekliği az, neredeyse tamamen kırılığandır. Biyoaktif yapıda bir biyomateryaldir. Tatsız ve kokusuzdur. Organik çözücülerde çözünmez. Asit çözücüler hariç inorganik çözücülerde de çözünmez. Hidroksil iyonlarıyla (asit) yapı taşlarına ayrışabilir.

Sonuç olarak hidroksiapatitin yapısını, mekanik açıdan ancak elmas, kimyasal açıdan ise kuvvetli asit değiştirebilir (URL12). HA yapısı şematik olarak Şekil 3.7' de gösterilmiştir.



Şekil 3.6 HA'nın yapısı ( $\text{Ca}_{10}(\text{PO}_4)_6(\text{OH})_2$ ) (URL13)

### 3.1.3. Sentetik Hidroksiapatit (SHA)

Hidroksiapatit ilk kez 1963 yılında kimyasal çöktürme yöntemi kullanılarak sentezlenmiştir. Su-bazlı kalsiyum ve fosfat tuzları içeren çözeltilerden kimyasal çöktürme veya asit-baz titrasyonu gibi yöntemlerle de elde edilebiliyor. Hidroksiapatit'in gözenekli yapısı yüksek alan/hacim oranı sağlayarak kararlı bir mukavemet özelliği sağlıyor. Gözenekli biyoseramik üretiminde yaygın olarak, katılaştırıcılı birleştirme ve damlatmalı döküm olmak üzere iki yöntem kullanılıyor. Biyomalzeme olarak hidroksiapatit Kemik yapısının inorganik kısmını oluşturur. Kalsiyum fosfat esaslı olan HA, biyouyumluluğu nedeniyle biyoseramik malzeme olarak; yapay kemik olarak çeşitli protezlerin yapımında kırık ve çatlak kemiklerin onarılmasında, Metalik biyomalzemelerin kaplanmasında kullanılır. HA'nın en önemli özellikleri arasında mükemmel biyolojik uyumluluğu önde gelir. HA, sert dokularla direk kimyasal bağ kurar. HA partiküllerinin ya da gözenekli blokların kemiğe yerleştirilmesinde; yeni doku, 4–8 haftada şekillenir. HA gözenekli yapısı; hücrelerin, gözeneklerin içine doğru büyümesinden dolayı, dokuların implanta nüfuz etmesini sağlar. Ayrıca HA'nın yapısındaki gözenekler, bir kanallar sistemi gibi davranıp, kemik yapıya kanın ve diğer önemli vücut sıvılarının ulaşmasını sağlar. HA'nın osteokonduktif özellikleri de implantların kemiğe sıkı yapışmasına ortam ve olanak sağlar. Ayrıca HA'nın lokal büyüme faktörlerine, özellikle

kemik proteinlerine karşı kuvvetli kimyasal bağlanma eğilimi olduğu saptanmıştır. HA non-toksik (zehir etkisi olmayan) özelliklere sahip olması sayesinde meydana gelebilecek vücut reaksiyonları da minimumdur. Kemik yapısının ve HA yapısının mikroskopik görüntüsü aşağıdaki gibidir (URL14).



**Şekil 3.7** HA'nın mikro yapısı (URL14)

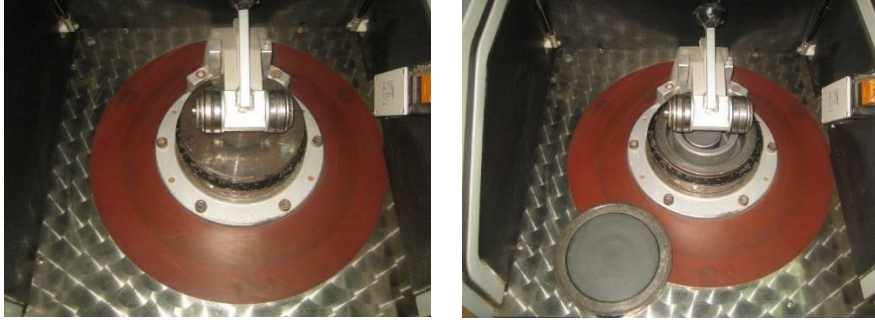
## **3.2. Deney Numunelerinin Elde Edilmesinde Kullanılan Cihazlar**

### **3.2.1. Öğütme Cihazı**

Kemik ile Polipropilenin karıştırılması için kemiğin toz haline getirilmesi gerekmektedir. Kemiğin toz haline gelmesi için Marmara Üniversitesi Teknoloji Fakültesi Metalurji ve Malzeme Mühendisliği Bölümü Metalografi Laboratuvarında bulunmakta olan HERGOZ marka olan öğütme cihazı kullanılmıştır. Aşağıdaki şekilde bu cihazın fotoğrafları verilmiştir.



**Şekil 3.8** Öğütme Cihazı



**Şekil 3.8** (Devamı)

### **3.2.2. Elektronik Terazi**

Karışım oranlarının hazırlanmasında, DENSİ marka DS-05 model, 0,5 gr hassasiyetle tartım yapan, 5 kg kapasiteli terazi kullanılmıştır. Kullanılan terazi Marmara Üniversitesi Teknoloji Fakültesi Metalurji ve Malzeme Mühendisliği Bölümü Plastik Laboratuvarında bulunmaktadır. Terazinin görseli aşağıda verilmiştir.



**Şekil 3.9** Elektronik terazi

### **3.2.3. Mekanik karıştırıcı**

Bu deneysel çalışmada kullanılan kemik tozu ve PP malzeme mekanik karıştırıcıda karıştırıldı. Kullanılan mekanik karıştırıcı Marmara Üniversitesi Teknoloji Fakültesi Metalurji ve Malzeme Mühendisliği Bölümü Plastik Laboratuvarında bulunmaktadır. Terazinin görseli aşağıda verilmiştir.



Şekil 3.10 Mekanik karıştırıcı

### 3.2.4. Ekstrüzyon makinesi

Belirli oranlarda karıştırılan PP ve Kemik tozu ekstrüzyon makinası ile granülize edildi. Elde edilen granül 24 saat kurtulduktan sonra, daha homojen olması için tekrar bu makine ile granülize edildi. Kullanılan ekstruderin boy/çap oranı  $L/D= 30$ 'dur ve ekstruder makinesi Marmara Üniversitesi Teknoloji Fakültesi Metalurji ve Malzeme Mühendisliği Bölümü Plastik Laboratuvarında bulunmaktadır. Ekstrüzyon makinesinin görseli ve kullanım şartları aşağıda verilmiştir.



Şekil 3.11 Ekstrüzyon makinesi

Tablo 3.3 Ekstrüzyon şartları

İŞLEM	EKSTRÜZYON ŞARTLARI
Sıcaklık (°C)	190–230
Basınç (Bar)	25-30
Vida dönme hızı (dev/dak)	25

### 3.2.5. Etüv cihazı

Etüv, belirli sıcaklıklarda mikrop üretme, sterilize etmekte, ısıtma, pişirme, veya kurutma amaçlı kullanılan laboratuvar fırınıdır. Etüvler değişik hacimlerde olup, sıcaklık 60 °C ile 250 °C arasında analog veya dijital termostat ile ayarlanabilen iki kat saç levhadan oluşturulmuş, hava geçirmez yapıdadırlar (URL15). Ekstrüzyon işleminden sonra, oluşturulan granül Marmara Üniversitesi Teknoloji Fakültesi Metalurji ve Malzeme Mühendisliği Bölümü Plastik Laboratuvarında bulunan, aşağı görseli bulunan Binder marka kurutma cihaz ile 24 saat boyunca 105°C’de kurutulmuştur.



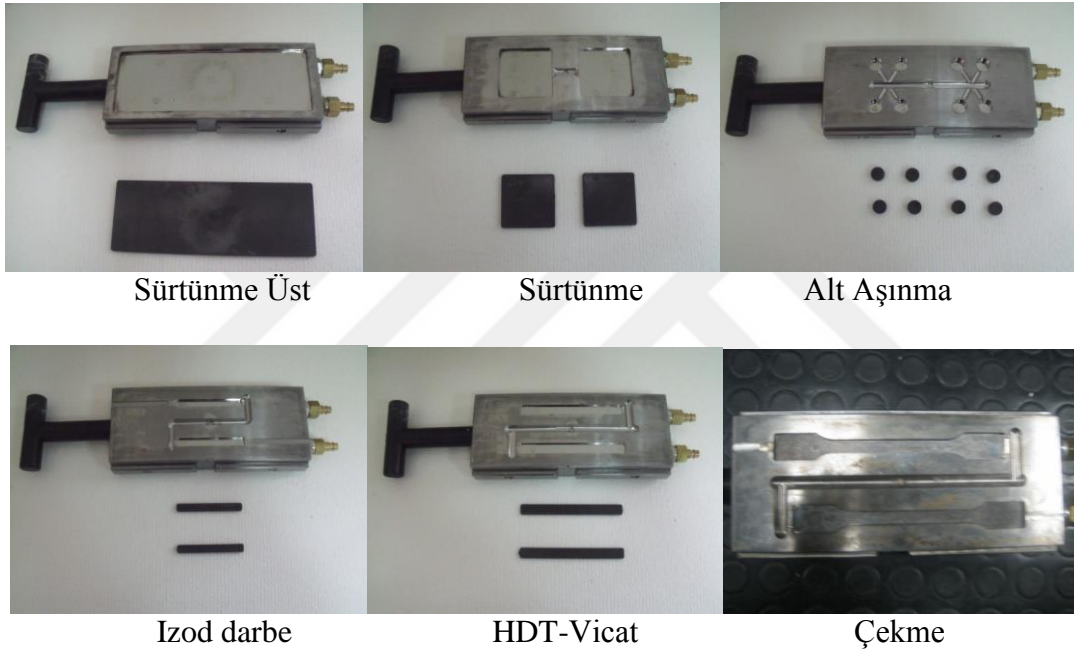
Şekil 3.12 Etüv cihazı

### 3.2.6. Enjeksiyon makinesi

Plastik enjeksiyon, granül haldeki hammaddenin yüksek sıcaklık ile vida-kovan grubu içerisinde eriyik hale getirilip, enjeksiyon nozle aracılığı ile kalıp içerisine basılması ve 50-4500 ton arasındaki kalıp-mengene kapama kuvveti sayesinde eriyik hammaddenin kalıbın şeklini alarak belli bir soğutma süresi sonunda bitmiş ürün olarak ortaya çıkmasıdır (URL16). Etüvde kurutulan granül soğuduktan sonra enjeksiyon makinesinde test numuneleri basılmıştır. Bu çalışmada kullanılan enjeksiyon makinesinin fotoğrafı Şekil 3.13’de ve standart test numune kalıplarının fotoğrafı ise Şekil 3.14’deki gibidir. Aynı zamanda enjeksiyon makinesinin çalışma şartları da Tablo 3.4.’de belirtilmiştir.



Şekil 3.13 Enjeksiyon makinesi



Şekil 3.14 Test numune kalıpları

Tablo 3.4 Enjeksiyon şartları

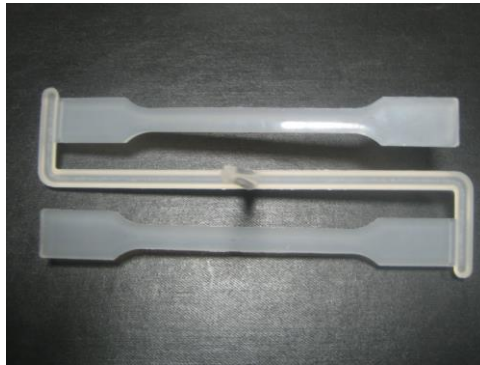
İŞLEM	ENJEKSİYON
Sıcaklık (°C)	190–250
Basınç (bar)	120-160
Kalıpta bekleme süresi (sn)	10
Vida devri (dev/dak)	25
Kalıp sıcaklığı (°C)	45

### 3.3. Deney Çalışmalarında Kullanılan Test Ekipmanları

#### 3.3.1. Çekme Testi

Bir numunenin kopana dek tek ekseninde çekme kuvvetlerine maruz bırakıldığı temel bir testtir. Testten elde edilen sonuçlar herhangi bir uygulama için malzeme seçimi, kalite kontrol ve malzemenin diğer kuvvetler altında nasıl davranacağını tahmin etmek için kullanılır (URL17).

Çekme testi yapılarak malzemenin akma mukavemeti, çekme mukavemeti, elastiklik modülü ve % uzama değeri belirlenmiştir. Çekme testlerinde numuneye uygulanan gerilimi homojen olarak bütün kesite dağıtacak bir zaman tanınmalıdır. Bunun için rijit numunelerde hız küçük, sünek malzemeler için de büyük değerlerde olmalıdır. Çekme deneyi yapmak için numune test cihazının çenelerine bağlanır. Yine numunenin cinsine göre çekme hızı ayarlanır. Tüm numunelerin çekme testlerinde çenelerin ayrılma hızını ifade eden deney hızı 50 mm/dak olarak belirlenmiştir. Çekme testi yapılarak malzemenin akma mukavemeti, çekme mukavemeti, elastiklik modülü ve % uzama değeri belirlenmektedir. Çekme testlerinde numuneye uygulanan gerilimi homojen olarak bütün kesite dağıtacak bir süre tanınmalıdır. Bunun için test hızı, rijit numunelerde düşük, sünek malzemeler için de yüksek değerlerde olmalıdır. Tüm numunelerin çekme testlerinde çenelerin ayrılma hızını ifade eden deney hızı 50 mm/dak olarak belirlenmiştir. Çekme test numunesinin görseli aşağıda verilmiştir (URL18).



Şekil 3.15 Çekme test numunesi

Çekme testleri ASTM D 638 standardına göre Şekil 1.9'da gösterilen Zwick Z010 marka test cihazı kullanılarak yapılmıştır. Bu test cihazı Marmara Üniversitesi Teknoloji Fakültesi Metalurji ve Malzeme Mühendisliği Bölümü Plastik Laboratuvarında bulunmaktadır. Dolayısıyla elastiklik modülü, akma mukavemeti, çekme mukavemeti ve % uzama değerleri bu cihaz ile elde edilmiştir.



**Şekil 3.16** Çekme test cihazı

### **3.3.2. Aşınma Testi**

Birbirine sürtünen malzemelerin, sürtünen yüzeylerinde oluşan malzeme kaybına aşınma denir. Malzemenin yüzeyinde oluşan deformasyonlar sonucunda sürekli olarak parça kopma miktarının belirlenmesidir. Bu şekilde, yüzeyler ilk şekillerini kaybederler ve aralarındaki boşluklar büyür. Temas eden yüzeylerde, sürtünme kuvvetleri güç kaybına, aşınma ise işleme toleranslarının kötüleşmesine sebep olmaktadır. Hareket eden komponentlerin arasındaki boşluğun artmasına, istenmeyen hareket serbestliğine ve bununla bağlantılı olarak hassasiyetin azalmasına yol açar. Titreşimle beraber mekanik yüklenmenin artmasına ve aşınma şiddetlenmesinin giderilmesine neden olur. Bu durum yorulma kırılması ile beraber gelişir. Bir silindir üzerine sarılmış 500 numara zımpara kâğıdı, ısınmaya neden olmayacak hızda, sabit duran polimeri aşındırır. Numune zımpara kâğıdı üzerine 10 Newton (1kg)'luk kuvvetle temas eder. Test, numunenin cinsine göre, 10, 20 ve 40 metrelik mesafelerden birine göre yapılır. Test sonunda malzemenin aşınma direnci hesaplanır. Aşınma direnci, aşınan malzemede belli bir süre sonucunda oluşan hacim kaybı veya aşınma kaybı olarak verilir. Aşınma testi DIN 53 516'ya göre devotrans marka aşınma test cihazında yapılmıştır. 3 adet numune test edilerek ortalamaları alınmıştır. Aşınma test numunelerinin çapı 15.5 mm ve kalınlığı ise 7 mm'dir. Tamburun dönme hızı 40 dev/dakikadır. Kullanılan aşınma test cihazı Marmara Üniversitesi Teknoloji Fakültesi Metalurji ve Malzeme Mühendisliği Bölümü Plastik Laboratuvarında bulunmaktadır. Cihazın görseli Şekil 3.17 'de verilmiştir.



**Şekil 3.17** Aşınma test cihazı

Cihaz çalıştırılarak test başlatılır. İlk olarak tartılan test parçası tambur üzerinde 40 metre (84 devir) yol alacak şekilde ilerletilir ve test sonlandırılır. 40 m’den sonra cihazın numune takılı olan kafası kendiliğinden açılır. Test parçasından geriye kalan kısım tutucudan çıkartılarak yeniden tartılır. Bu işlemler üç numuneye de uygulandıktan sonra hesaplamalara başlanır. Aşınma testi öncesi malzeme numunesi hassas tartı ile tartılır. Aşınma testinden sonra numune tekrar aynı hassas tartı ile tartılarak, aradaki fark ile ağırlık kaybı tespit edilir. Ağırlık kaybı; malzemenin yoğunluğu, aldığı yol ve yükün çarpımına bölününce aşınma oranını verir. Aşağıdaki formül ile aşınma oranı hesaplanır.

$$\text{Aşınma Oranı} = \frac{\Delta m}{\rho \times L \times F_N}$$

W: Aşınma oranı (cm<sup>3</sup>/Nm)

$\Delta m$ = Ağırlık kaybı =m<sub>1</sub>-m<sub>2</sub> (m<sub>1</sub>=ilk tartım, m<sub>2</sub>=aşınma sonrası tartım tartım) (g)

P=yoğunluk (g/cm<sup>3</sup>)

L=yol (m)

F<sub>N</sub>= uygulanan yük (N) (Koç, 2011)

### **3.3.3. Çentik açma cihazı**

Enjeksiyon makinesinde basılan Izod darbe test numunelerine aşağıda şekil 3.18 ‘de görseli bulunan çentik açma cihazında 2 mm derinliğinde çentikler açıldı. Çentikli Izod darbe testi için gerekli çentik, ASTM D 256 ve ISO 180/1A standartlarında belirtildiği gibi Marmara Üniversitesi Teknoloji Fakültesi Metalurji ve Malzeme Mühendisliği Bölümü Plastik Laboratuvarında bulunan CEAST marka çentik cihazı kullanılarak açıldı. Cihazın görseli aşağıdaki şekilde verilmiştir.



Şekil 3.18 Çentik açma işlemi ile oluşturulmuş Izod darbe test numuneleri

### 3.3.4. Darbe Testi

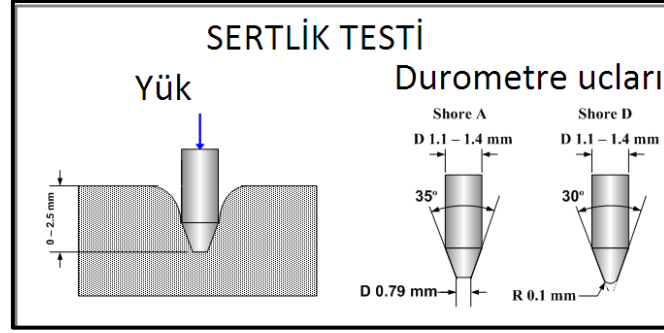
Ani darbelere karşı dayanımı yüksek olan malzeme seçimi için; malzemenin kopmaya karşı olan direnci darbe testi ile ölçülmelidir. Malzemenin ani darbelere karşı dayanımı tokluğu ile yakından ilişkilidir. Tokluk bir malzemeyi kırmak için gerekli enerji miktarı olarak tanımlanabilir. Darbe deneyi süresince malzeme tarafından soğurulan enerji, malzemenin dayanımının ve tokluğunun bir ölçüsü olarak kullanılabilir (URL19). Deneyin uygulamasında; belli uzunluktaki ( $l$ ) sarkacın ucundaki belli bir ağırlığa ( $G$ ) sahip çekiç belli bir yükseklikten ( $h_1$ ) numuneyi kırması için serbest bırakılmaktadır. Bu uygulamada ağırlık serbest bırakılmadan önce çekicinin potansiyel enerjisi " $G \times h_1$ " iken numune kırıldıktan sonra belli bir yüksekliğe ( $h_2$ ) çıkan çekicinin potansiyel enerjisi " $G \times h_2$ " olmaktadır. Test numunesi ISO standardı Tip 1A olarak tanımlanmış numuneler üzerinde gerçekleştirilmiştir. Test numunesi 80x10x4 mm. ölçülerinde olup çentik sonu derinliği 8 mm'dir. Darbe Test sonuçları; ani uygulanan yük altında malzemenin kırılması için gerekli enerji miktarını,  $\text{kJ/m}^2$  cinsinden verir. Üretilen malzemelerin kırılma dayanımlarının tespiti için kullanılan Izod darbe testi; ASTM D-256 standartlarına göre kalıptan çıkarılan numuneler üzerine 5,4 kJ'lük sarkacın düşürülmesiyle yapıldı. Darbe deneylerinde testler için Marmara Üniversitesi Teknoloji Fakültesi Metalurji ve Malzeme Mühendisliği Bölümü Plastik Laboratuvarında bulunan Zwick marka cihaz kullanıldı. Şekil 3.19'de Izod darbe test cihazına ait görsel bulunmaktadır.



**Şekil 3.19** Izod darbe deneyi test cihazı

### **3.3.5. Sertlik Testi**

Malzemeler üzerinde yapılan en genel deney, sertliğinin ölçülmesidir. Bunun başlıca sebebi; deneyin basit oluşu ve diğerlerine oranla numuneyi daha az tahrip etmesidir. Diğer avantajı ise; bir malzemenin sertliği ile diğer mekanik özellikleri arasında paralel bir ilişkinin bulunmasıdır. Örneğin çeliklerde, çekme mukavemeti sertlik ile doğru orantılıdır. Dolayısıyla, yapılan basit sertlik ölçmesi neticesinde, malzemenin mukavemeti hakkında bir fikir edinmek mümkündür. Plastik malzemelerde de durometre kullanılarak batma sertlik değeri tayin edilmektedir. Plastik malzemelerde 2 tip durometre kullanılmaktadır. A tipi durometre yumuşak plastikler, D tipi durometre ise sert plastikler için kullanılabilir. A tipi durometre için uygulanan kuvvet 1 kg'dır. A tipi durometre ile elde edilen değerler 90'nın üzerinde ise, ölçmeleri D tipi durometre ile elde edilen değerler 20'nin altında ise ölçmeler A tipi durometre ile yapılır. Bu şartlarda maddeye batırılan ucun batma miktarı ile ölçülür. Sertlik batma miktarı ile ters orantılıdır ve maddenin esneklik modülü ile viskoelastik özelliklerine bağlıdır. Batıcı ucun şekli ve uygulanan kuvvet elde edilen sonuçları etkiler (URL20). Şekil 3.20.'de sertlik testinde kullanılan durometre uçları görülebilmektedir. Üretilen numunelerin ASTM D-1706-67 test standartlarına göre; Shore D durometre ile sertlikleri ölçüldü.



**Şekil 3.20** Sertlik ölçümü şematik gösterimi

Deney parçası; düz, yatay ve sert bir yüzeye yerleştirilir. Durometre dik durumda ve batıcı uç deney parçası kenarlarından en az 12 mm olacak şekilde tutulur. Baskı ayağı, deney parçasının yüzeyine paralelliği korunarak darbesiz, mümkün olduğu kadar hızlı şekilde uygulanır. Baskı ayağının deney parçasına tamamen değmesini sağlayacak kadar bir basınç uygulanmalıdır.  $15 \pm 1$  saniye sonunda gösterge okunur. Ani bir ölçüm isteniyorsa, baskı ayağı deney parçasına tamamen deyince 1 saniye içinde gösterge okunur. Sertlik değeri ölçmeleri, en az 6mm aralıkla deney parçasının 5 ayrı yerinde yapılır ve aritmetik ortalaması alınır. Bu deneysel çalışmada Marmara Üniversitesi Teknoloji Fakültesi Metalurji ve Malzeme Mühendisliği Bölümü Plastik Laboratuvarında bulunan Zwick marka durometre sertlik cihazı kullanıldı. Şekil 3.21’te bu cihazın görseli bulunmaktadır.

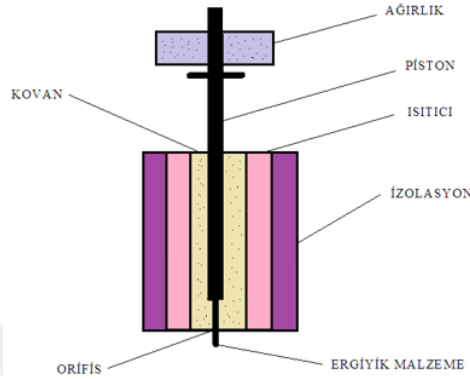


**Şekil 3.21** Sertlik cihazı

### 3.3.6. Erime akışkanlık Testi (MFI)

Ergime akış indeksi, polimer ergimiş halde belirli bir sürede ne kadar aktığını gösteren değerdir. MFI, özellikle polimer üreticileri tarafından ürün polimerinin aynılığının belirlenmesi için kullanılan çok basit ve oldukça önemli bir yöntemdir. MFI verileri,

plastiklerin işlenmesi sırasındaki akma olayını belirlemekte çok yararlıdır. Düşük akma hızlarının kullanıldığı ekstrüzyon ve şişirme ile kalıplamada olsun, yüksek akma hızına gerek olan enjeksiyon kalıplama olsun, MFI değerleri çalışma şartlarını önceden ayarlama yardımcı olur. MFI ölçümleri yapmak için oldukça basit bir düzenek gereklidir. ASTM D-1238 standardı tüm polimer üreticileri tarafından benimsenmiştir (URL21). Şekil 3.22 'de MFI test cihazının şematik görünümü sunulmuştur.



**Şekil 3.22** MFI cihazının şematik görünümü

Akışkanlık indeksi olan MFI (Melt Flow Index), Melt Indexer Test cihazı ile yapılmaktadır. Bu testte, malzeme sıcaklık ile eritilerek üzerine belirli bir yük uygulanır ve bu yük altında kılcal bir borudan 10 dakika içerisinde ne kadar malzemenin aktığı belirlenir. Testin uygulanışında polimer önceden istenilen sıcaklığa getirilmiş hazneye doldurulur ve piston haznenin girişine yerleştirildikten sonra pistonun üstüne ağırlık konular, piston ve üstüne konulan ağırlığın toplamı, yapılacak MFI deneyine göre 2.16, 5.00 gibi kg cinsinden olmaktadır. Ağırlığın baskısıyla, ergimiş polimer haznenin altındaki orifis adı verilen delikten akmaya başlar. Belirli zaman aralıklarıyla akan polimer miktarı tartılarak sonuçlar g/10 dak şeklinde verilir.

$$MFI = \frac{M \times 600}{T}$$

M= Toplam ağırlık (g)

T= Toplam süre (sn)

Araştırmada; üretilen karışımların akışkanlık testleri, ISO 1133 standardında belirtilen şartlarda (200°C, 5 kg), Marmara Üniversitesi Teknoloji Fakültesi Metalurji ve Malzeme Mühendisliği Bölümü Plastik Laboratuvarında bulunan Zwich marka MFI test cihazı ile

yapılmıştır. Cihazın görseli Şekil 3.23. 'de bulunmaktadır.



Şekil 3.23 MFI test cihazı

### 3.3.7. Yoğunluk testi

Elde edilen kompozitlerin yoğunluk ölçümleri Marmara Üniversitesi Teknoloji Fakültesi Metalurji ve Malzeme Mühendisliği Bölümü Plastik Laboratuvarında bulunan Precisa 205A SCS marka yoğunluk belirleme cihazı ile yapılmıştır. Bu cihaz 0,0001g hassasiyetle tartım yapan bir cihazdır. Hassas teraziye ait görsel Şekil 3.24 'de bulunmaktadır.



Şekil 3.24 Hassas terazi

### 3.3.8. Isıl Çarpılma Sıcaklığı (HDT) ve Vicat yumuşama Sıcaklığı

Isıl çarpılma sıcaklığı testi; plastik malzemelerin sabit yük altında deformasyona uğrama sıcaklık dayanım noktasının tespiti işleminde kullanılır. Testin uygulaması ISO 75'e göre

gerçekleştirilir. 120x10x4 boyutlarındaki 3 adet test numunesi cihaza yerleştirilmiştir. Cihazda mesnetler arası mesafe 100 mm olarak seçilmiştir. Numuneye uygulanan toplam yük 137 gr'dır. Bunun 67gramı baskı kafasından, 70 gramı ise mikrometre baskı yayından kaynaklanmaktadır. Numunenin 0.35 mm sehim verdiği sıcaklık HDT sıcaklığı olarak alınmıştır. Vicat yumuşama sıcaklığı testi ise, plastik malzemelerin sabit yük altında yumuşama sıcaklık dayanım noktasının tespiti işleminde kullanılır. Deney düzeneği sabit sıcaklıkta bir yağ banyosu ve ucunda düz iğnesi olan bir batırma kolundan oluşmaktadır. Vicat yumuşama sıcaklığı testi ISO306 standartlarına göre uygulanmıştır. 120x10x4 boyutlarındaki 3 adet test numune cihaza yerleştirilmiştir. Numuneye uygulanan toplam yük 1000 gr'dır. Bunun 67 gramı baskı kafasından, 70 gramı ise mikrometre baskı yayından kaynaklanmaktadır. Geri kalanı (863gr) ağırlık diskleriyle sağlanmıştır. Sistem 50 °C'de ısıtılmış yağ banyosunun sıcaklığı standartlarda (genellikle 50 °C/saat) belirtilen bir hızla arttırılır. 1 kg yükü batırılan iğnenin 1 mm<sup>2</sup>'lik bir yüzeye 1 mm girdiği sıcaklık Vicat yumuşama sıcaklığıdır. Vicat yumuşama sıcaklığı polimerlerin yüzey sertliğine bağlı bir parametredir. Isıl çarpılma sıcaklığı (HDT) ve Vicat yumuşama sıcaklığı testleri Şekil 3.25'de gösterilen Marmara Üniversitesi Teknoloji Fakültesi Metalurji ve Malzeme Mühendisliği Bölümünün Plastik Laboratuvarında bulunan Devotrans marka cihaz kullanılarak yapılmıştır.



Şekil 3.25 HDT/Vicat test cihazı

### 3.3.9. Sürtünme Katsayısı Belirleme Testi

Sürtünme kuvveti, temas halinde olan iki nesnenin arasında oluşan ve harekete karşı koyan kuvvete verilen isimdir. Bu kuvvetin ortaya çıkması için hareket gerekmez ancak hareketin olduğu durumlardaki (kinetik) sürtünme kuvveti, hareketin olmadığı durumdan (statik) farklıdır. Yapılan deneyler göstermiştir ki sürtünme kuvveti iki şeye bağlıdır:

1. İki yüzey arasındaki etki-tepki kuvveti: Bu, bir yüzeyin diğerine uyguladığı dik kuvvettir.

2. Sürtünen yüzeylerin cinsi: Her yüzeyin sürtünmesi farklıdır. Bu yüzden sürtünme kuvvetinin hesaplanabilmesi için sürtünen yüzeylerin özgün bir özelliği olan sürtünme katsayısının bilinmesi gerekir (URL22).

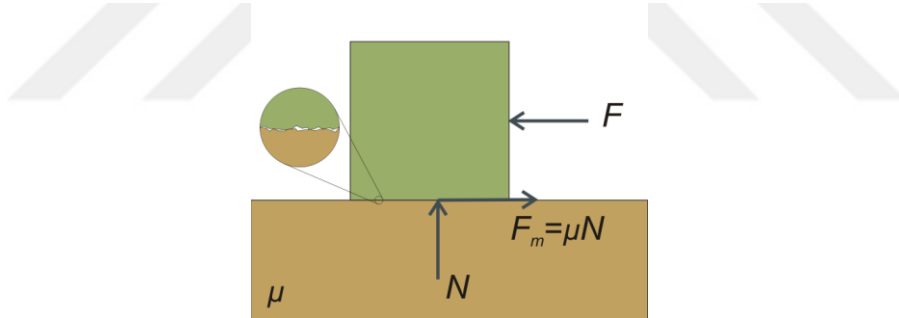
Birbiriyle temas halinde olan iki yüzey arasındaki statik sürtünme kuvveti uygulanan kuvvetle zıt yönlüdür ve aşağıda verilen değere sahip olabilir:

$$F \leq \mu_s n$$

Burada  $\mu_s$  ile gösterilen katsayı statik sürtünme katsayısı,  $n$  de tepki kuvvetidir. Cisim tam kayma sınırındaysa sürtünme kuvveti maksimum değerini alır ve denklemin eşitlik hali geçerli olur. Hareket eden bir cisme etki eden kinetik sürtünme kuvveti, cismin hareketine zıt yöndedir ve aşağıda verilen değerdedir:

$$F_k \leq \mu_k n$$

Burada  $\mu_k$  kinetik sürtünme katsayısıdır. Sürtünme kuvveti sürtünen yüzeylerin büyüklüğüne bağlı değildir (URL23). Sürtünme kuvvetinin şematik gösterimi Şekil 3.26’da ve sürtünme katsayısı belirleme cihazı ise Şekil 3.27 ‘de verilmiştir.



Şekil 3.26 Sürtünme kuvveti şematik gösterimi



Şekil 3.27 Sürtünme katsayısı belirleme test cihazı

### 3.3.10. SEM (Taramalı elektron mikroskobu) Analizi

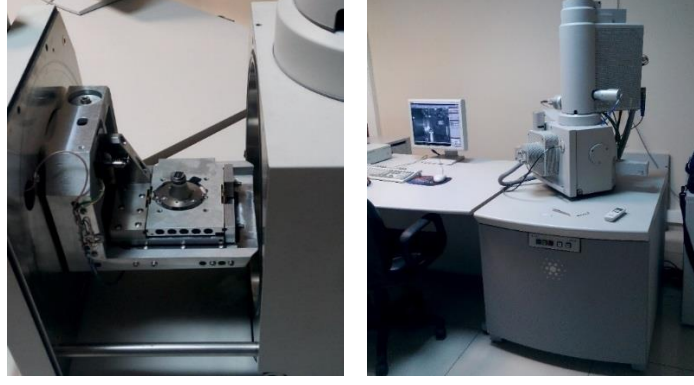
Taramalı elektron mikroskobu SEM (Scanning Electron Microscope) ile malzemelerde

yapılabilecek her türlü katkı ve faz değişikleri, metal-metal, iletken-yarı iletken, yarı iletken-yarı iletken tabakaların kontak yapıları, kristal yapıların kontak yapıları, karışım ve alaşım yapıları, biyoteknolojik numunelerin incelenmesi işlemleri yapılabilmektedir. Ayrıca; tozların, seramik ve diğer malzemelerin yüzey ve kesitlerinin; yüksek büyütme oranları ile morfolojik ve kimyasal analizi için kullanılmaktadır. Çok küçük bir alana odaklanan yüksek enerjili elektronlarla yüzeyin taranması prensibiyle çalışır. Taramalı elektron mikroskobu yüksek büyütmelerde yüksek çözünürlüklü görüntü alma tekniğidir. Bu teknik sayesinde düşük büyütmelerden çok yüksek büyütmelere (x300.000 veya daha fazla) kadar morfolojik, yapısal ve elementel bilgiler alınabilmektedir. Yüksek vakum koşulları altında ikincil elektron (SE), geri saçılmış elektron (BSE) veya karışık (SE+BSE) sinyal görüntüleri alınarak fotoğraflama yapılmaktadır. Ayrıca incelenen numuneler üzerinde X-ray elementel dağılım haritalaması (X-ray mapping) ile incelenen numune üzerinde standartsız kalitatif elementel analizler (SEM-EDS) yapılmaktadır (URL24).



**Şekil 3.28** Kaplama cihazı

Yüksek enerjili demet elektronları numune atomlarının dış yörünge elektronları ile elastik olmayan girişimi sonucunda düşük enerjili Auger elektronları oluşur. Bu elektronlar numune yüzeyi hakkında bilgi taşır ve Auger Spektroskopisinin çalışma prensibini oluşturur. Yine yörünge elektronları ile olan girişimler sonucunda yörüngelerinden atılan veya enerjisi azalan demet elektronları numune yüzeyine doğru hareket ederek yüzeyde toplanırlar. Bu elektronlar ikincil elektron (secondary electrons) olarak tanımlanır. İkincil elektronlar numune odasında bulunan sintilatörde toplanarak ikincil elektron görüntüsü sinyaline çevrilir. İkincil elektronlar numune yüzeyinin 10 nm veya daha düşük derinlikten geldiği için numunenin yüksek çözünürlüğe sahip topografik görüntüsünün elde edilmesinde kullanılır.



**Şekil 3.29** SEM cihazı

Taramalı Elektron Mikroskobu Katı örneklerin yüzeyinde çeşitli işaretler oluşturmak için yüksek enerjili bir elektron odaklanmış ışını kullanır. En SEM mikroskop uygulamalarında, veri numunesinin yüzeyinin seçilen bir alan üzerinde toplanır ve bir iki-boyutlu görüntü, kimyasal karakterizasyonu, doku ve malzeme yönlendirme de dahil olmak üzere özellikleri mekânsal varyasyonlar gösterir oluşturulur. SEM ayrıca numune üzerinde seçilen nokta konumları analizlerini gerçekleştirme yeteneğine sahiptir. Bu yaklaşım, nitel ya da yarı-nicel olarak, kimyasal bileşimleri, kristalli bir yapıya ve kristal yönelimleri belirlenmesinde özellikle yararlıdır.

## 4. BULGULAR VE TARTIŞMA

### 4.1. PP/HA Kompozitlerinin Mekanik Değerleri

Belirlenen malzeme grupları 2 kg olacak şekilde aşağıda Tablo 4.1’de verilen oranlarda karıştırılmıştır.

**Tablo 4.1** PP/HA Polimer kompozitlerinin gruplar halinde karıştırılma oranları

Gruplar	PP (%)	Biyolojik hidroksi apatit (BHA) (%)	% Sentetik Hidroksi Apatit (SHA) (%)
1	100	-	-
2	90	10	-
3	80	20	-
4	70	30	-
5	90	-	10
6	80	-	20
7	70	-	30

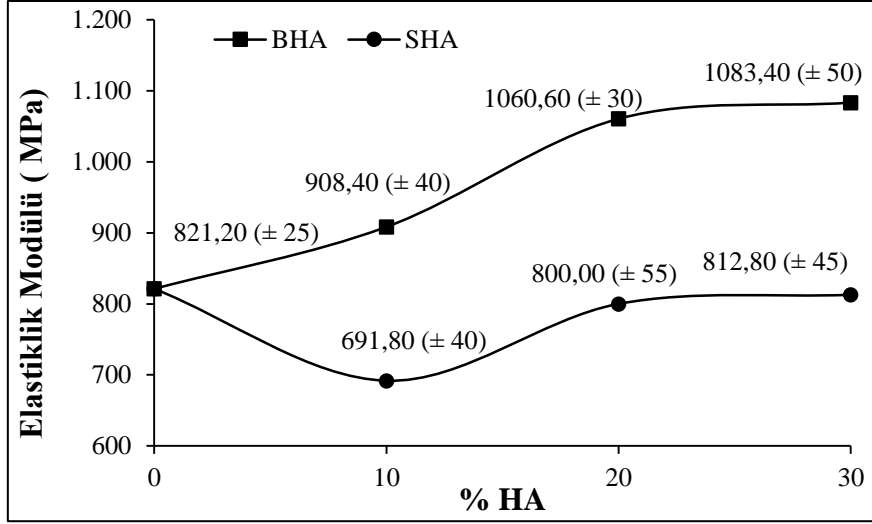
Her gruba ilave olarak %1 oranında MA-g-PP katkı maddesi eklemiştir.

#### 4.1.1. Elastik Modülü

Elastisite modülü, malzeme dayanım ölçüsüdür. Birim uzama ile normal gerilme (çekme veya basma gerilmesi) arasındaki doğrusal ilişkinin bir sonucu olup bir birim uzama başına gerilme olarak tanımlanır. Bu oran ne kadar yüksek olursa, malzeme o kadar sağlam veya mukavemetli olur. PP/BHA ve PP/SHA plastik kompozitinin elastiklik modülü değerleri Tablo 4.2 de ve oluşturulan grafik Şekil 4.1.’de verilmiştir. Her grup için 9 adet numune kullanılmış olup, çıkan değerlerin ortalaması alınıp, tabloya işlenmiştir. Araştırmalarda alınan verilere göre kemiğin elastik modül değeri 15-30 GPa aralığında gelmektedir.

**Tablo 4.2** PP/HA polimer kompozitlerinin elastik modülü değerleri

Gruplar	Elastiklik Modülü (MPa)
1.Grup (% 100 PP)	821,20 (± 25)
2. Grup (% 90 PP+ % 10 BHA)	908,40 (± 40)
3. Grup (% 80 PP+ % 20 BHA)	1060,60 (± 30)
4. Grup (% 70 PP+ % 30 BHA)	1083,40 (± 50)
5. Grup (% 90 PP+ % 10 SHA)	691,80 (± 40)
6. Grup (% 80 PP+ % 20 SHA)	800,00 (± 55)
7. Grup (% 70 PP+ % 30 SHA)	812,80 (± 45)



Şekil 4.1 PP/HA polimer kompozitlerinin elastik modülü değerleri grafiği

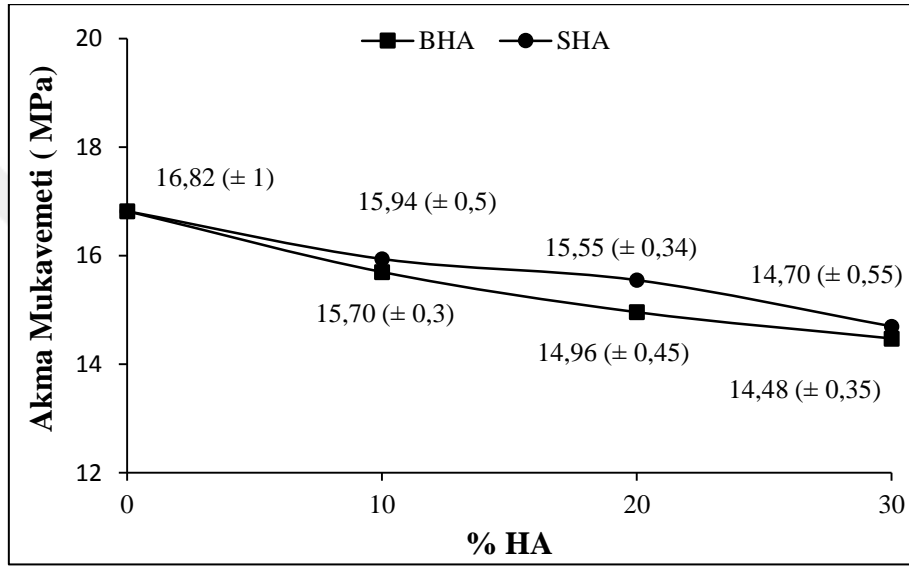
Şekil 4.1'den de anlaşıldığı gibi polipropilene biyolojik hidroksi apatit ilavesi ile polimer kompozitinin elastiklik modül değeri artmıştır. Hidroksi apatit oranının artmasıyla elastiklik modül değerinde lineer bir artış tespit edilmiştir. En yüksek elastiklik modül değerini %30 BHA katkılı grup vermiştir. Saf polipropilen ile kıyasladığımızda %30 BHA ilavesiyle kompozitin elastiklik modül değeri % 32 artmıştır. Diğer taraftan polipropilene %10 oranında sentetik hidroksi apatit (SHA) eklendiğinde elastiklik modülü değerinde bir miktar düşüş tespit edilmiştir.

#### 4.1.2. Akma Mukavemeti

Belirli miktar kalıcı uzamanın oluştuğu (örneğin % 0,2 veya 0,002 mm/mm) gerilme değeri akma dayanımı olarak alınır. Bu değer elastiklik sınırından çok daha kolay belirlenir. Bazı durumlarda % 0,2 den farklı değerler kullanılabilir. Örneğin yüksek sıcaklıklarda ve plastik malzemelerde % 0,1 alınabilir. Akma mukavemeti, malzemenin kalıcı şekil değiştirmeden çıkılabilecek en üst gerilme sınırıdır (URL25). PP/BHA ve PP/SHA plastik kompozitlerine ait akma mukavemeti değerleri belirlenmiştir. Çekme test sonuçları Tablo 4.3.'te verilmiştir. Alınan verilere istinaden oluşturulan grafik Şekil 4.2.'de verilmiştir. Araştırmalarda alınan verilere göre kemiğin akma mukavemeti 35-70 MPa aralığında gelmektedir.

**Tablo 4.3** PP/HA polimer kompozitlerinin akma mukavemet değerleri

Gruplar	Akma Mukavemeti (MPa)
1. Grup (% 100 PP)	16,82 ( $\pm 1$ )
2. Grup (% 90 PP+ % 10 BHA)	15,70 ( $\pm 0,3$ )
3. Grup (% 80 PP+ % 20 BHA)	14,96 ( $\pm 0,45$ )
4. Grup (% 70 PP+ % 30 BHA)	14,48 ( $\pm 0,35$ )
5. Grup (% 90 PP+ % 10 SHA)	15,94 ( $\pm 0,5$ )
6. Grup (% 80 PP+ % 20 SHA)	15,55 ( $\pm 0,34$ )
7. Grup (% 70 PP+ % 30 SHA)	14,70 ( $\pm 0,55$ )



**Şekil 4.2** PP/HA polimer kompozitlerinin akma mukavemet değerleri grafiği

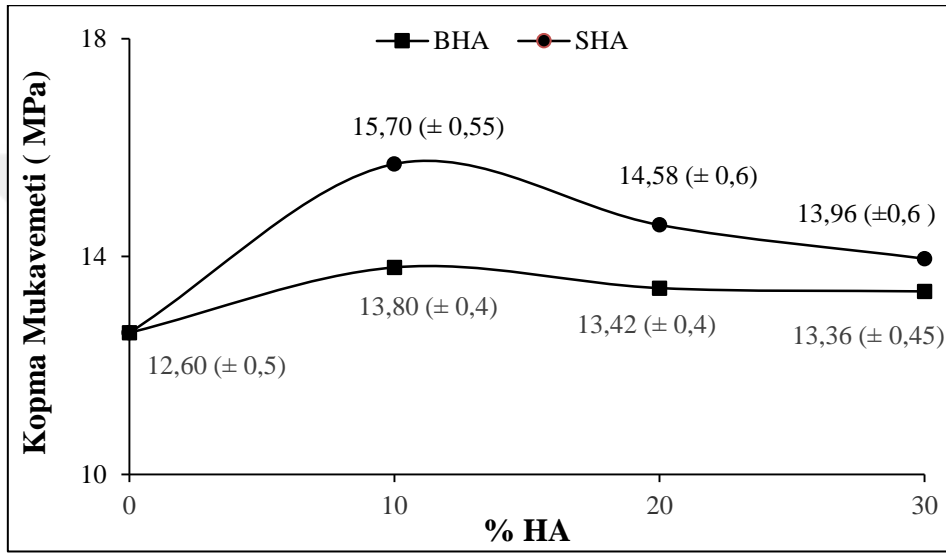
Test sonuçlarından alınan verilere istinaden polipropilene biyolojik ve sentetik hidroksi apatit ilavesi ile oluşturulan kompozitin akma mukavemet değerlerinde düşüş gözlenmiştir. Artan HA oranıyla bu değer de lineer olarak düşmüştür. Şekil 4.2 de görüldüğü üzere %100 Polipropilen ile kıyaslandığında en fazla düşüş %14 olarak %30 BHA ilavesi ile gerçekleşmiştir.

#### 4.1.3. Kopma Mukavemeti

Kopma mukavemeti, devamlı ve lineer artan gerilme sonucu malzemenin koptuğu gerilme büyüklüğüne denir. PP/BHA ve PP/SHA plastik kompozitlerine ait kopma mukavemeti değerleri belirlenmiştir. Çekme test sonuçları Tablo 4.4.'te verilmiştir. Alınan verilere istinaden oluşturulan grafik Şekil 4.3.'de verilmiştir. Araştırmalarda alınan verilere göre kemiğin kopma mukavemeti 35-70 MPa aralığında gelmektedir.

**Tablo 4.4** PP/HA polimer kompozitlerinin kopma mukavemeti değerleri

Gruplar	Kopma Mukavemeti (MPa)
1. Grup (% 100 PP)	12,60 ( $\pm$ 0,5)
2. Grup (% 90 PP+ % 10 BHA)	13,80 ( $\pm$ 0,4)
3. Grup (% 80 PP+ % 20 BHA)	13,42 ( $\pm$ 0,4)
4. Grup (% 70 PP+ % 30 BHA)	13,36 ( $\pm$ 0,45)
5. Grup (% 90 PP+ % 10 SHA)	15,70 ( $\pm$ 0,55)
6. Grup (% 80 PP+ % 20 SHA)	14,58 ( $\pm$ 0,6)
7. Grup (% 70 PP+ % 30 SHA)	13,96 ( $\pm$ 0,6)



**Şekil 4.3** PP/HA polimer kompozitlerinin kopma mukavemeti değerleri grafiği

Şekil 4.3 te de görüldüğü üzere polipropilen malzemeye hidroksi apatit malzemesi katılarak oluşturulan kompozitin kopma mukavemetinde saf polipropilen malzemeye göre artış olmuştur. Bu artış lineer şekilde gerçekleşmemiştir. %10 oranında bir yükselme olmuş fakat %20 ve %30 oranlarında düşüş gözlemlenmiştir. Kopma mukavemetindeki en fazla artış %10 sentetik hidroksi apatit ilavesi ile gerçekleşmiştir. Kopma mukavemetindeki en yüksek artış seviyesi %25 oranında gerçekleşmiştir. Hidroksi apatit malzeme oranı arttıkça kopma mukavemetinde düşüş olmuştur.

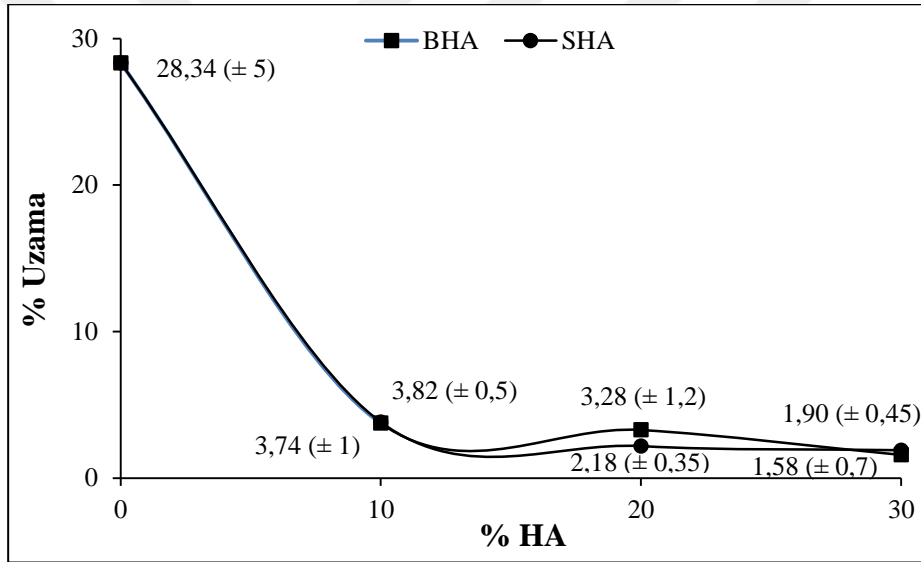
#### 4.1.4. Kopma Uzaması

Numunenin koptuğu zaman meydana gelen uzama miktarının ilk boya oranına kopma uzaması denilir (Bahar, 2007). Malzemenin sünekliliğini ölçmenin yollarından birisi kopma uzama miktarına bakmaktır. İyice uzamışsa sünektir. Malzemenin kopmadan önce plastik

şekil değiştirme eğilimidir. Gevrek malzemeler ise ani kopmalar yaparlar (URL26). PP/BHA ve PP/SHA polimer kompozitlerine ait kopma uzama değerleri Tablo 4.5.' te verilmiştir. Alınan verilere istinaden oluşturulan grafik Şekil 4.4.'de verilmiştir. Araştırmalarda alınan verilere göre kemiğin % uzama değeri 0-8 aralığında gelmektedir.

**Tablo 4.5** PP/HA polimer kompozitlerinin kopma uzaması değerleri

Gruplar	% Uzama
1. Grup (% 100 PP)	28,34 ( $\pm 5$ )
2. Grup (% 90 PP+ % 10 BHA)	3,74( $\pm 1$ )
3. Grup (% 80 PP+ % 20 BHA)	3,28 ( $\pm 1,2$ )
4. Grup (% 70 PP+ % 30 BHA)	1,58 ( $\pm 0,7$ )
5. Grup (% 90 PP+ % 10 SHA)	3,82 ( $\pm 0,5$ )
6. Grup (% 80 PP+ % 20 SHA)	2,18 ( $\pm 0,35$ )
7. Grup (% 70 PP+ % 30 SHA)	1,90 ( $\pm 0,45$ )



**Şekil 4.4** PP/HA polimer kompozitlerinin kopma uzaması değerleri

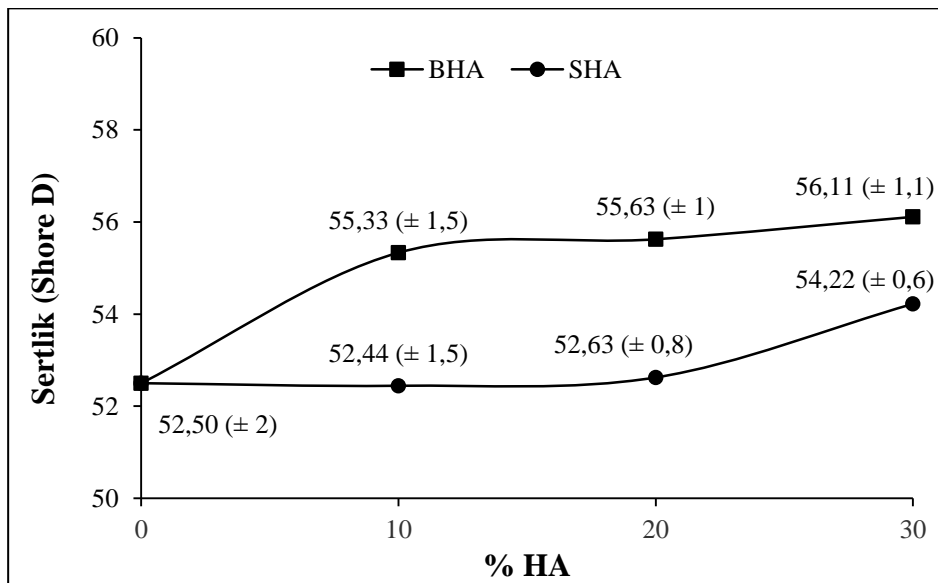
Şekil 4.4 te de görüldüğü üzere polipropilen malzemeye hidroksi apatit malzemesi katılarak oluşturulan kompozitin kopma uzaması değerlerinde belirgin bir şekilde düşüş gözlemlenmiştir. Sentetik ve biyolojik hidroksi apatit malzemesi ile oluşturulan kompozitlerde çok büyük sapmalar gözlenmemiştir. Kopma uzamasında en büyük düşüş %30 biyolojik hidroksiapatit malzemesi ile oluşturulan kompozitte gözlenmiştir. Saf polipropilen malzemesinde alınan değerle kıyaslandığında %94 oranında bir düşüş gerçekleşmiştir.

#### 4.1.5. Sertlik

Cisimlerin en önemli mekanik özellikleri basma, çekme, kesme ve eğilme dayanımlarıdır. İkinci derecede önem taşıyabilen bazı özellikler, çoğunlukla birinci derecedeki önemli özelliklere bağlıdır. Örneğin, basma dayanımı yüksek olan bir malzemenin çoğunlukla sertlik derecesi de fazladır. Sertlik, malzeme yüzeyinin kalıcı şekil değiştirmeye gösterdiği direnç olarak tanımlanabilir. Sert bir cisim, genellikle yumuşak olmayan ve başka bir cismin kuvvet altında o malzeme içine girmesine büyük direnç gösteren bir malzemedir. Sertlik izafi bir ölçü olup sürtünmeye, çizmeye, kesmeğe ve plastik deformasyona karşı direnç olarak tarif edilir ve malzemelerin plastik deformasyona karşı gösterdiği dirençtir (Ün, 2007). PP/BHA ve PP/SHA plastik kompozitlerine ait ölçümler sonucu alınan sertlik değerleri Tablo 4.6.' te verilmiştir. Alınan verilere istinaden oluşturulan grafik Şekil 4.5.'de verilmiştir.

**Tablo 4.6** PP/HA polimer kompozitlerinin sertlik değerleri

Gruplar	Sertlik (Shore D)
1. Grup (% 100 PP)	52,50 ( $\pm 2$ )
2. Grup (% 90 PP+ % 10 BHA)	55,33 ( $\pm 1,5$ )
3. Grup (% 80 PP+ % 20 BHA)	55,63 ( $\pm 1$ )
4. Grup (% 70 PP+ % 30 BHA)	56,11 ( $\pm 1,1$ )
5. Grup (% 90 PP+ % 10 SHA)	52,44 ( $\pm 1,5$ )
6. Grup (% 80 PP+ % 20 SHA)	52,63 ( $\pm 0,8$ )
7. Grup (% 70 PP+ % 30 SHA)	54,22 ( $\pm 0,6$ )



**Şekil 4.5** PP/HA polimer kompozitlerinin sertlik değerleri grafiği

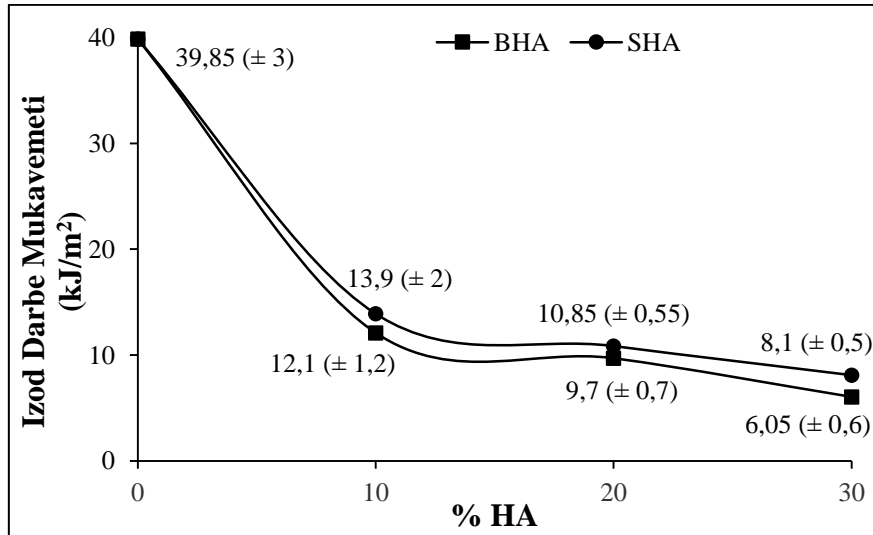
Şekil 4.5 te de görüldüğü üzere polipropilen malzemeye hidroksi apatit malzemesi katılarak oluşturulan kompozitin sertlik değerlerinde artış gözlenmiştir. Sertlik değerinde en büyük artış %30 biyolojik hidroksi apatit malzemesi ile oluşturulan kompozitte gözlenmiştir.

#### 4.1.6. Izod Çentikli Darbe Mukavemeti

Darbe deneyinde, numunenin dinamik bir zorlama altında kırılması için gereken enerji miktarı tayin edilir. Bulunan değer, malzemenin darbe direnci olarak tanımlanır (URL27). PP/BHA ve PP/SHA plastik kompozitlerine ait Izod darbe dayanımı incelenmiş ve sonuçları Tablo 4.7.' te verilmiştir. Alınan verilere istinaden oluşturulan grafik Şekil 4.6.'de verilmiştir.

**Tablo 4.7** PP/HA polimer kompozitlerinin izod darbe dayanım değerleri

Gruplar	Izod Darbe Dayanım (kJ/m <sup>2</sup> )
1. Grup (% 100 PP)	39,85 (± 3)
2. Grup (% 90 PP+ % 10 BHA)	12,1(± 1,2)
3. Grup (% 80 PP+ % 20 BHA)	9,7 (± 0,7)
4. Grup (% 70 PP+ % 30 BHA)	6,05 (± 0,6)
5. Grup (% 90 PP+ % 10 SHA)	13,9 (± 2)
6. Grup (% 80 PP+ % 20 SHA)	10,85 (± 0,55)
7. Grup (% 70 PP+ % 30 SHA)	8,1 (± 0,5)



**Şekil 4.6** PP/HA polimer kompozitlerinin izod darbe dayanım değerleri grafiği

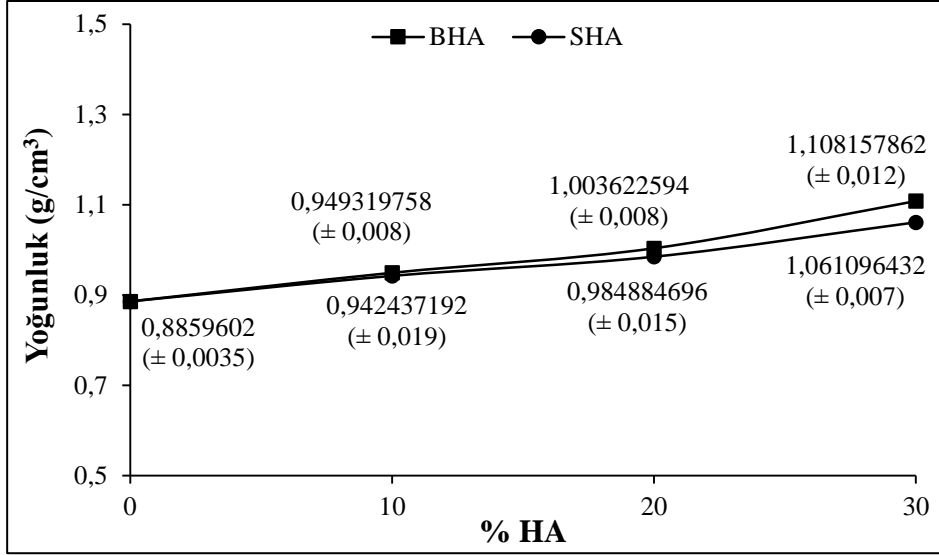
Şekil 4.6 da da görüldüğü üzere polipropilen malzemeye hidroksi apatit malzemesi katılarak oluşturulan kompozitin izod darbe dayanım değerlerinde düşüş gözlenmiştir. Darbe mukavemet değerinde en büyük düşüş %30 biyolojik hidroksi apatit malzemesi ile oluşturulan kompozitte gözlenmiştir. Saf polipropilenin değerlerini %30 BHA katkılı kompozit malzemedan alınan değerle kıyaslandığında %85 oranında düşüş gerçekleşmiştir.

#### 4.1.7. Yoğunluk

Karışıma katılan maddelerinin özgül ağırlığı malzemenin fiziksel özelliklerini etkileyen bir faktördür. Polimer malzemedan daha yüksek yoğunluğa sahip olan katkı maddesinin ağırlık oranına göre katkı olarak kullanımı polimer matrisi ile aynı ağırlığa sahip olmasına rağmen dolgu maddesinin özgül ağırlığının artması yapıda kapladığı hacminin azalması sonucunu doğurur. Çoğu dolgu maddesi  $1 \text{ gr/cm}^3$  ' ten daha yüksek bir özgül ağırlığa sahiptir ve katkı maddeleri genel olarak polimer malzemedan daha yoğundur. Yoğunluk belirlenirken iki kritere dikkat edilir. Yoğunluğu 1' den büyük numunelerde, numuneden küçük bir parça alınır ve açık ortamda 0,0001 hassasiyetle tartılır. Aynı numune aynı hassasiyetle su içerisinde tartılır. İlk tartım ile son tartımın farkı o malzemenin hacmini verir. İlk tartımın hacme bölümü malzemenin yoğunluğunu verir. Diğer kriter ise yoğunluğu 1' den küçük olan numunedir. Malzemedan alınan numune açık havada yine aynı hassasiyetle su içerisinde tartılır. Yoğunluğu sudan küçük olduğu için tamamen su içerisine batmaz. Bunun için darası alınmış bir elek ile bastırılarak su içerisine batması sağlanır. Su batmayan hacim kadar eleği yukarı kaldırır ve negatif bir değer oluşur. Malzemenin ilk ağırlığı ile oluşan negatif ağırlığın mutlak değerinin toplamı o numunenin hacmini verir. PP/BHA ve PP/SHA plastik kompozitlerinin yoğunluk değerleri incelenmiş olup sonuçlar Tablo 4.8.'de verilmiştir. Alınan Veriler ile oluşturulan grafik Şekil 4.7. de verilmiştir.

**Tablo 4.8** PP/HA polimer kompozitlerinin yoğunluk değerleri

Gruplar	Yoğunluk ( $\text{g/cm}^3$ )
1. Grup (% 100 PP)	0,8859 ( $\pm 0,0035$ )
2. Grup (% 90 PP+ % 10 BHA)	0,9493 ( $\pm 0,008$ )
3. Grup (% 80 PP+ % 20 BHA)	1,0036 ( $\pm 0,008$ )
4. Grup (% 70 PP+ % 30 BHA)	1,1081 ( $\pm 0,012$ )
5. Grup (% 90 PP+ % 10 SHA)	0,9424 ( $\pm 0,019$ )
6. Grup (% 80 PP+ % 20 SHA)	0,9848 ( $\pm 0,015$ )
7. Grup (% 70 PP+ % 30 SHA)	1,0610 ( $\pm 0,007$ )



Şekil 4.7 PP/HA polimer kompozitlerinin yoğunluk değerleri grafiği

Şekil 4.7 de de görüldüğü üzere polipropilen malzemeye hidroksi apatit malzemesi katılarak oluşturulan kompozitin yoğunluğunda artış gözlenmiştir. Bu artış hidroksi apatit malzemesi oranını artışıyla artış göstermiştir. Yoğunluk seviyesindeki artış saf polipropilen malzemesi ile kıyaslandığında en fazla %25 seviyesinde gerçekleşmiştir.

#### 4.1.8. Aşınma Oranı

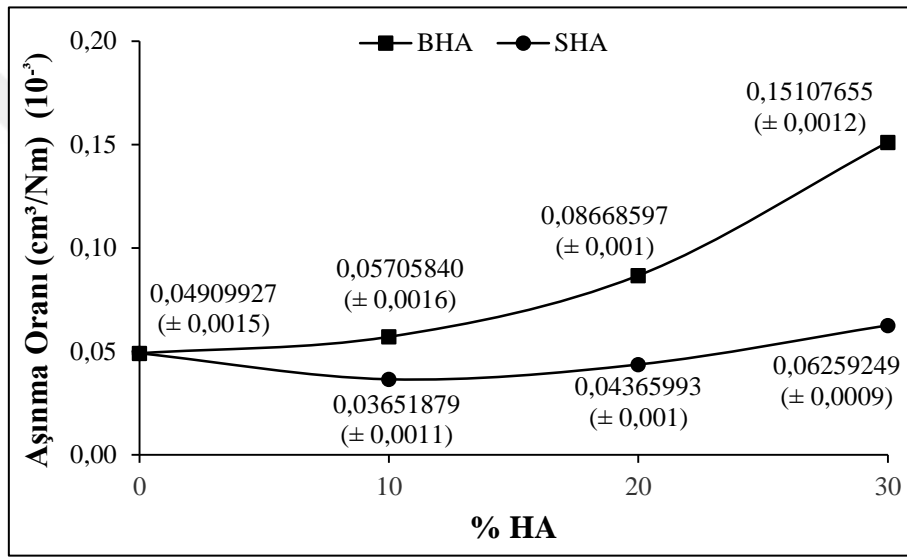
Katı malzemenin yüzeyinden mekanik sürtme, kazıma ve erozyon gibi etkiler nedeniyle sürekli parça kopması miktarını belirleme işlemidir. Bir silindir üzerine sarılmış 500 numara zımpara kâğıdı, ısınmaya neden olmayacak sabit bir hızda, ilerleyen polimeri aşındırır. Numune zımpara kâğıdı üzerine 10 Newton (1kg)' luk kuvvetle temas eder. Test, numunenin cinsine göre, 10, 20 ve 40 metrelik mesafelerden birine göre yapılır. Test sonunda malzemenin aşınma direnci hesaplanır. Aşınma direnci, aşınan malzemede belli bir süre sonucunda oluşan hacim kaybı veya aşınma kaybı olarak verilir. Aşınma testi DIN 53 516'ya göre devotrans marka aşınma test cihazında yapılmıştır. 3 adet numune test edilerek ortalamaları alınmıştır. Aşınma test numunelerinin çapı 15,5 mm ve kalınlığı ise 7 mm'dir.

Aşınma sürtünen yüzeylerde malzeme kaybı olarak tanımlanır. Aşınma miktarı malzemenin türüne, sürtünen yüzeylerin biçimine, sürtünme koşullarına ve çevrenin kimyasal etkilerine bağlıdır. Belirli bir kuvvet etkisinde belirli bir süre deneye tutulan parçalarda aşınma miktarı ağırlık veya hacim azalması veya boyut azalması ile ölçülür (URL28). Bu tez çalışmasında sabit yük altında 40 metrelik mesafeye göre değerlendirme yapıldı. Elde edilen değerler

Tablo 4.9.' de gösterilmiştir. Verilere istinaden oluşturulan grafik Şekil 4.8.'de verilmiştir.

**Tablo 4.9** PP/HA plastik kompozitlerinin aşınma oranı değerleri

Gruplar	Aşınma Oranı (cm <sup>3</sup> /Nm) (10 <sup>-3</sup> )
1.Grup (% 100 PP)	0,04909927 (± 0,0015)
2. Grup (% 90 PP+ % 10 BHA)	0,05705840 (± 0,0016)
3. Grup (% 80 PP+ %20 BHA)	0,08668597 (± 0,001)
4. Grup (% 70 PP+ %30 BHA)	0,15107655 (± 0,0012)
5. Grup (% 90 PP+ % 10 SHA)	0,03651879 (± 0,0011)
6. Grup (% 80 PP+ %20 SHA)	0,04365993 (± 0,001)
7. Grup (% 70 PP+ %30 SHA)	0,06259249 (± 0,0009)



**Şekil 4.8** PP/HA kompozitlerinin aşınma değerlerinin grafiği

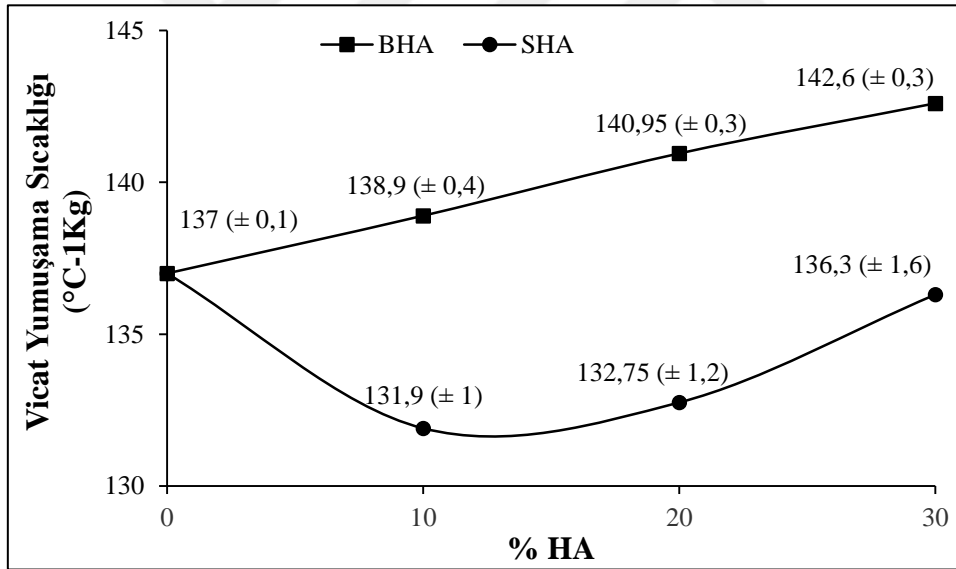
Şekil 4.8 de de görüldüğü üzere polipropilen malzemeye biyolojik hidroksi apatit malzemesi katılarak oluşturulan kompozitin aşınma değerlerinde artış gözlenmiştir. Bu artış hidroksi apatit oranının artışıyla artmıştır. En yüksek artış değeri %70 polipropilen/%30 biyolojik hidroksi apatit kompozitinde olmuştur. Bu artış saf polipropilen malzeme ile kıyaslandığında %207 seviyesinde artış olduğu gözlenmiştir. Sentetik hidroksi apatit ile oluşturulan kompozit malzeme incelendiğinde %10 ve %20 oranında sentetik hidroksi apatit ile oluşturulan kompozitte saf polipropilene göre düşüş olduğu gözlenmiştir. %30 oranında sentetik hidroksi apatit ile oluşturulan kompozitte ise artış olmuştur ve saf polipropilen malzeme ile kıyaslandığında %27 seviyesinde artış olduğu gözlenmiştir.

#### 4.1.9. Vicat Yumuşama Sıcaklığı

Vicat yumuşama noktası termoplastiğin yumuşamaya başladığı sıcaklığı verir. Vicat, termoplastik maddelerin ve bileşiklerin yumuşama özellikleriyle ilgili farklılıklarını tanımlamak için kullanılır. Yapılan Vicat yumuşama testinde elde edilen sonuçlar Tablo 4.10.' da verilmiştir.

**Tablo 4.10** PP/HA polimer kompozitlerinin Vicat yumuşama sıcaklığı değerleri

Gruplar	Vicat Yumuşama sıcaklığı (°C-1Kg )
1. Grup (% 100 PP)	137,00 (± 0,1)
2. Grup (% 90 PP+ % 10 BHA)	138,90 (± 0,4)
3. Grup (% 80 PP+ % 20 BHA)	140,95 (± 0,3)
4. Grup (% 70 PP+ % 30 BHA)	142,60 (± 0,3)
5. Grup (% 90 PP+ % 10 SHA)	131,90 (± 1)
6. Grup (% 80 PP+ % 20 SHA)	132,75 (± 1,2)
7. Grup (% 70 PP+ % 30 SHA)	136,30 (± 1,6)



**Şekil 4.9** PP/HA polimer kompozitlerinin vicat yumuşama sıcaklığı değerleri grafiği

Şekil 4.9'da da görüldüğü üzere polipropilen malzemeye biyolojik hidroksiapatit malzemesi katılarak oluşturulan kompozitin vicat yumuşama sıcaklık değerlerinde artış gözlenmiştir. Hidroksi apatit oranının artışıyla lineer bir artış gözlenmektedir. En yüksek artış değeri %70 polipropilen/%30 biyolojik hidroksi apatit kompozitinde olmuştur. Saf polipropilen malzeme ile kıyaslandığında %4 seviyesinde artış olduğu gözlenmiştir. Sentetik Hidroksi apatit ile oluşturulan kompozit malzeme incelendiğinde %10 %20 ve %30 oranında sentetik

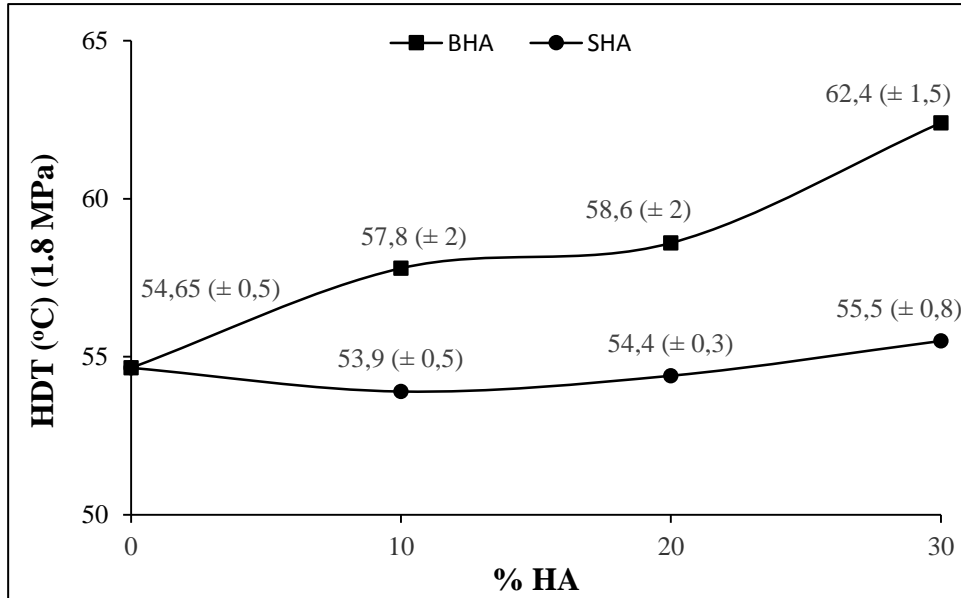
hidroksiapatit ile oluşturulan kompozitte %100 polipropilene göre düşük seviyede kaldığı gözlenmiştir. %30 oranında sentetik hidroksi apatit ile oluşturulan kompozitteki test sonuçları ile saf polipropilen malzemesinin test sonuçları birbirine yakın seviyededir.

#### 4.1.10. Isıl Çarpılma Sıcaklığı (HDT)

Isıl çarpılma sıcaklığı belirleme testinde numune belirli hızda ısıtılan bir yağ banyosu içerisine konulur. Standartlarda belirtilen eğilme değerine ulaştığında, HDT sıcaklığına erişilmiş olunur. HDT, maddelerin ısıya karşı dayanımları ve polimerlerin termal davranışlarını hakkında bilgi verir. Yapılan ısıl çarpılma testinin sonuçları Tablo 4.11.'de verilmiştir. Sonuçlara ilişkin oluşturulan grafik de Şekil 4.10.'da sunulmuştur.

**Tablo 4.11** PP/HA polimer kompozitlerinin HDT sıcaklık değerleri

Gruplar	HDT (°C-1.8 MPa )
1.Grup (% 100 PP)	54,65 (± 0,5)
2. Grup (% 90 PP+ % 10 BHA)	57,80 (± 2)
3. Grup (% 80 PP+ % 20 BHA)	58,60 (± 2)
4. Grup (% 70 PP+ % 30 BHA)	62,40 (± 1,5)
5. Grup (% 90 PP+ % 10 SHA)	53,90 (± 0,5)
6. Grup (% 80 PP+ % 20 SHA)	54,40 (± 0,3)
7. Grup (% 70 PP+ % 30 SHA)	55,50 (± 0,8)



**Şekil 4.10** PP/HA polimer kompozitlerinin HDT sıcaklık değerleri grafiği

Şekil 4.10’da da görüldüğü üzere polipropilen malzemeye biyolojik hidroksi apatit malzemesi katılarak oluşturulan kompozitin ısı çarpılma sıcaklık değerlerinde artış gözlenmiştir. Biyolojik hidroksi apatit oranının artışıyla lineer bir artış gözlenmektedir. En yüksek artış değeri %70 polipropilen/%30 biyolojik hidroksiapatit kompozitinde olmuştur. Bu artış saf polipropilen malzeme ile kıyaslandığında %14 seviyesinde artış olduğu gözlenmiştir. %10 ve %20 oranında sentetik hidroksi apatit ile oluşturulan kompozit malzemenin HDT değeri incelendiğinde saf polipropilen’e göre daha düşük seviyede kaldığı gözlenmiştir.

#### 4.1.11. Sürtünme Katsayısı

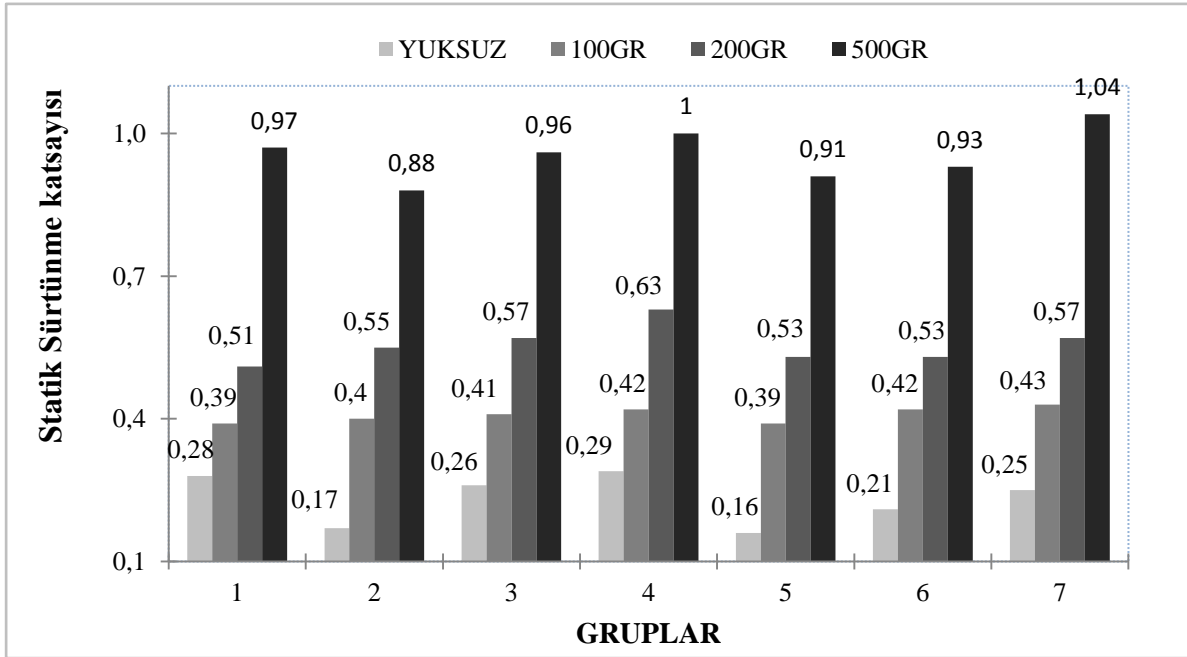
Sürtünme kuvveti, temas halinde olan iki nesnenin arasında oluşan ve harekete karşı koyan kuvvete verilen isimdir. Bu kuvvetin ortaya çıkması için hareket gerekmez ancak hareketin olduğu durumlardaki (dinamik) sürtünme kuvveti, hareketin olmadığı durumdan (statik) farklıdır. Bu deneysel çalışmada sabit hızda (100 mm/dak) ve farklı yüklerde statik ve dinamik sürtünme katsayıları değerleri belirlenmiştir. Tablo 4.12’de 100 mm/dak’lık hızda farklı yüklerde yapılan polimer kompozitlerine ait statik, tablo 4.13’de 100 mm/dak’lık hızda farklı yüklerde yapılan polimer kompozitlerine ait dinamik sürtünme değerleri verilmiştir. Sonuçlara ilişkin oluşturulan grafik Şekil 4.11 ve Şekil 4.12’te verilmiştir. Elde edilen veriler incelendiğinde yük artışı ile sürtünme katsayısında artış her grupta gözlenmiştir.

**Tablo 4.12** PP/HA polimer kompozitlerinin statik sürtünme katsayısı değerleri

Gruplar (Hız:100 mm/dak)	Yüksüz	Yük:100gr	Yük:200 gr	Yük:500 gr
1. Grup (% 100 PP)	0,28	0,39	0,51	0,97
2. Grup (% 90 PP+ %10 BHA)	0,17	0,4	0,55	0,88
3. Grup (% 80 PP+ %20 BHA)	0,26	0,41	0,57	0,96
4. Grup (% 70 PP+ %30 BHA)	0,29	0,42	0,63	1
5. Grup (% 90 PP+ %10 SHA)	0,16	0,39	0,53	0,91
6. Grup (% 80 PP+ %20 SHA)	0,21	0,42	0,53	0,93
7. Grup (% 70 PP+ %30 SHA)	0,25	0,43	0,57	1,04

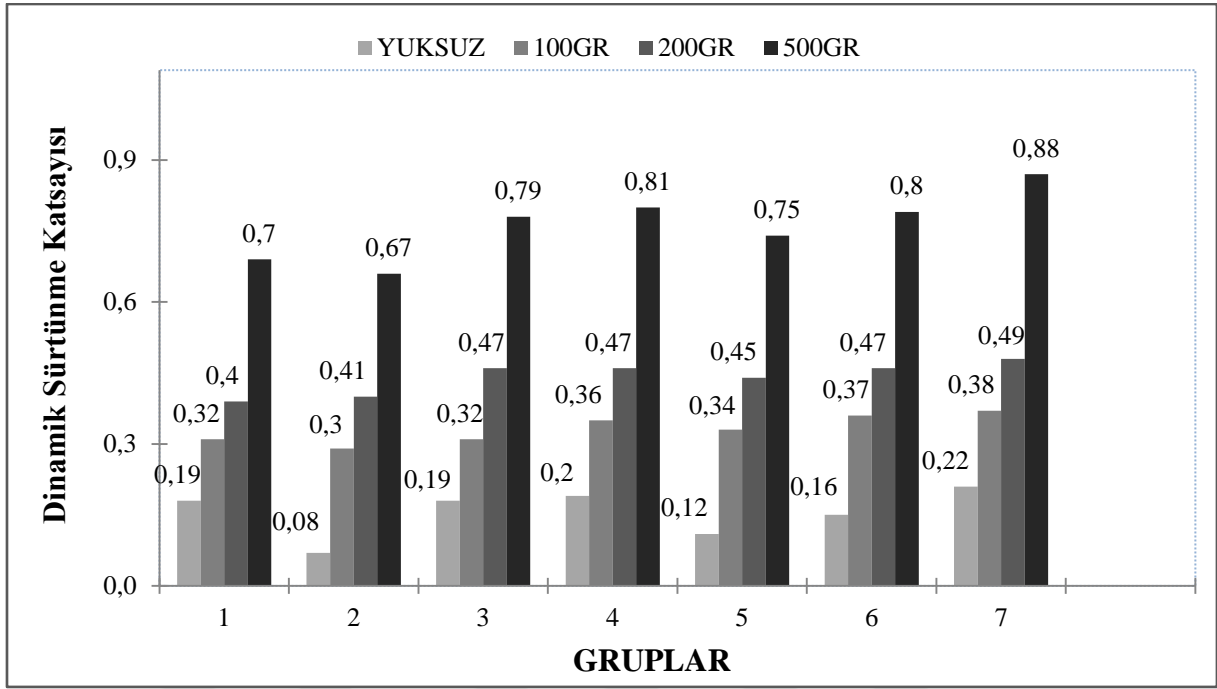
**Tablo 4.13** PP/HA polimer kompozitlerinin dinamik sürtünme katsayısı değerleri

Gruplar (Hız:100 mm/dak)	Yüksüz	Yük:100gr	Yük:200 gr	Yük:500 gr
1.Grup (% 100 PP)	0,19	0,32	0,4	0,7
2. Grup (% 90 PP+ %10 BHA)	0,08	0,3	0,41	0,67
3. Grup (% 80 PP+ %20 BHA)	0,19	0,32	0,47	0,79
4. Grup (% 70 PP+ %30 BHA)	0,2	0,36	0,47	0,81
5. Grup (% 90 PP+ %10 SHA)	0,12	0,34	0,45	0,75
6. Grup (% 80 PP+ %20 SHA)	0,16	0,37	0,47	0,8
7. Grup (% 70 PP+ %30 SHA)	0,22	0,38	0,49	0,88



**Şekil 4.11** PP/HA polimer kompozitlerinin statik sürtünme katsayısı değerleri

Şekil 4.11’de de görüldüğü üzere polipropilen malzemeye hidroksi apatit malzemesi katılarak oluşturulan kompozitin statik sürtünme katsayı değerlerinde artış gözlenmektedir. Bu artış hidroksi apatit oranının artışıyla lineerlik gösterir. En yüksek artış değeri %70 polipropilen/%30 biyolojik ve sentetik hidroksiapatik kompozitlerinde olmuştur. Genel olarak incelendiğinde %10 ve %20 oranında biyolojik ve sentetik hidroksi apatit ile oluşturulan kompozitlerinin statik sürtünme katsayı değerleri, saf polipropilenin statik sürtünme katsayı değerlerine göre düşük seviyede kaldığı tespit edilmiştir. %30 hidroksi apatit ile oluşturulan kompozitlerle saf polipropilen test sonuçları kıyaslandığında hidroksiapatit kompozitleri üst seviyede olduğu gözlenmiştir.



Şekil 4.12 PP/HA polimer kompozitlerinin dinamik sürtünme katsayısı değerleri

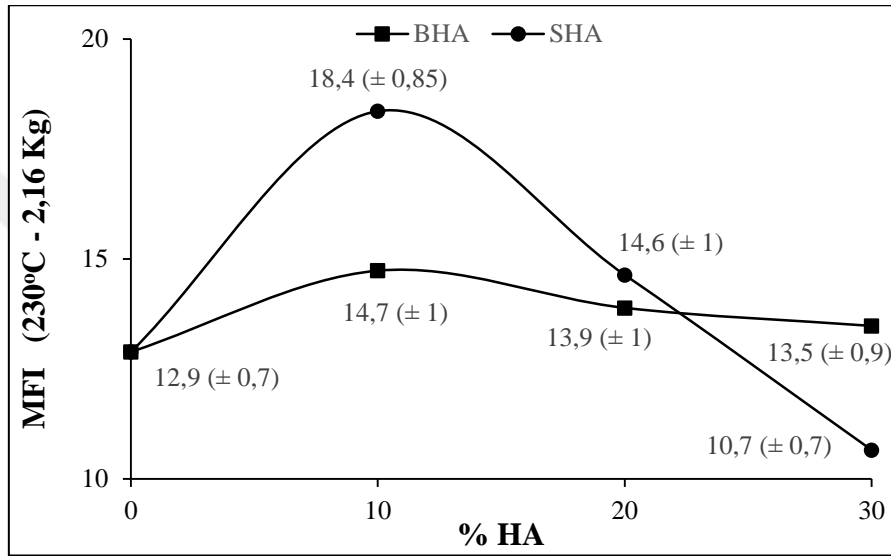
Şekil 4.12’de de görüldüğü üzere polipropilen malzemeye hidroksi apatit malzemesi katılarak oluşturulan kompozitin dinamik sürtünme katsayı değerlerinde artış gözlenmektedir. En yüksek artış değeri %70 polipropilen/%30 biyolojik ve sentetik hidroksi apatit kompozitlerinde olmuştur. Genel olarak incelendiğinde %10 ve %20 oranında biyolojik ve sentetik hidroksi apatit ile oluşturulan kompozitlerinin dinamik sürtünme katsayı değerleri, saf polipropilen dinamik sürtünme katsayı değerlerine göre düşük seviyede kaldığı gözlenmiştir.

#### 4.1.12. Erime Akışkanlığı Ölçümü (MFI)

Ergime akış indeksi (MFI), polimer ergimiş halde belli bir sürede ne kadar aktığını gösteren değerdir. Düşük akma hızlarının kullanıldığı ekstrüzyon ve şişirme ile kalıplama da olsun, yüksek akma hızına gerek olan enjeksiyon kalıplama olsun, MFI değerleri çalışma şartlarını önceden ayarlama yardımcı olur. Yapılan erime akışkanlığı testinin sonuçları Tablo 4.14.’de ve grafiksel gösterimleri ise Şekil 4.13.’de verilmiştir.

**Tablo 4.14** PP/HA polimer kompozitlerinin MFI değerleri

Gruplar	MFI (230°C - 2,16 Kg)
1. Grup (% 100 PP)	12,9 (± 0,7)
2. Grup (% 90 PP+ % 10 BHA)	14,7 (± 1)
3. Grup (% 80 PP+ % 20 BHA)	13,9 (± 1)
4. Grup (% 70 PP+ % 30 BHA)	13,5 (± 0,9)
5. Grup (% 90 PP+ % 10 SHA)	18,4 (± 0,85)
6. Grup (% 80 PP+ % 20 SHA)	14,6 (± 1)
7. Grup (% 70 PP+ % 30 SHA)	10,7 (± 0,7)



**Şekil 4.13** PP/HA polimer kompozitlerinin MFI değerlerinin grafiği

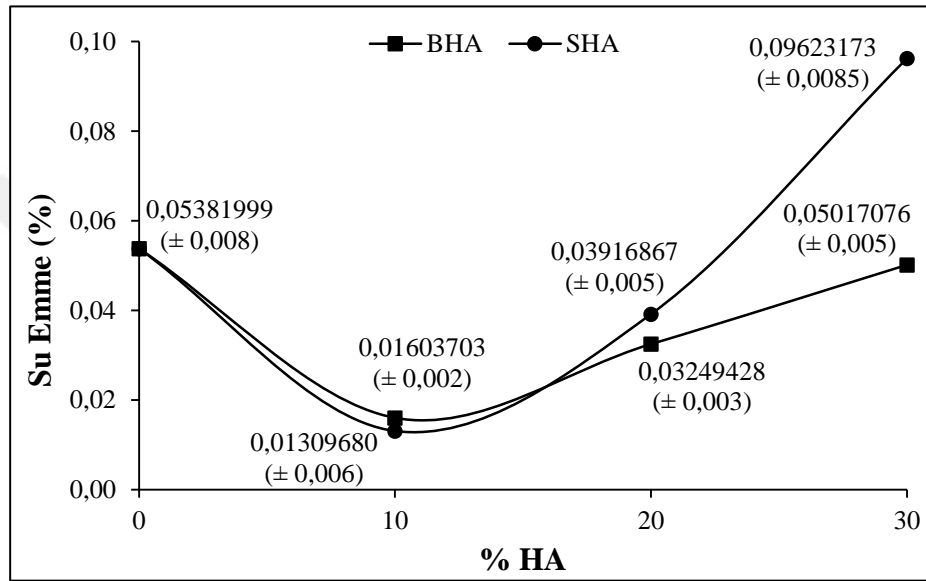
Şekil 4.13 de de görüldüğü üzere polipropilen malzemeye biyolojik ve sentetik hidroksi apatit malzemesi katılarak oluşturulan kompozitlerde erime akışkanlığında düşüş gözlenmiştir.

#### 4.1.13. Su Emme

Su içerisinde bulunan bir plastik malzemenin bünyesine çekebileceği su miktarını belirler. Testi yapılacak malzemedan alınan kuru numune 0,0001 hassasiyetle tartılır. Tartım sonunda numune bir bezle silinip tekrar 0,0001 hassasiyetle tartılır. Numune de meydana gelen ağırlık artışına göre malzemenin % su emme oranı hesaplanır. (Taşdemir, 2013). Yapılan su emme test sonuçları Tablo 4.15'te verilmiştir. Sonuçlara ilişkin oluşturulan grafik Şekil 4.14'de sunulmuştur.

**Tablo 4.15** PP/HA polimer kompozitlerinin su emme değerleri

Gruplar	Su Emme (%)
1. Grup (% 100 PP)	0,05 ( $\pm$ 0,008)
2. Grup (% 90 PP+ % 10 BHA)	0,01 ( $\pm$ 0,002)
3. Grup (% 80 PP+ % 20 BHA)	0,03 ( $\pm$ 0,003)
4. Grup (% 70 PP+ % 30 BHA)	0,05 ( $\pm$ 0,005)
5. Grup (% 90 PP+ % 10 SHA)	0,01 ( $\pm$ 0,006)
6. Grup (% 80 PP+ % 20 SHA)	0,03 ( $\pm$ 0,005)
7. Grup (% 70 PP+ % 30 SHA)	0,09 ( $\pm$ 0,0085)



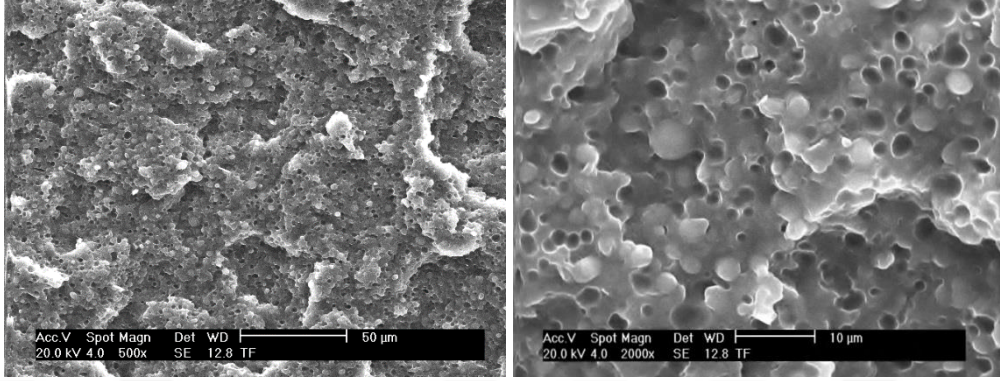
**Şekil 4.14** PP/HA polimer kompozitlerinin su emme değerleri

Şekil 4.14'de de görüldüğü üzere polipropilen malzemeye biyolojik ve sentetik hidroksi apatit malzemesi katılarak oluşturulan kompozitlerde su emme değerlerinde artış olduğu gözlenmektedir. Hidroksi apatit oranının artışıyla doğru orantılı olarak lineer artış gözlenmektedir. Saf polipropilen malzeme ile kıyaslandığında en fazla artış değeri %70 polipropilen/%30 sentetik hidroksi apatit kompozitinde olmuştur. Artış miktarı %79'dur.

#### 4.1.14. PP/HA Plastik Kompozitlerinin Mikroyapısı (SEM)

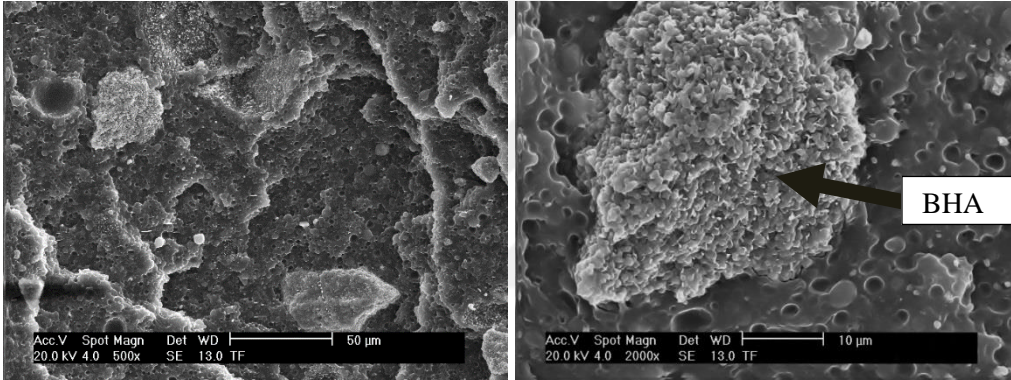
Taramalı Elektron Mikroskopunda (SEM) görüntü oluşumu; yüksek voltaj ile hızlandırılmış elektronların numune üzerine odaklanması, bu elektron demetinin numune yüzeyinde taratılması sırasında elektron ve numune atomları arasında oluşan çeşitli girişimler sonucunda meydana gelen etkilerin uygun detektörlerle toplanması ve sinyal güçlendiricilerinden

geçirildikten ekrana aktarılmasıyla elde edilir. Marmara Üniversitesi Teknoloji Fakültesi Laboratuvarında bulunan SEM cihazı ile kırık yüzey fotoğrafları 20 kV gerilim altında çekilmiştir. Aşağıdaki şekillerde PP/BHA ve PP/SHA Plastik Kompozitlerinin mikroyapı fotoğrafları görülmektedir.



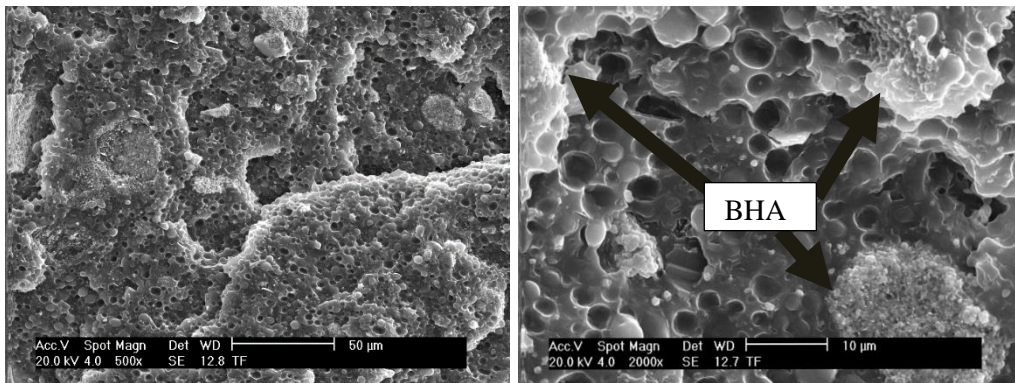
1. Grup x500 (% 100 PP)

1. Grup x2000 (% 100 PP)



2. Grup x500 (%90 PP + %10 BHA)

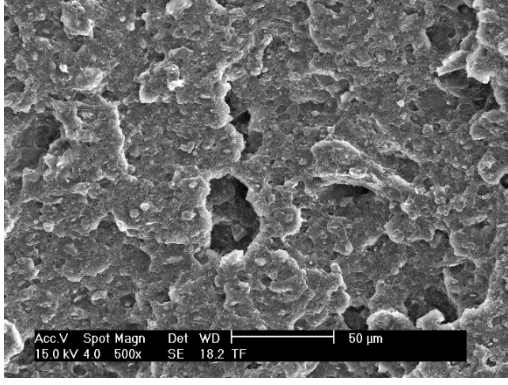
2. Grup x2000 (%90 PP + %10 BHA)



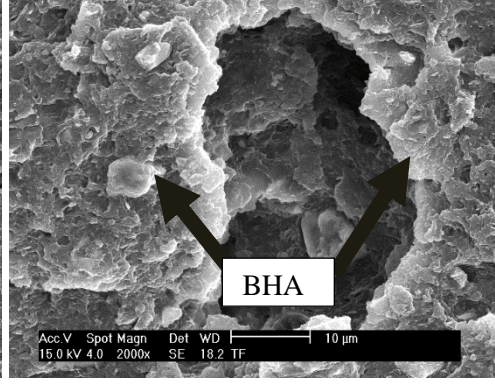
3. Grup x500 (%80 PP + %20 BHA)

3. Grup x2000 (%80 PP + %20 BHA)

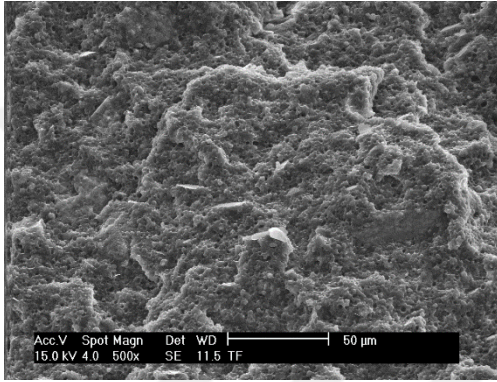
Şekil 4.15 PP/HA malzemesinin SEM fotoğrafları



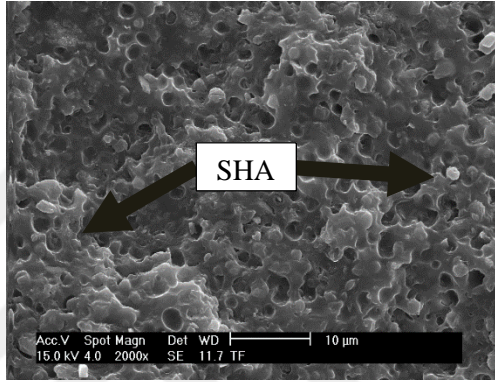
4. Grup x500 (% 70 PP + % 30 BHA)



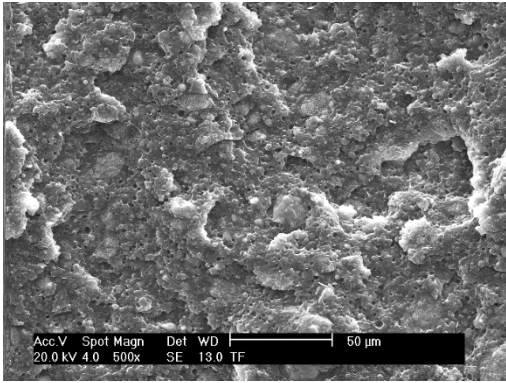
4. Grup x2000 (% 70 PP + % 30 BHA)



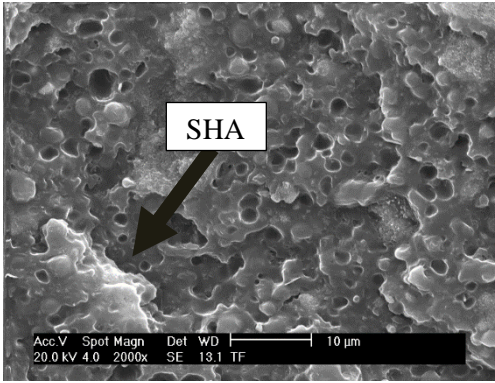
5. Grup x500 (% 90 PP + % 10 SHA)



5. Grup x2000 (% 90 PP + % 10 SHA)

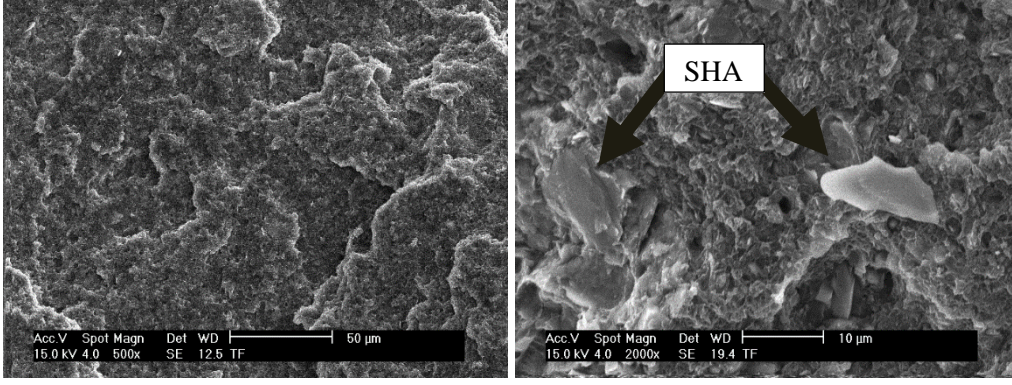


6. Grup x500 (% 80 PP + % 20 SHA)



6. Grup x2000 (% 80 PP + % 20 SHA)

Şekil 4.15 (Devamı)



7. Grup x500 (%70 PP + %30 SHA)

7. Grup x2000 (%70 PP + %30 SHA)

#### Şekil 4.15 (Devamı)

Mikroyapı fotoğraflarından da anlaşıldığı gibi polipropilen içerisine katılan sentetik ve biyolojik hidroksi apatitin matris içerisinde homojen olarak dağıldığı görülmekte. Bu homojen dağılımı sağlamak için ekstrüzyon makinesinde iki döngü yapılmıştır. Yani birinci döngü yapıldıktan sonra granüller kurutulmuş ve ikinci döngü ile homojen yapı elde edilmiştir.

## 5. PLA/HA POLİMER KOMPOZİTİ

Poli(laktik asit)ler (PLA) yarı kristalin ya da amorf yapıda olan, rijit termoplastik ve alifatik polimerlerdir. Bu polimer hem polietilenteraftalat (PET) karakteristiğine sahip olması hem de polipropilen (PP) özelliğini sergilemesiyle benzersiz bir özellik içermektedir ( Henton David .E., 2005). Polilaktik asidin diğer özelliği mısır, şeker kamışı ve buğday gibi nişasta zengini bitkisel kaynaklardan üretilen biyo bozunur bir polimer olmasıdır. Bu özelliklerin yanı sıra PLA'nın, çevre dostu olması ve biyo uyumluluk gibi özelliklere sahip olması da; plastik uygulamalarında, paketleme alanında, ziraat ürünlerinde, tek kullanımlık ürünlerde ve medikal alanda potansiyel kullanım imkânı sağlamaktadır ( Gupta vd., 2007).

Medikal uygulamalarda kullanılan biyo polimerler buldukları dokuya uyumlu olmak zorundadırlar (Kolybaba M., ark. 2003). PLA'nın medikal uygulamaları insan vücuduyla olan uyumluluğuna ve biyo bozunurluğuna dayanmaktadır ( Gupta vd., 2007). PLA'nın, cerrahide yara iyileşmesi süresince yarayı bir arada tutmak ve gereken desteği sağlamak için kullanılan cerrahi amaçlı dikişteki kullanımı Federal Drug Administration (FDA) tarafından onaylanmıştır (Benicewicz BC, Hopper PK. 1990, Davis SS,1996). Bununla birlikte cerrahi dikiş kancalarında poliglolik asit (PGA) ve polilaktikasit bileşimleri de kullanılmaktadır (Tandoğan, 2003). PLA'nın biyo bozunurluk özelliğinden dolayı, kontrollü ilaç salınım sistemlerinde de kullanımı yaygınlaşmıştır (Wood, 1980; Huang ve ark., 2003).

Araştırma çalışması Ingeo Biopolymer 3260HP Polilaktikasit malzemesi ile yapılmıştır. Polilaktikasit ve hidroksiapatit ile yapılan fiziksel karışım, kompozit malzeme oluşturulmak üzere ekstrüzyon makinasında işleminden geçirilmektedir. Malzeme kovan içerisinden geçerek Ekstrüzyon vidasının besleme kısmına geldiğinde toz halindeki HA malzeme geçiş yapıp, PLA malzeme vidanın ilk dişlisinde kalmaktadır. Besleme kısmına geçen HA malzeme vidanın besleme bölümüne yapışarak o bölümde yanmaktadır. Yanan malzeme sonrasında malzeme geçişini engellemektedir. Aynı işlem farklı çaplarda vidaların bulunduğu farklı tonajlı ekstrüzyon ve enjeksiyon makinalarında denenmiş ve sonuç alınamamıştır. PLA ile HA ile yapılan karışım birbirine uyum sağlamadığı için kompozit malzeme imalatı sağlanamamıştır.

PLA/HA kompozit malzemesi oluşturulamadığı için bu çalışma sonuçsuz kalmıştır. Extrüzyon ve enjeksiyon makinesinde vidaya yapışan PLA akış göstermemiştir. Proses şartlarını da değiştirerek yaptığımız tüm denemelerden sonuç alınamamıştır. Dolayısıyla polilaktik asite kemik tozlarını karıştıramadık ve enjeksiyon makinesinde test numunelerini basamadığımızdan mekanik değerlerini ölçemedik.

## 6. PP/HA KOMPOZİT MALZEMELERİNİN VUCUT SIVISINA UYUMU

Vücut sıvısı, su içerisine sodyum klorür (NaCl), potasyum klorür (KCl), kalsiyum klorür dihidrat ( $\text{CaCl}_2 \cdot 2\text{H}_2\text{O}$ ), magnezyum klorür hekzahidrat ( $\text{MgCl}_2 \cdot 6\text{H}_2\text{O}$ ), sodyum hidrojen karbonat ( $\text{NaHCO}_3$ ), dipotasyum hidrojen fosfat trihidrat ( $\text{K}_2\text{HPO}_4 \cdot 3\text{H}_2\text{O}$ ), sodyum sülfat ( $\text{Na}_2\text{SO}_4$ ) katılarak hazırlanmıştır. Daha sonra solüsyon, hidroklorik asit ve tri (hydroxymethyl)-aminomethane ( $(\text{CH}_2\text{OH})_3\text{CNH}_2$ ) çözeltilerinde pH 7.4 e indirgenerek 37.5 °C 'de bekletilmiştir.

Vücut sıvısı ve kan plazmasının iyon konsantrasyonu aşağıdaki gibidir.

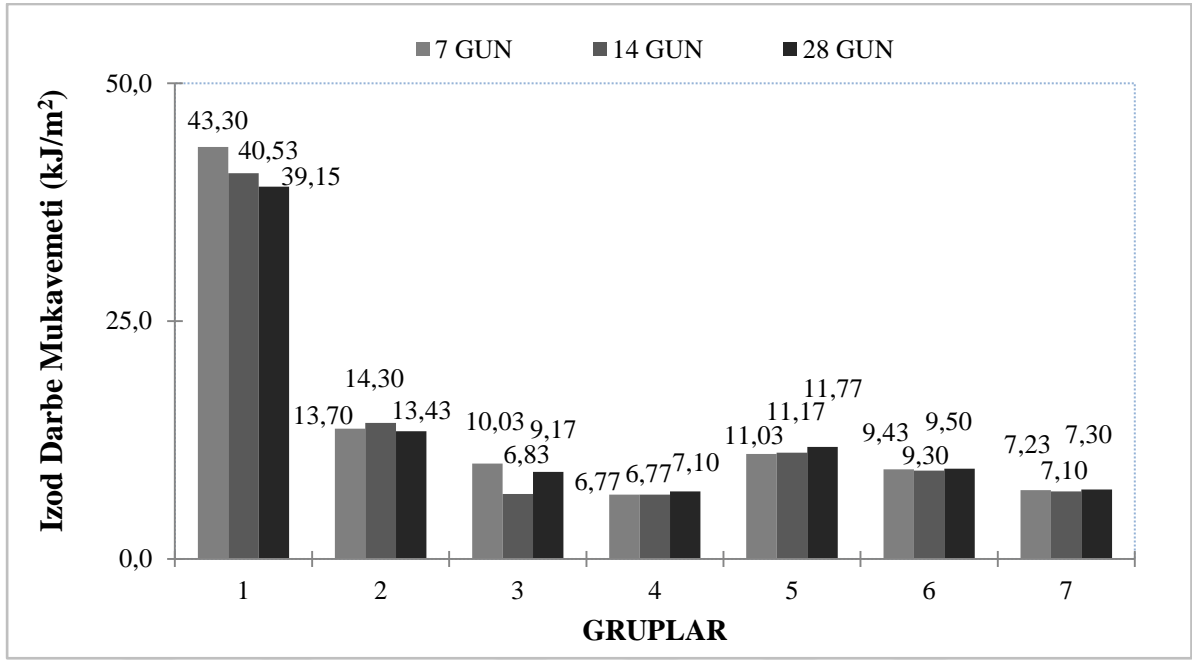
Örnek	Na	K	$\text{Ca}^{2+}$	$\text{Mg}^{2+}$	$\text{HCO}_3^-$	Cl	HPO	SO
Kan plazma	142.0	5.0	2.5	1.5	27.0	103.0	1.0	0.5
Vücut sıvısı	142.0	5.0	2.5	1.5	4.2	147.8	1.0	0.5

### 6.1. Izod Çentikli Darbe Mukavemeti

PP/BHA ve PP/SHA plastik kompozitleri 7, 14 ve 28 gün vücut sıvısında bekletilmiştir. Vücut sıvısında bekletilen Kompozitlere ait Izod darbe dayanımı incelenmiş ve sonuçları Tablo 6.1.' de verilmiştir. Alınan verilere istinaden oluşturulan grafik Şekil 6.1.'de verilmiştir.

**Tablo 6.1** Vücut sıvısında bekletilmiş PP/HA polimer kompozitlerinin izod darbe dayanım değerleri

Gruplar	Izod Darbe Dayanım (kJ/m <sup>2</sup> )		
	7 gün	14 gün	28 gün
1. Grup (% 100 PP)	43,30	40,53	39,15
2. Grup (% 90 PP+ % 10 BHA)	13,70	14,30	13,43
3. Grup (% 80 PP+ % 20 BHA)	10,03	6,83	9,17
4. Grup (% 70 PP+ % 30 BHA)	6,77	6,77	7,10
5. Grup (% 90 PP+ % 10 SHA)	11,03	11,17	11,77
6. Grup (% 80 PP+ % 20 SHA)	9,43	9,30	9,50
7. Grup (% 70 PP+ % 30 SHA)	7,23	7,10	7,30



**Şekil 6.1** Vücut sıvısında bekletilmiş PP/HA polimer kompozitlerinin Izod darbe dayanım değerleri

Şekil 6.2 de de görüldüğü üzere polipropilen malzemeye hidroksi apatit malzemesi katılarak oluşturulan kompozitin Izod darbe dayanım değerlerinde düşüş gözlenmiştir. Hidroksiapatit oranının artmasıyla izod darbe değerlerinde de düşüş olmuştur. Vücut sıvısında bekletilen kompozit malzemelerde darbe dayanımında kayda alınacak büyüklükte düşüş veya artış gözlenmemiştir. Fakat doğal hidroksiapatit malzemesi ile oluşturulan kompozitte vücut sıvısında bekleme süresi arttıkça izod dayanım değerinde düşüş gözlemiştir. Buna karşılık sentetik hidroksiapatit malzeme ile oluşturulan kompozit malzemede vücut sıvısında bekleme süresi uzadıkça Izod darbe dayanım değerinde artış gözlenmektedir.

## 6.2. Vücut Sıvısında Bekletilmiş Plastik Kompozitlerinin Mikroyapısı (SEM)

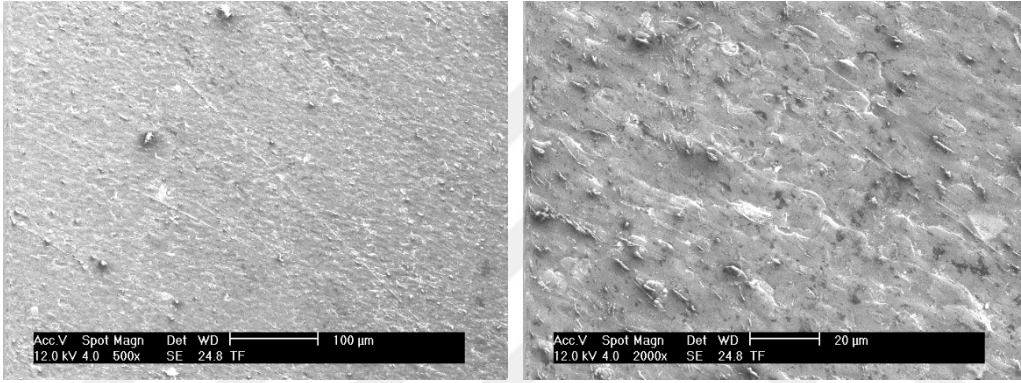
Vücut sıvısında bekletilmiş ve bekletilmemiş PP/HA polimer kompozit test levhalarının yan yüzeyleri SEM görüntüleri alınmıştır. Üç farklı grup için farklı sürelerde vücut sıvısı içerisinde tutulmuş test levhalarının yan yüzey mikro yapı fotoğrafları aşağıdaki gibidir.

### 6.2.1. PP malzemesinin mikro yapısı

Saf PP' nin yüzeyinde apatit kristallerinin 7 günlük bekletmenin neticesinde düşük oranlarda ve PP numunesinin yüzeyinde farklı bölgelerde tanecikler şeklinde oluşmaya başladığı, 14 günlük bekletme neticesinde apatit kristallerinde 7 güne kıyasla düşük oranlarda olma üzere

kalınlaşarak büyüdüğü belirlenmiştir. 28 günlük bekletme neticesinde PP yüzeyinde daha fazla bölgeye dağılmış ve çok sayıda apatit kristallerinin meydana geldiği belirlenmiştir. D. Sgouras ve arkadaşları yapmış oldukları bir çalışmada, polimerik malzemelerin biouyumluk özellikleri (i) molekül ağırlıkları (ii) katyonik fonksiyonellerinin türü ve yoğunlukları (iii) polimerik malzemeleri oluşturan mer zincirlerinin yapısı ve dizilişleri (blok, rasgele, doğrusal, kollara ayrılmış) ve (iv) şekilsel esnekliklerine bağlı olarak değişmekte olduğunu belirtmişlerdir (D. Sgouras, R. Duncan,1990; S. Choksakulnimitr, S. Masuda, H. Tokuda, Y. Takakura, M. Hashida, 1995). Şekil 6.2’de vücut sıvısında belirli sürelerde bekletilmiş polimer kompozitinin mikroyapı fotoğrafları gözükmektedir.

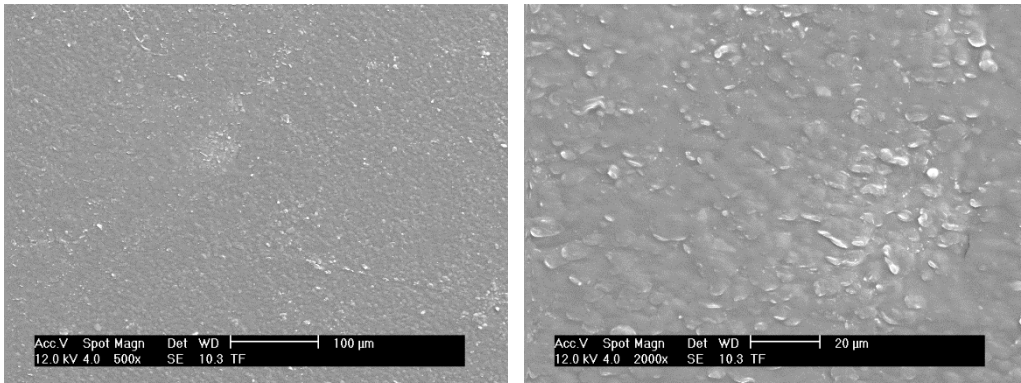
#### Vücut sıvısında bekletilmemiş



1. Grup x500 (%100 PP)

1. Grup x2000 (%100 PP)

#### 7 gün vücut sıvısında bekletilmiş

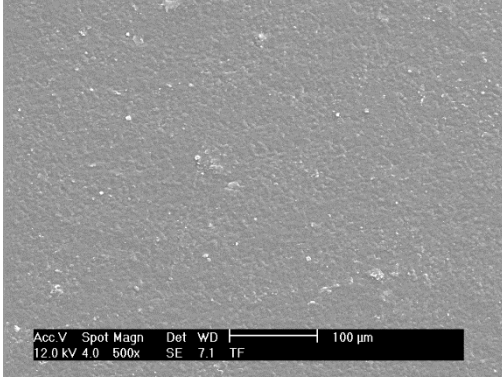


1. Grup x500 (%100 PP)

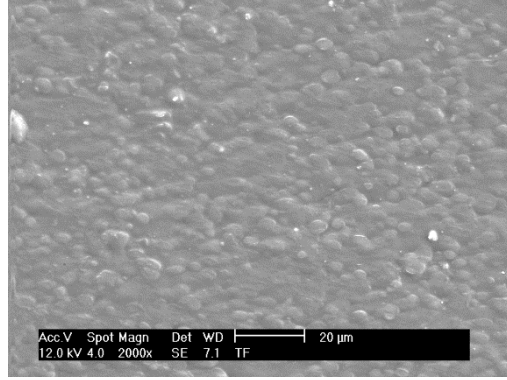
1. Grup x2000 (%100 PP)

**Şekil 6.2** Vücut sıvısında bekletilmiş PP malzemesinin SEM fotoğrafları

14 gün vücut sıvısında bekletilmiş

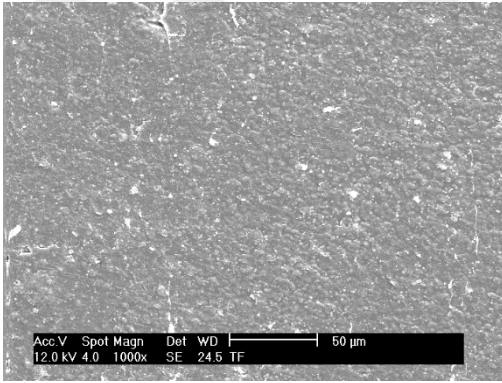


1. Grup x500 (%100 PP)

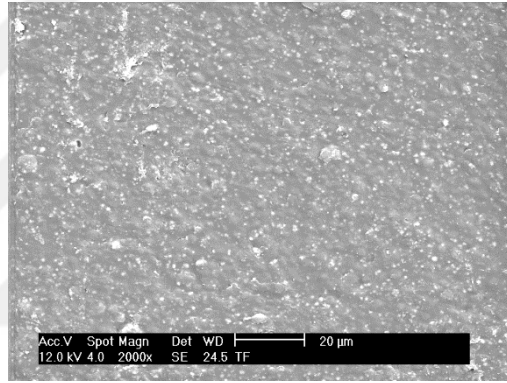


1. Grup x2000 (%100 PP)

28 gün vücut sıvısında bekletilmiş



1. Grup x1000 (%100 PP)



1. Grup x2000 (%100 PP)

### Şekil 6.2 (Devamı)

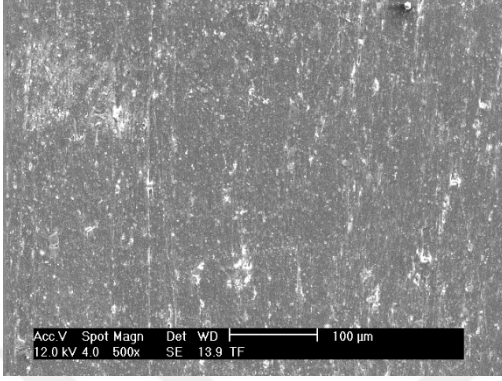
Bu çalışmada kullanılan PP' nin bioaktif özelliğe sahip olduğu belirlenmiştir. Tae ve arkadaşları da benzer bir çalışmada aynı sonuçları bulmuşlardır (Tae Gwan Park, Weiqi Lu, George Crotts,1995; Lakshmi S. Nair, Cato T. Laurencin, 2007).

#### 6.2.2. PP/BHA malzemesinin mikro yapısı

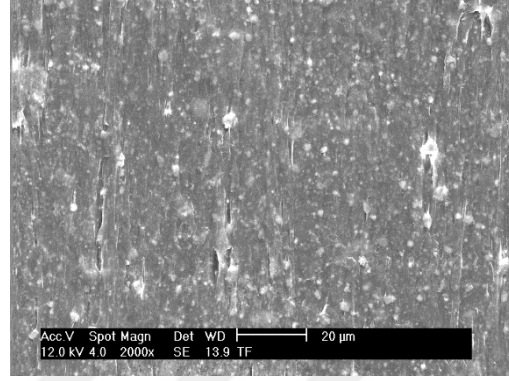
PP%30BHA için, 7 günlük bekletmenin neticesinde saf PP' ye oranla daha fazla sayıda ve daha fazla kalınlıklarda olmak üzere apatit kristallerinin oluşmaya başladığı, artan bekletme süreleri ile oluşan apatit kristallerinin sayılarının ve kalınlıklarının arttığı belirlenmiştir. Saf PP' ye oranla, PP %30 BHA' nın daha iyi invitro bioaktif özelliğine sahip olduğu belirlenmiştir. Bunun nedeni PP' ye ilave edilen BHA' nın apatit tabakalarının oluşumuna sahip olduğu biouyumluluk özelliğinden dolayı katkıda bulunmasından kaynaklanmaktadır. Literatür incelendiğinde Y. Liu ve arkadaşları da yapmış oldukları bir çalışmada benzer

sonuçlar bulmuřlardır (Y. Liu, M. Wang,, 2007). Őekil 6.3'te polipropilene katılan biyolojik hidroksiapatitin deęiřik sűrelerde vűcut sıvısında bekletilmesi sonrası elektron mikroskopisi ile çekilen mikro yapı fotoęrafları verilmiřtir.

#### Vűcut sıvısında bekletilmemiř

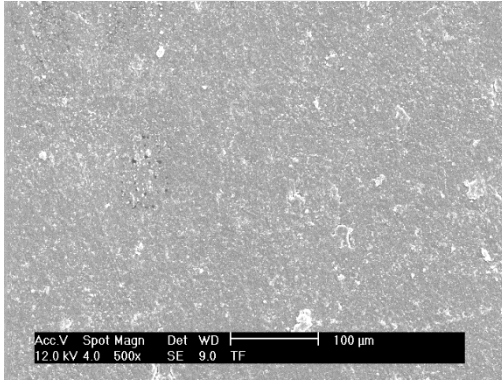


4. Grup x500 (%70 PP + %30 BHA)

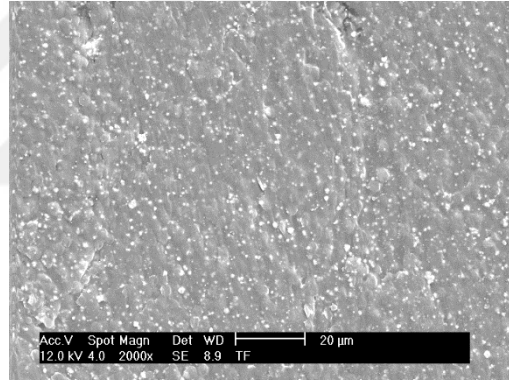


4. Grup x2000 (%70 PP + %30 BHA)

#### 7 gűn vűcut sıvısında bekletilmiř

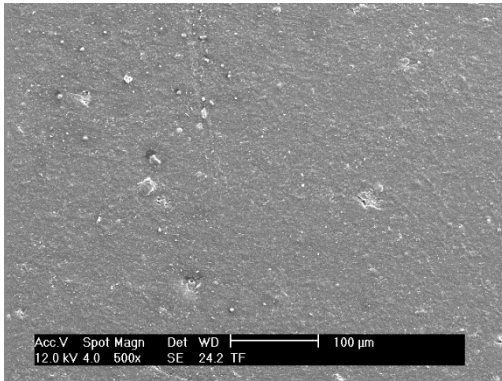


4. Grup x500 (%70 PP + %30 BHA)

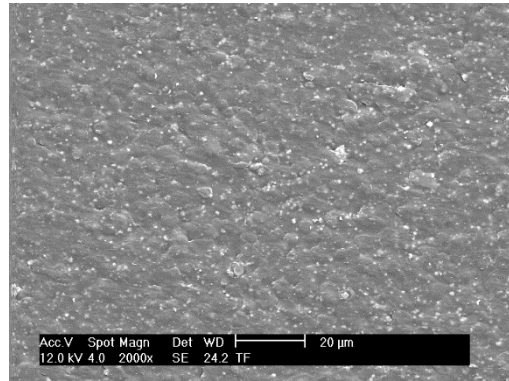


4. Grup x2000 (%70 PP + %30 BHA)

#### 14 gűn vűcut sıvısında bekletilmiř



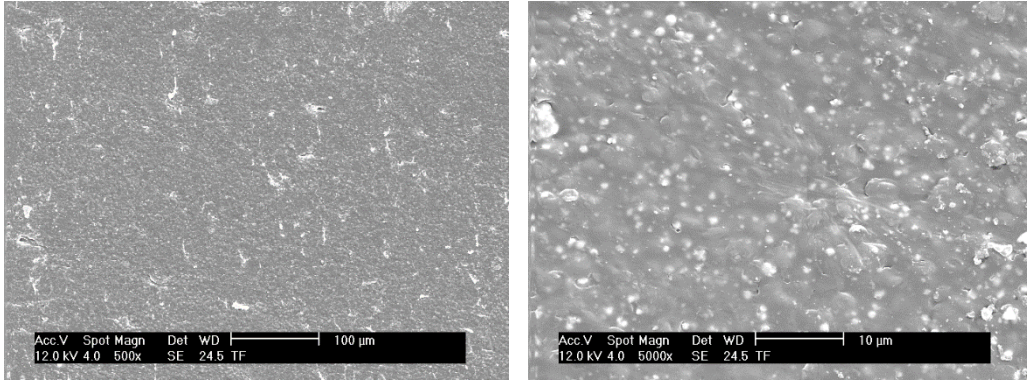
4. Grup x500 (%70 PP + %30 BHA)



4. Grup x2000 (%70 PP + %30 BHA)

**Őekil 6.3** Vűcut sıvısında bekletilmiř PP/BHA malzemesinin SEM fotoęrafları

28 gün vücut sıvısında bekletilmiş



4. Grup x500 (%70 PP + %30 BHA)

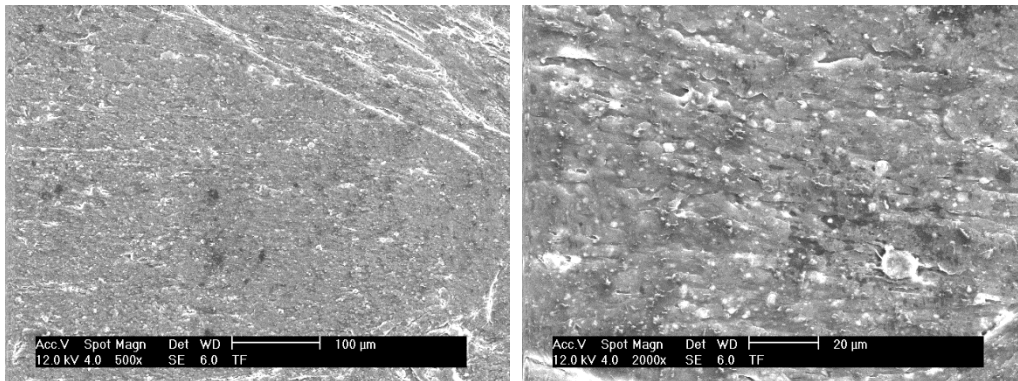
4. Grup x5000 (%70 PP + %30 BHA)

Şekil 6.3 (Devamı)

### 6.2.3. PP/SHA malzemesinin mikro yapısı

Şekil 6.4'te PP/SHA polimer kompozitinin vücut sıvısında bekletilmesiyle elde edilen mikroyapı fotoğrafları verilmiştir. PP %30 SHA için, tüm bekletme süreleri göz önüne alındığında oluşan apatit tabakalarının saf PP ve PP %30 BHA' ya oranla daha yüksek oranda ve kalınlıkta olduğu 28 günlük bekletme neticesinde, PP %30 SHA' nın yüzeyinde homojen ve daha yüksek kalınlıkta olmak üzere çok sayıda apatit tabakalarının oluştuğu belirlenmiştir. PP %30 SHA' nın PP %30 BHA' ya oranla daha iyi invitro bioaktivite özelliğine sahip olmasının nedeni; tane boyutunun daha düşük oranda olması, BHA ile farklı tane şekline sahip olması ve BHA' ya oranla stoikometrik HA ile benzerlik gösteren bir kimyasal bileşime sahip olmasından dolayıdır (URL29;URL30).

Vücut sıvısında bekletilmemiş

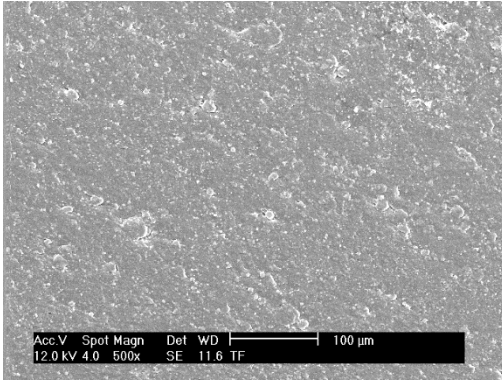


7. Grup x500 (%70 PP + %30 SHA)

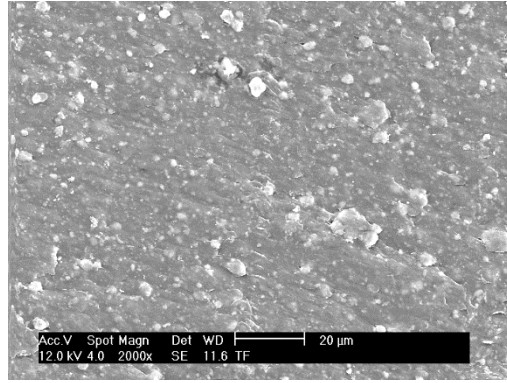
7. Grup x2000 (%70 PP + %30 SHA)

Şekil 6.4 Vücut sıvısında bekletilmiş PP/SHA malzemesinin SEM fotoğrafları

7 gün vücut sıvısında bekletilmiş

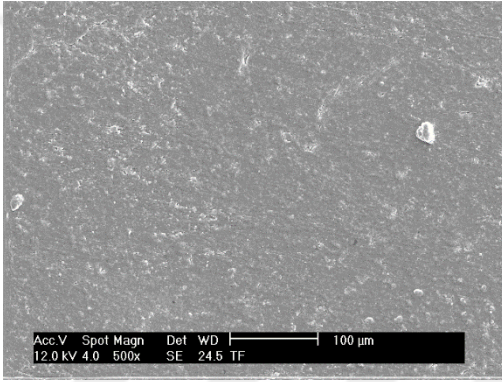


7. Grup x500 (%70 PP + %30 SHA)

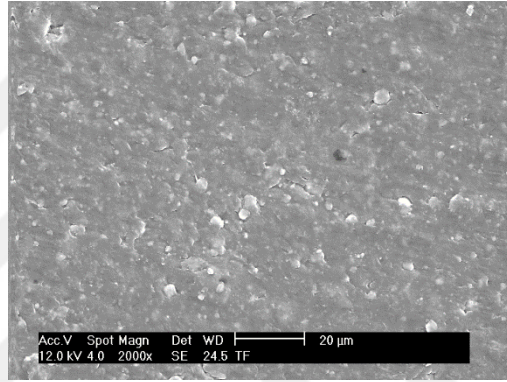


7. Grup x2000 (%70 PP + %30 SHA)

14 gün vücut sıvısında bekletilmiş

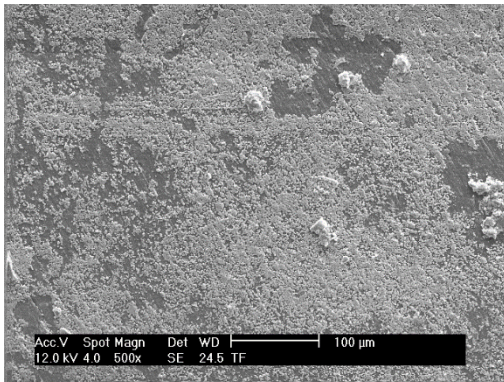


7. Grup x500 (%70 PP + %30 SHA)

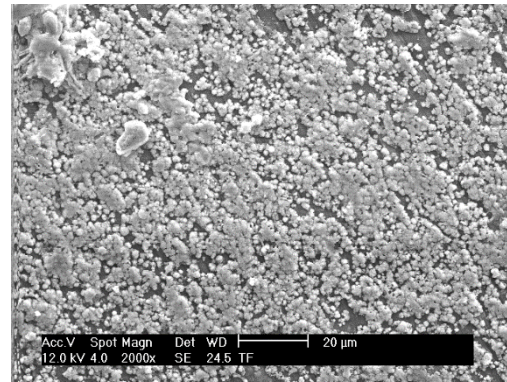


7. Grup x2000 (%70 PP + %30 SHA)

28 gün vücut sıvısında bekletilmiş



7. Grup x500 (%70 PP + %30 SHA)



7. Grup x2000 (%70 PP + %30 SHA)

**Şekil 6.4 (Devamı)**

Belirtilen sonuçlar göz önüne alındığında; farklı günlerde bekletilen bu numunelerin invitro bioaktif özelliklerini PP %30 SHA > PP %30 BHA > PP şeklinde sıralayabiliriz.

## 7. SONUÇLAR VE ÖNERİLER

### 7.1 Sonuçlar

İlgili yüksek lisans tez çalışmasında yapılan çalışmalarda elde edilen mekanik ve termal testler sonucunda; Polipropilene biyolojik hidroksi apatit ilavesi ile polimer kompozitinin elastiklik modül değeri artmıştır. Hidroksi apatit oranının artmasıyla elastiklik modül değerinde lineer bir artış tespit edilmiştir. En yüksek elastiklik modül değerini %30 BHA katkılı grup vermiştir. Saf polipropilen ile kıyasladığımızda %30 BHA ilavesiyle kompozitin elastiklik modül değeri % 32 artmıştır. Diğer taraftan polipropilene %10 oranında sentetik hidroksi apatit (SHA) eklendiğinde elastiklik modülü değerinde bir miktar düşüş tespit edilmiştir. Çekme testi sonucunda alınan verilere istinaden polipropilene biyolojik ve sentetik hidroksi apatit ilavesi ile oluşturulan kompozitin akma mukavemet değerlerinde düşüş gözlenmiştir. Artan HA oranıyla bu değer de lineer olarak düşmüştür. %100 Polipropilen ile kıyaslandığında en fazla düşüş %14 olarak %30 BHA ilavesi ile gerçekleşmiştir. Polipropilen malzemeye hidroksi apatit malzemesi katılarak oluşturulan kompozitin kopma mukavemetinde saf polipropilen malzemeye göre artış olmuştur. Bu artış lineer şekilde gerçekleşmemiştir. %10 oranında bir yükselme olmuş fakat %20 ve %30 oranlarında düşüş gözlemlenmiştir. Kopma mukavemetindeki en fazla artış %10 sentetik hidroksi apatit ilavesi ile gerçekleşmiştir. Kopma mukavemetindeki en yüksek artış seviyesi %25 oranında gerçekleşmiştir. Hidroksi apatit malzeme oranı arttıkça kopma mukavemetinde düşüş olmuştur. Polipropilen malzemeye hidroksi apatit malzemesi katılarak oluşturulan kompozitin kopma uzaması değerlerinde belirgin bir şekilde düşüş gözlemlenmiştir. Sentetik ve biyolojik hidroksi apatit malzemesi ile oluşturulan kompozitlerde çok büyük sapmalar gözlenmemiştir. Kopma uzamasında en büyük düşüş %30 biyolojik hidroksiapatit malzemesi ile oluşturulan kompozitte gözlenmiştir. Saf polipropilen malzemesinde alınan değerle kıyaslandığında %94 oranında bir düşüş gerçekleşmiştir. Polipropilen malzemeye hidroksi apatit malzemesi katılarak oluşturulan kompozitin sertlik değerlerinde artış gözlenmiştir. Sertlik değerinde en büyük artış %30 biyolojik hidroksi apatit malzemesi ile oluşturulan kompozitte gözlenmiştir. Polipropilen malzemeye hidroksi apatit malzemesi katılarak oluşturulan kompozitin Izod darbe dayanım değerlerinde düşüş gözlenmiştir. Darbe mukavemet değerinde en büyük düşüş %30 biyolojik hidroksi apatit malzemesi ile oluşturulan kompozitte gözlenmiştir. Saf polipropilenin değerlerini %30 BHA katkılı kompozit malzemedan alınan değerle kıyaslandığında %85 oranında düşüş gerçekleşmiştir. Polipropilen malzemeye hidroksi apatit

malzemesi katılarak oluşturulan kompozitin yoğunluğunda artış gözlenmiştir. Bu artış hidroksi apatit malzemesi oranını artışıyla artış göstermiştir. Yoğunluk seviyesindeki artış saf polipropilen malzemesi ile kıyaslandığında en fazla %25 seviyesinde gerçekleşmiştir. Polipropilen malzemeye biyolojik hidroksi apatit malzemesi katılarak oluşturulan kompozitin aşınma değerlerinde artış gözlenmiştir. Bu artış hidroksi apatit oranının artışıyla artmıştır. En yüksek artış değeri %70 polipropilen/%30 biyolojik hidroksi apatit kompozitinde olmuştur. Bu artış saf polipropilen malzeme ile kıyaslandığında %207 seviyesinde artış olduğu gözlenmiştir. Sentetik hidroksi apatit ile oluşturulan kompozit malzeme incelendiğinde %10 ve %20 oranında sentetik hidroksi apatit ile oluşturulan kompozitte saf polipropilene göre düşüş olduğu gözlenmiştir. %30 oranında sentetik hidroksi apatit ile oluşturulan kompozitte ise artış olmuştur ve saf polipropilen malzeme ile kıyaslandığında %27 seviyesinde artış olduğu gözlenmiştir. Polipropilen malzemeye biyolojik hidroksiapatit malzemesi katılarak oluşturulan kompozitin vicat yumuşama sıcaklık değerlerinde artış gözlenmiştir. Hidroksi apatit oranının artışıyla lineer bir artış gözlenmektedir. En yüksek artış değeri %70 polipropilen/%30 biyolojik hidroksi apatit kompozitinde olmuştur. Saf polipropilen malzeme ile kıyaslandığında %4 seviyesinde artış olduğu gözlenmiştir. Sentetik Hidroksi apatit ile oluşturulan kompozit malzeme incelendiğinde %10 %20 ve %30 oranında sentetik hidroksiapatit ile oluşturulan kompozitte %100 polipropilene göre düşük seviyede kaldığı gözlenmiştir. %30 oranında sentetik hidroksi apatit ile oluşturulan kompozitteki test sonuçları ile saf polipropilen malzemesinin test sonuçları birbirine yakın seviyededir. Polipropilen malzemeye biyolojik hidroksi apatit malzemesi katılarak oluşturulan kompozitin ısıl çarpılma sıcaklık değerlerinde artış gözlenmiştir. Biyolojik hidroksi apatit oranının artışıyla lineer bir artış gözlenmektedir. En yüksek artış değeri %70 polipropilen/%30 biyolojik hidroksiapatit kompozitinde olmuştur. Bu artış saf polipropilen malzeme ile kıyaslandığında %14 seviyesinde artış olduğu gözlenmiştir. %10 ve %20 oranında sentetik hidroksi apatit ile oluşturulan kompozit malzemenin HDT değeri incelendiğinde saf polipropilen'e göre daha düşük seviyede kaldığı gözlenmiştir. Polipropilen malzemeye hidroksi apatit malzemesi katılarak oluşturulan kompozitin statik sürtünme katsayı değerlerinde artış gözlenmektedir. Bu artış hidroksi apatit oranının artışıyla lineerlik gösterir. En yüksek artış değeri %70 polipropilen/%30 biyolojik ve sentetik hidroksiapatik kompozitlerinde olmuştur. Genel olarak incelendiğinde %10 ve %20 oranında biyolojik ve sentetik hidroksi apatit ile oluşturulan kompozitlerinin statik sürtünme katsayı değerleri, saf polipropilenin statik sürtünme katsayı değerlerine göre düşük seviyede kaldığı tespit edilmiştir. %30 hidroksi apatit ile oluşturulan kompozitlerle saf polipropilen test sonuçları kıyaslandığında hidroksiapatit kompozitleri üst

seviyede olduğu gözlenmiştir. Polipropilen malzemeye hidroksi apatit malzemesi katılarak oluşturulan kompozitin dinamik sürtünme katsayı değerlerinde artış gözlenmektedir. En yüksek artış değeri %70 polipropilen/%30 biyolojik ve sentetik hidroksi apatik kompozitlerinde olmuştur. Genel olarak incelendiğinde %10 ve %20 oranında biyolojik ve sentetik hidroksi apatit ile oluşturulan kompozitlerinin dinamik sürtünme katsayı değerleri, saf polipropilen dinamik sürtünme katsayı değerlerine göre düşük seviyede kaldığı gözlenmiştir. Polipropilen malzemeye biyolojik ve sentetik hidroksi apatit malzemesi katılarak oluşturulan kompozitlerde erime akışkanlığında düşüş gözlenmiştir. Polipropilen malzemeye biyolojik ve sentetik hidroksi apatit malzemesi katılarak oluşturulan kompozitlerde su emme değerlerinde artış olduğu gözlenmektedir. Hidroksi apatit oranının artışıyla doğru orantılı olarak lineer artış gözlenmektedir. Saf polipropilen malzeme ile kıyaslandığında en fazla artış değeri %70 polipropilen/%30 sentetik hidroksi apatit kompozitinde olmuştur. Artış miktarı %79'dur. Mikroyapı fotoğraflarından da anlaşıldığı gibi polipropilen içerisine katılan sentetik ve biyolojik hidroksi apatitin matris içerisinde homojen olarak dağıldığı görülmektedir. Bu homojen dağılımı sağlamak için ekstrüzyon makinesinde iki döngü yapılmıştır. Yani birinci döngü yapıldıktan sonra granüller kurutulmuş ve ikinci döngü ile homojen yapı elde edilmiştir. PLA/HA kompozit malzemesi oluşturulmadığı için bu çalışma sonuçsuz kalmıştır. Extrüzyon ve enjeksiyon makinesinde vidaya yapışan PLA akış göstermemiştir. Proses şartlarını da değiştirerek yaptığımız tüm denemelerden sonuç alınamamıştır. Dolayısıyla polilaktik asite kemik tozlarını karıştıramadık ve enjeksiyon makinesinde test numunelerini basamadığımızdan mekanik değerlerini ölçemedik. Polipropilen malzemeye hidroksi apatit malzemesi katılarak oluşturulan kompozitin Izod darbe dayanım değerlerinde düşüş gözlenmişti. Hidroksiapatit oranının artmasıyla izod darbe değerlerinde de düşüş olmuştur. Vücut sıvısında bekletilen kompozit malzemelerde darbe dayanımında kayda alınacak büyüklükte düşüş veya artış gözlenmemiştir. Fakat doğal hidroksiapatit malzemesi ile oluşturulan kompozitte vücut sıvısında bekleme süresi arttıkça Izod dayanım değerinde düşüş gözlemiştir. Buna karşılık sentetik hidroksiapatit malzeme ile oluşturulan kompozit malzemedeki vücut sıvısında bekleme süresi uzadıkça Izod darbe dayanım değerinde artış gözlenmektedir. Saf PP' nin yüzeyinde apatit kristallerinin 7 günlük bekletmenin neticesinde düşük oranlarda ve PP numunesinin yüzeyinde farklı bölgelerde tanecikler şeklinde oluşmaya başladığı, 14 günlük bekletme neticesinde apatit kristallerinde 7 güne kıyasla düşük oranlarda olma üzere kalınlaşarak büyüdüğü belirlenmiştir. 28 günlük bekletme neticesinde PP yüzeyinde daha fazla bölgeye dağılmış ve çok sayıda apatit kristallerinin meydana geldiği belirlenmiştir. PP%30BHA için, 7 günlük bekletmenin neticesinde saf PP' ye oranla daha

fazla sayıda ve daha fazla kalınlıklarda olmak üzere apatit kristallerinin oluşmaya başladığı, artan bekletme süreleri ile oluşan apatit kristallerinin sayılarının ve kalınlıklarının arttığı belirlenmiştir. Saf PP' ye oranla, PP %30 BHA' nın daha iyi invitro bioaktif özelliğine sahip olduğu belirlenmiştir. Bunun nedeni PP' ye ilave edilen BHA' nın apatit tabakalarının oluşumuna sahip olduğu biouyumluluk özelliğinden dolayı katkıda bulunmasından kaynaklanmaktadır. Literatür incelendiğinde Y. Liu ve arkadaşları da yapmış oldukları bir çalışmada benzer sonuçlar bulmuşlardır. PP/SHA polimer kompozitinin vücut sıvısında bekletilmesiyle elde edilen mikroyapı fotoğrafları verilmiştir. PP %30 SHA için, tüm bekletme süreleri göz önüne alındığında oluşan apatit tabakalarının saf PP ve PP %30 BHA' ya oranla daha yüksek oranda ve kalınlıkta olduğu 28 günlük bekletme neticesinde, PP %30 SHA' nın yüzeyinde homojen ve daha yüksek kalınlıkta olmak üzere çok sayıda apatit tabakalarının oluştuğu belirlenmiştir. PP %30 SHA' nın PP %30 BHA' ya oranla daha iyi invitro bioaktivite özelliğine sahip olmasının nedeni; tane boyutunun daha düşük oranda olması, BHA ile farklı tane şekline sahip olması ve BHA' ya oranla stoikometrik HA ile benzerlik gösteren bir kimyasal bileşime sahip olmasından dolayıdır. Belirtilen sonuçlar göz önüne alındığında; farklı günlerde bekletilen bu numunelerin invitro bioaktif özelliklerini PP %30 SHA > PP %30 BHA > PP şeklinde sıralayabiliriz.

PP/HA polimer kompozitlerinin mekanik değerleri, saf PP malzemesinin mekanik değerleri ile kıyaslanarak Tablo 7.1.' de verilmiştir.

**Tablo 7.1** PP/HA polimer kompozitlerinin mekanik değerlerinin saf PP malzemesinin mekanik değerlerine göre kıyaslanması

	PP/BHA Polimer Kompoziti	PP/SHA Polimer Kompoziti
Kopma mukavemeti	↑	↑
% Uzama	↓	↓
Elastiklik Modülü	↑	↓
Darbe deneyi (İzod)	↓	↓
Sertlik deneyi (Shore D)	↑	↑
Aşınma deneyi	↑	↑
HDT Deneyi	↑	↑
Vicat Deneyi	↑	↑
Ergime akışkanlık indeksi (MFI)	↓	↓
Yoğunluk	↑	↑
Statik Sürtünme	↑	↑
Dinamik Sürtünme	↑	↑

## 7.2 Öneriler

Bu çalışmada yapılan uygulamalara ek olarak ilerideki benzer çalışmalar için aşağıdaki tespit edilen öneriler uygulanabilir.

- İlerideki yapılacak olan farklı çalışmalarda polimer ve katkı oranları değiştirilerek mekanik ve termal özelliklerinin etkileri ve değişimleri incelenebilir.
- Bu çalışmadaki katkı malzemesi olarak kullanılan hidroksi apatit yerine başka katkı malzemesi kullanılabilir.



## 8. KAYNAKÇA

**Koç, R., 2011.** Mühendislik plastiklerinin aşınma davranışlarının deneysel incelenmesi. Balıkesir: Teknolojik Araştırmalar .

**Bahar, H., 2007.** Şekil Değiştirme Malzeme Bilgisi 4 Sunumu. Denizli: Pamukkale Üniversitesi,.

**Ün, H., 2007.** Malzeme Bilgisi 5 Sertlik Ders Notları Sunumu. Denizli: Pamukkale Üniversitesi, İnşaat Mühendisliği Bölümü.

**Taşdemir, M., 2013.** Polimerlerin Karakterizasyonu Ders Notu. İstanbul: Marmara Üniversitesi, Teknoloji Fakültesi.

**Basell, 2012.** LyondellBasell Industries - Moplen EP 3307 (PP) data sheet

**Henton David .E., 2005.** HENTON David .E.,GRUBER Patrick., LUNT Jim And RANDALL Jed., (2005)” Natural fibers,Biopolymers and biocomposites / Polylactic acid Technology Book chapter 16.

**Gupta vd., 2007.** Gupta, B.; ve ark.: (2007), “Poly(Lactic Acid) Fiber: An Overview” Prog. Polym. Sci. 32 pp 455–482.

**Kolybaba M., ark. 2003.** Kolybaba M., Tabii L.G., Panigrahi S., Crerar W.J. Powell T., Wang B.,” (2003), Biodegradeble Polymers: Past,Present,and Future” CSEA, ASAE Annual Intersectional Meeting North Dakota, USA .

**Benicewicz BC, Hopper PK. 1990.** Benicewicz, B.C., Hopper, P.K., (1990) “Polymers for absorbable surgical sutures.” J Bioact Compat Polym;5:453–72.

**Tandoğan, 2003.** Tandoğan, R. N., Hersekli, M. A., Akpınar, S.:(2003) “Dikiş kancalarının ortopedik cerrahide kullanımı” TOTBİD Dergisi Cilt 2, Sayı 3-4.

**Wood, 1980.** Wood D A. (1980)., Biodegradable drug delivery systems. Int J Pharm 7:1–18.

**Huang ve ark., 2003.** Huang, Z, M, ve ark. (2003), “A Review On Polymer Nanofibers By Electrospinning And Their Applications İn Nanocomposites” Composites Science and Technology 63 2223–2253.

**Davis SS,1996.** Davis, S.S., Illum, L., Stolnik, S., (1996) “Polymers in drug delivery” CurrOpin Colloid Interf Sci;1:660–6.

**Batra, U., and Kapoor, S., 2010.** Microstructural and In vitro Characterization of Glass-Reinforced Hydroxyapatite Composites. *Biological Engineering*, 3:1, 45-50.

**Demirkol, N., 2013.** *Koyun Hidroksiapatit Esaslı Kompozitlerin Üretimi Ve Karakterizasyonu.* Doktora, İstanbul Teknik Üniversitesi, Türkiye.

**Gültekin, N., Tıhminhoğlu, F., Çiftçiöğlü, M., ve Harsa, Ş., 2002.** 5. Ulusal Kimya Mühendisliği Kongresi. *Biyopolimer ve Biyoseramik Kompozitlerin Hazırlanışı ve Karakterizasyonu*, 2-5 Eylül Ankara.

**Liu, Y., Yang, M., 2007.** Fabrication and Characteristics of Hydroxyapatite Reinforced Polypropylene as a Bone Analogue Biomaterial. *Journal of Applied Polymer Science*, 106,2780-2790.

**Roeder, R., Converse, G., Kane, R., Yue, W., 2008.** Hydroxyapatite Reinforced Polymer Biocomposites for Synthetic Bone Substitutes. *Overview Biological Materials Science*, 60, 38-45.

**Wang, M., Bonfield, W., 2001.** Chemically Coupled Hydroxyapatite Polyethylene Composites: Structure and Properties. *Biomaterials*, 22, 1311-1320.

**Y. Liu, M. Wang, 2007.** Fabrication and Characteristics of Hydroxyapatite Reinforced Polypropylene as a Bone Analogue Biomaterial, *Journal of Applied Polymer Science*, Volume 106, Issue 4, 15 November 2007, Pages 2780–2790

**Tae Gwan Park, Weiqi Lu, George Crotts, 1995.** Importance of in vitro experimental conditions on protein release kinetics, stability and polymer degradation in protein encapsulated poly(D,L-lactic acid-co-glycolic acid) microspheres, *Journal of Controlled Release* 33 211-222

**Lakshmi S. Nair, Cato T. Laurencin, 2007.** Biodegradable polymers as biomaterials, *Prog. Polym. Sci.* 32 762–798

## ***İNTERNET BAĞLANTILARI LİSTESİ;***

- URL1**, ([http://kisi.deu.edu.tr//mehmet.zor/composite%20materials/2-Genel\\_bilgiler.pdf](http://kisi.deu.edu.tr//mehmet.zor/composite%20materials/2-Genel_bilgiler.pdf)) [Erişim: 27 Mayıs 2016].
- URL2**, <http://www.bilgiustam.com/kompozit-malzemelerin-ozellikleri-ve-siniflandirilmesi> [Erişim: 13 Haziran 2016].
- URL3**, (<http://www.polerfiber.com/images/kataloglar/3eb2331a-4.pdf>) [Erişim: 16 Haziran 2016].
- URL4** (<http://dspace.trakya.edu.tr/jspui/bitstream/1/407/1/0036565.pdf>) [Erişim: 13 Haziran 2016].
- URL5**, ([http://www.biyoplastik.net/2012\\_12\\_01\\_archive.html](http://www.biyoplastik.net/2012_12_01_archive.html)) [Erişim: 01 Aralık 2012].
- URL6**, (<http://biyokompozit.blogspot.com.tr/2016/02/kompozit-malzemeyi-olusturan>) [Erişim: 15 Haziran 2016].
- URL7**, <http://tr.wikipedia.org/wiki/Polipropilen> [Erişim: 18 Şubat 2016].
- URL8**, <http://www.barat.com.tr/teknik-bilgiler/> [Erişim: 16 Şubat 2016].)
- URL9**, <http://www.slideshare.net/HakkiNUR/osteoloji-kemiin-yaps> [Erişim: 17 Mart 2016].
- URL10**,<http://aves.istanbul.edu.tr/ImageOfByte.aspx?Resim=8&SSNO=21&USER=3767> [Erişim: 10 Mart 2016].
- URL11**, <http://www.slideshare.net/mbolmez/kalsiyum-metabolizmasnn-dzenlenmesi2011> [Erişim: 18 Mart 2016].
- URL12**, <https://www.cnpbook.com/.../gallery/index.html> [Erişim: 10 Mart 2016].
- URL13**, <https://tr.wikipedia.org/wiki/Hidroksiapatit> [Erişim: 10 Mart 2016].
- URL14**, <http://slideplayer.biz.tr/slide/2988638/> [Erişim: 3 Mart 2016].
- URL15**, <http://tr.wikipedia.org/wiki/Et%C3%BCv> [Erişim: 11 Ocak 2016].
- URL16**, <http://www.enjeksiyonkalip.com/Enjeksiyon-kalip-nedir.html> [Erişim: 12 Ocak 2016].
- URL17**, [http://tr.wikipedia.org/wiki/%C3%87ekme\\_testi](http://tr.wikipedia.org/wiki/%C3%87ekme_testi) [Erişim: 20 Ocak 2016].
- URL18**, [http://www.ktu.edu.tr/dosyalar/14\\_14\\_00\\_77c0a.pdf](http://www.ktu.edu.tr/dosyalar/14_14_00_77c0a.pdf) [Erişim: 20 Ocak 2016].
- URL19**, [http://www2.bayar.edu.tr/muhendislik/malzeme/dersler/malzeme\\_lab/darbe.pdf](http://www2.bayar.edu.tr/muhendislik/malzeme/dersler/malzeme_lab/darbe.pdf) [Erişim: 20 Ocak 2016].

- URL20**, [http://www2.bayar.edu.tr/muhendislik/malzeme/dersler/malzeme\\_lab/sertlik.pdf](http://www2.bayar.edu.tr/muhendislik/malzeme/dersler/malzeme_lab/sertlik.pdf) [Erişim: 21 Ocak 2016].
- URL21**, 2009. <http://www.gemapolimer.com/sayfa/eriyik-akis-indeksi-mfi.html> [Erişim: 21 Ocak 2016].
- URL22**, 2011. [http://tr.wikipedia.org/wiki/S%C3%BCrt%C3%BCnme\\_kuvveti](http://tr.wikipedia.org/wiki/S%C3%BCrt%C3%BCnme_kuvveti) [Erişim: 22 Ocak 2016].
- URL23**, <http://surtunmekuvveti.nedir.com/> [Erişim: 22 Ocak 2016].
- URL24**, <http://www.mta.gov.tr/v2.0/birimler/laboratuvarlar/index.php?id=Taramali> [Erişim: 24 Ocak 2016].
- URL25**, [http://web.itu.edu.tr/~dikicioglu/WEBMAL201/Mal201MekanikOzelliklerSurunme\(4\)](http://web.itu.edu.tr/~dikicioglu/WEBMAL201/Mal201MekanikOzelliklerSurunme(4)) [Erişim: 13 Nisan 2016].
- URL26**, 2011. <http://www.itusozluk.com/goster.php/s%FCneklik-1> [Erişim: 14 Nisan 2016].
- URL27**, <http://www.teknolojikarastirmalar.com> [Erişim: 16 Nisan 2016].
- URL28**, 2011. <http://www.belgeler.com/blg/a34/asinma-deneyi> [Erişim: 19 Nisan 2016].
- URL29**, [https://www.irsm.cas.cz/materialy/cs\\_content/2014/Horkavcova\\_CS\\_2014\\_0000.pdf](https://www.irsm.cas.cz/materialy/cs_content/2014/Horkavcova_CS_2014_0000.pdf) [Erişim: 1 Ağustos 2016].
- URL30**, [http://www.zimmerdental.com/ingenios/pdf/lib\\_greenspan\\_comparison.pdf](http://www.zimmerdental.com/ingenios/pdf/lib_greenspan_comparison.pdf) [Erişim: 1 Ağustos 2016].

Bu yüksek lisans tezi Marmara Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri Birimi (BAPKO) tarafından FEN-C-YLP-110215-0037 numaralı projesiyle desteklenmiştir. Aynı zamanda Venedikte düzenlenen (28-june-1 July 2016), International conference for engineering and technology sempozyumunda ‘Hydroxyapatite reinforced polypropylene bio composites’ isimli bildiri ile katılımı sağlanmıştır. Bu yayın International Journal of arts and science dergisinde basılacaktır.

#### Academic Review Board

Mark J. Szymanski, PhD  
Pacific University, USA

Fatemeh Abbas Zadeh, PhD  
Harvard University, USA

Michael D. Brasley, PhD  
S. Illinois Univ. Carbondale, USA

Pratiksha Bohra-Nishra, PhD  
Princeton University, USA

Cathy Collet, PhD  
Massachusetts Institute of Tech, USA

Michal Sela-Amir, PhD  
Univ. of Southern California, USA

Susan Silverstone, PhD  
National University, USA

Octavian Nicolai, PhD  
University of Indianapolis, USA

Nirmaljit K. Rathen, PhD  
Delaware State University, USA

Hsi-wen Tu, PhD  
Berkley College, USA

Ying Zhen, PhD  
Wesleyan College, USA

Gary F. Keller, PhD  
Eastern Oregon University, USA

Josephine Brown, PhD  
University of Ottawa, Canada

Tracy Lee Weaver, PhD  
University of South Alabama, USA

Jiangong Wang, PhD  
W. Washington University, USA

Edith Samuel, PhD  
Cranfield University, Canada

Harvey Masmourak, PhD  
University of Guelph, Canada

Glen Weaver, PhD  
Hood College, USA

Wisama Wyas, PhD  
Heritage University, USA

Shouhong Wang, PhD  
Univ. of Mass. Dartmouth, USA

Pavel Savel, PhD  
S.F. Austin State University, USA

N. Kymn Rutigliano, PhD  
SUNY - Empire State, USA

Irina Mukhina, PhD  
Assumption College, USA

Zhen Zhu, PhD  
Univ. of Central Oklahoma, USA

#### Conferences Board

J.L. Bonnici, PhD  
Central Connecticut State Univ, USA

Henry Greene, PhD  
Central Connecticut State Univ, USA

Khoun Koh, PhD  
Central Connecticut State Univ, USA

Rose Marie Azzopardi, PhD  
University of Malta, Malta

Joseph Azzopardi, PhD  
University of Malta, Malta

Lucas Jirsa, PhD  
Charles University, Czech Republic

D. Tab Rasmussen, PhD  
Washington University in St. Louis, USA



INTERNATIONAL  
JOURNAL  
OF ARTS AND SCIENCES

55 Farm Drive  
Cumberland, Rhode Island 02864-3565  
USA

September 24, 2015

Prof. Dr. Munir Tasdemir  
Marmara University Technology Faculty Met. And Materials Eng. Dep  
Ziverbey Campus  
Goztepe  
Kadikoy  
Istanbul 34722  
Turkey

V6Z20

Dear Prof. Tasdemir,

#### RESEARCH TITLE

Hydroxyapatite Reinforced Polypropylene Bio Composites

**AUTHOR/S:** Munir Tasdemir, Ismail Hakkı Kenel & Serdar Pazarlioglu

**RESEARCH ID:** V6Z20

**REGISTRATION FEE:** \$375 (if one registers for the full conference); \$575 (if two co-authors register)

**REGISTRATION DEADLINE:** 8 April 2016

I am pleased to inform you that your submission was subjected to a double-blind review process, and the reviewers accepted the above for presentation at the International Journal of Arts & Sciences' (IJAS) International Conference for Engineering and Technology (Track: Polymers and Plastics) which will be held at the Ca' Foscari University from 28 June to 1 July 2016.

The location of the conference center is Calle Foscarli 5247, 3259 Venice, Italy. To reach the venue from the terminal bus and train stations in Venice, take boat n° 1 in the direction of Train Station / Rialto / San Marco. Get off the boat at San Tomà (Stop n°10).

The conference follows the multidisciplinary TED format at <http://www.ted.com>. The program from our latest conference on the Harvard University campus will give you an idea of what to expect during our Venice conference: <https://ijas2015boston.sched.org>. Expect an intensive conference with simultaneous sessions and events.

For your submission to appear in one of our refereed ISSN-numbered publications, please format your work in line with this template <http://www.internationaljournal.org/template.html>. There is no limit on the number of pages. Email your properly formatted abstract/paper only to [ManuscriptSubmission@gmail.com](mailto:ManuscriptSubmission@gmail.com). Please make sure that it is in Microsoft Word and that the above "Research ID" is included in all your future emails' Subject line.

The registration fee does not include food and lodging.

As a professor at Central Connecticut State University, I witness firsthand the benefits of international education emanating from study abroad programs. The conference will highlight these benefits while offering you a forum to share your specialized research with international professors.

We look forward to your presentation in Venice.

Sincerely,

Professor J.L. Bonnici, PhD, JD  
IJAS Conferences Coordinator

## **Hydroxyapatite Reinforced Polypropylene Bio Composites**

**Munir TASDEMİR**

Marmara University, Technology Faculty, Metallurgy and Mat. Eng. Dep. Istanbul, Turkey

**Ismail Hakki KENET**

Marmara University, Institute for Graduate Studies in Pure and Appl. Sci., Istanbul, Turkey

**Serdar PAZARLIOGLU**

Marmara University, Technology Faculty, Metallurgy and Mat. Eng. Dep. Istanbul, Turkey

### **Abstract**

There has recently been much interest in developing new materials for use in replacing and repairing natural bone. Bone is a composite material with a high modulus filler, hydroxyapatite, in a collagen matrix. Powder hydroxyapatite (HA) reinforced polymer composite has been developed since early 1980s as an analogue material for bone replacement. Hydroxyapatite reinforced polymer composites offer a robust system to engineer synthetic bone substitutes with tailored mechanical, biological, and surgical functions. The basic design rationale has been to reinforce a tough, compatible polymer matrix with a HA filler. In this investigation, composites of polypropylene and hydroxyapatite were prepared. The effects of hydroxyapatite ratio on the mechanical, thermal and morphological properties of the polymer composites is presented. Biological and synthetic hydroxyapatite, in three different concentrations (10, 20 and 30 wt %), was added to PP to produce composites. The mechanical properties, including the elastic modulus, yields strengths, tensile strengths, strain at tensile strength, Izod impact resistance, hardness, density and the thermal properties, such as the Vicat softening point, heat deflection temperature and melt-flow index, of the composites were investigated. The tensile test results showed that HA ratio were effective for the elastic modulus, tensile strength, and the strain at tensile strength. A considerable increase in the elastic modulus was found with a 30% HA concentration. The maximum hardness was obtained with 30% biological hydroxyapatite. The increased HA content caused the HDT and Vicat values to increased, whereas the melt-flow index and Izod impact strength showed a decreased as the HA content increased. The structure of the composites were investigated by scanning electron microscopy and compared to mechanical and thermal properties as a function of HA content.

**Keywords:** Polypropylene, hydroxyapatite, biocomposites, mechanical properties.

## INTRODUCTION

From quite some time, researchers have been looking for materials that can act as bone substitutes. Such materials must not produce inflammatory reactions or carcinogenic effects and must resist sterilization conditions. Among them, composites of polyolefins with hydroxyapatite,  $\text{Ca}_{10}(\text{PO}_4)_6(\text{OH})_2$ , have emerged as promising alternatives [1]. There has recently been much interest in developing new materials for use in replacing and repairing natural bone. Bone is a composite material with a high modulus filler, hydroxyapatite, in a collagen matrix. Bonfield et al. have previously developed HAPEX<sup>TM</sup>, a composite of bioactive synthetic hydroxyapatite in a polyethylene matrix, and this has been shown to be readily incorporated into natural bone [2]. Polyolefins cannot interact by themselves effectively with living tissues. Hence, hydroxyapatite (HA), a material highly compatible with those of bones and bioactive, has been incorporated into polyethylene and polypropylene to obtain bone implants or substitutes [3-5]. In fact, hydroxyapatite is one of the major components of human bones. The use of a polyethylene matrix does not preclude the use of other polymers as matrix materials, indeed the use of other materials may enhance the properties of the final composite. For this reason polypropylene has been investigated as a matrix material. Like polyethylene, polypropylene is biologically inert, but unlike polyethylene, polypropylene generally exhibits better performance in fatigue and suffers less reduction in mechanical properties at elevated temperatures [1]. Generally speaking, polymers have poorer mechanical properties than bone. But the possibility to be mechanically strengthened and to be biodegradable makes polymers very promising as candidates for bone replacement. The improvement of the mechanical properties of polymer can be achieved by either the modification of the structure of the polymer, or the strengthening of the polymer with fiber and/or filler.

A large number of studies have investigated modifications to the biocomposite structure and composition, aimed at improving the mechanical properties, often through modified or novel processing methods [6]. Various research groups in the past also successfully introduced an interfacial phase between the reinforcement and the matrix for respective polymer matrix composite. In general, such an introduction promotes the adhesion between the reinforcement and the matrix and hence improves mechanical properties of composites [7-11]. Hydroxyapatite-reinforced polymers offer the ability to tailor the composite's elastic modulus, presumably to meet performance criteria for a particular application or implant, by varying the HA-reinforcement content. The addition of up to 50 vol.% HA powder reinforcement has

resulted in a six- to eight-fold increase in elastic modulus compared to un-reinforced polymer for HDPE [12–15], UHMWPE [16] and PAEK [17–19].

In this investigation, composites of polypropylene (PP) and hydroxyapatite were prepared. The effects of hydroxyapatite ratio on the mechanical, thermal and morphological properties of the polymer composites is presented.

## EXPERIMENTAL PROCEDURES

Seven different polymer composites were prepared. Compositions of Polypropylene/ Hydroxyapatite (PP/HA) polymer composites that were formed are given in Table 1. PP (Moplen EP 3307) supplied by LyondellBasell. Its density is 0.900 g/cm<sup>3</sup>, MFI value is 15 g/10 min (230 °C, 2,16 Kg) and its head deflection temperature (0.45 MPa, unannealed) is 95.0°C.

**Table 1. Composition of the PP/HA polymer composites formulations**

Groups	Polypropylene (PP) Content (wt %)	Biological Hydroxyapatite Content (BHA) (wt %)	Synthetic Hydroxyapatite Content (SHA)(wt %)
1	100	-	-
2	90	10	-
3	80	20	-
4	70	30	-
5	90	-	10
6	80	-	20
7	70	-	30

In this study, bovine femur bones (obtained from Carrefour Company, Istanbul, Turkey), were used as the raw material to produce HA powders. Femur bone samples were firstly cleaned to remove visible tissues and substances on the surface of bones and then head parts of the bones were cut off and marrow in shafts of all bones removed via boiling within water in a pressure cooker for 4 h to avoid soot formation during the calcination process [20]. After the boiling process, the retained shafts were deproteinized with sodium hydroxide (NaOH) for 1 h, washed with distilled water and then calcinated at 850°C with a heating rates of 5°C/min for 4 h to ensure that the organics are completely removed to eliminate any microbial contaminations [21]. The resulting white solid samples were firstly ground and then crushed in a mortar to produce hydroxyapatite powders between -63 µm to +45 µm. Then, they were ball milled in a zirconia coated container by zirconia balls and ethanol in Restch PM 100 ball

milling device at 150 rpm for 8 h until fine powder was obtained as shown in Fig. 1. After the ball milling process, the powders were dried at 105°C for 24 h and exposed to X-ray diffraction to confirm the presence of HA into obtained powders as shown in Fig 2. Synthetic hydroxyapatite (acros 371260010) supplied by Acros Organics.

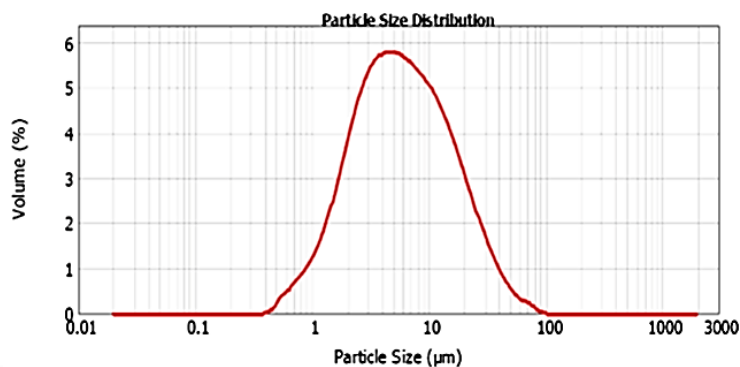


Figure 1 Particle size distribution of BHA after ball milling process

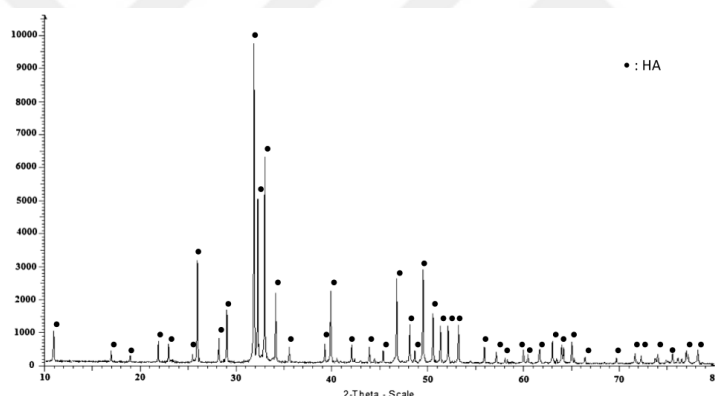


Figure 2 XRD analysis of BHA

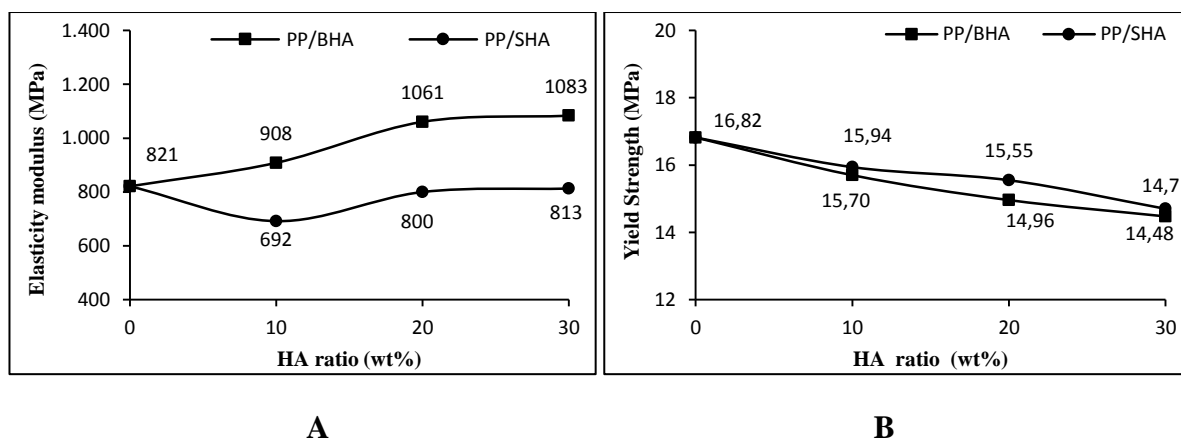
**Sample Preparation:** Polypropylene, synthetic and biological hydroxyapatite were dried overnight at 105 °C for 24 h in a vacuum oven prior to melt blending. Mechanical premixing of solid compositions was done using a LB-5601 liquid-solids blender (The Patterson-Kelley Co., Inc.USA) brand batch blender for 15 min. Samples with various proportions of PP/HA polymer composites were produced between 190-220 °C at 15 bar pressure, and a rotation rate of 25-30 rpm, with a Microsan extruder (Microsan Instrument Inc. Turkey). Polymer composites were also dried in vacuum oven at 105 °C for 24 hours after extrusion. Subsequently, test samples were manufactured by injection molding. Injection temperature was 190-220 °C, pressure was 90-110 bar and screw speed was 25 rpm.

**Mechanical Characterization:** The tensile modulus, tensile strength and strain at tensile strength of the compressed plates were measured by using a tensile testing machine (Zwick Z010, Germany) according to ASTM D638 at room temperature and crosshead speed of 50 mm/min. For every composition, seven samples were tested, and the averages of the seven measurements were reported. The hardness test was done according to the ASTM D2240 method with Zwick hardness tester. To investigate fracture behavior, Izod impact test (notched) was done at room temperature according to the ASTM D256 method with Zwick B5113 impact tester (Zwick, Germany). Flow behavior testing of all the mixtures was done according to ISO 1133 standard with Zwick 4100 MFI equipment. Heat deflection temperature (HDT) and Vicat softening point tests were done according to ISO 75 and ISO 307 standard with determined by CEAST 6521 (Ceast SpA, Italy) HDT-Vicat test equipment. Determination of density was done according to ISO 2781 test standard.

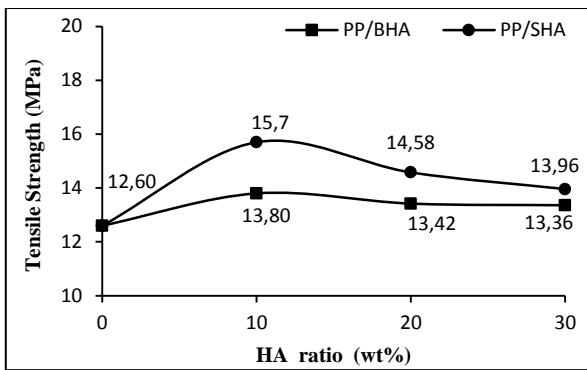
**Microscopy:** The fractured surfaces of the PP/MA polymer composites were coated to thickness of 20 Å of a gold (Au) to prevent electrical charging by Polaron SC7640 (high resolution sputter coater) (United Kingdom). The surfaces of the prepared samples were observed by the FEI Sirion XL30 FEG (Nederland) scanning electron microscopy (SEM) at an acceleration voltage of 20 kV.

### 3. RESULTS AND DISCUSSION

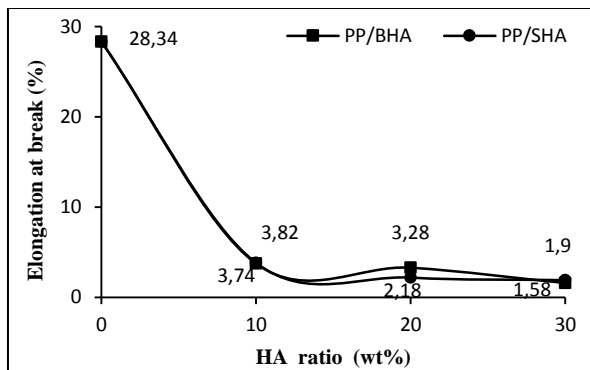
The mechanical properties of PP/HA polymer composites is shown in the Fig 3. The elasticity modulus of the PP/MA polymer composites is shown in the Figure 3-A. Since biological hydroxyapatite has much higher stiffness values than the PP matrix, the elasticity modulus of the PP/BHA polymer composites increased as the BHA concentration increases from 0 to 30 wt %. On the other hand, the elasticity modulus of the PP/SHA polymer composites did not



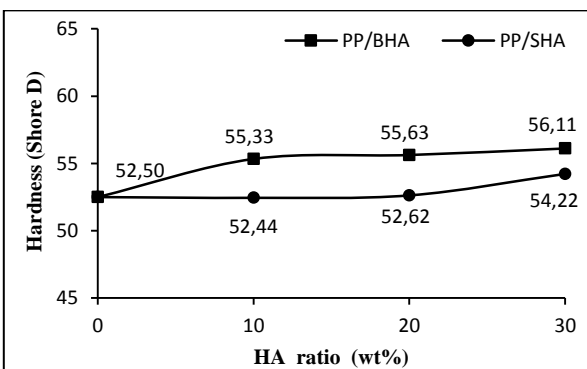
**Figure 3 Mechanical properties of PP/HA polymer composites**



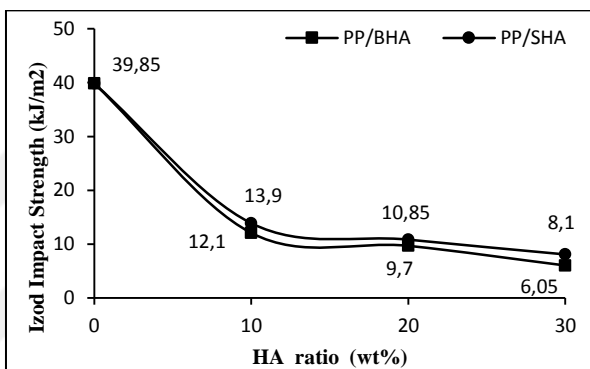
C



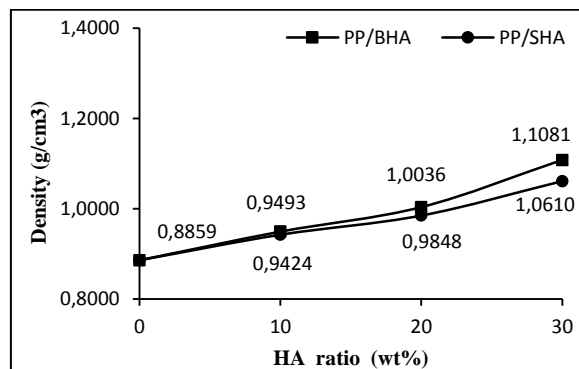
D



E



F

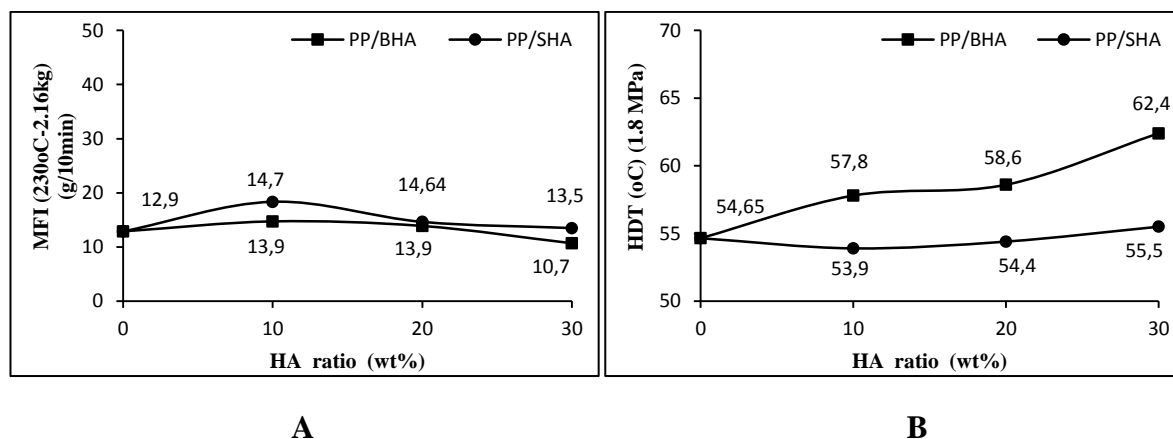


G

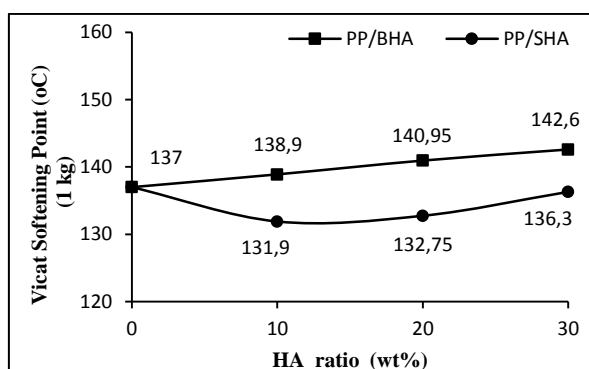
Figure 3 (continue)

appear significant change as the SHA concentration increases. The yield strength of the PP/HA polymer composites is shown in the Figure 3-B. Yield strength values decreased with the addition of biological hydroxyapatite and synthetic hydroxyapatite in PP. For example, the yield strength of virgin PP and PP/BHA (70/30) polymer composites were 16,82 MPa and 14,48 MPa respectively. On the other hand, with the addition of HA in PP has been a little change in tensile strength values. For example, the tensile strength of virgin PP and PP/SHA

(70/30) polymer composites were 12,60 MPa and 13,96 MPa respectively. The elongation at break of the PP/HA polymer composites is shown in the Figure 3-D. With the addition of biological hydroxyapatite and synthetic hydroxyapatite in PP has been a significant change in elongation at break values. For example, the elongation at break of virgin PP and PP/SHA (70/30) polymer composites were 28,34 % and 1.58 % respectively. Hardness of the PP/BHA polymer composites increased an increase weight percentage of biological hydroxyapatite from 0 to 30 wt %. Hardness of the PP/SHA polymer composites did not appear significant change as the SHA concentration increases. With the addition of HA in PP has been a change in Izod impact strength (notched) values. For example, the Izod impact strength of virgin PP and PP/BHA (70/30) polymer composites were 39,85 kJ/m<sup>2</sup> and 6,05 kJ/m<sup>2</sup> respectively. The density of the PP/HA polymer composites increased an increase weight percentage of HA from 0 to 30-wt %. For example, the density of virgin PP and PP/BHA (70/30) polymer composites were 0,8859 g/cm<sup>3</sup> and 1,1081 g/cm<sup>3</sup> respectively. The thermal properties of PP/HA polymer composites are shown in the Fig 4. MFI values of the PP/HA polymer composites did not appear significant change as the HA concentration increases (Fig. 4-A). The HDT of the PP/BHA polymer composites increased an increase weight percentage of HA from 0 to 30 wt %. For example, the HDT of virgin PP and PP/BHA (70/30) polymer composites were 54,65 °C and 62,4 °C respectively. HDT values of the PP/SHA polymer composites did not appear significant change as the HA concentration increases (Fig. 4-B). The Vicat softening temperature of the PP/BHA polymer composites increased an increase weight percentage of BHA from 0 to 30 wt %. For example, the Vicat softening temperature of virgin PP and PP/BHA (70/30) polymer composites were 137 °C and 142,6 °C respectively. On the other hand, Vicat softening temperature of the PP/SHA polymer composites decreased (Fig. 4-C).



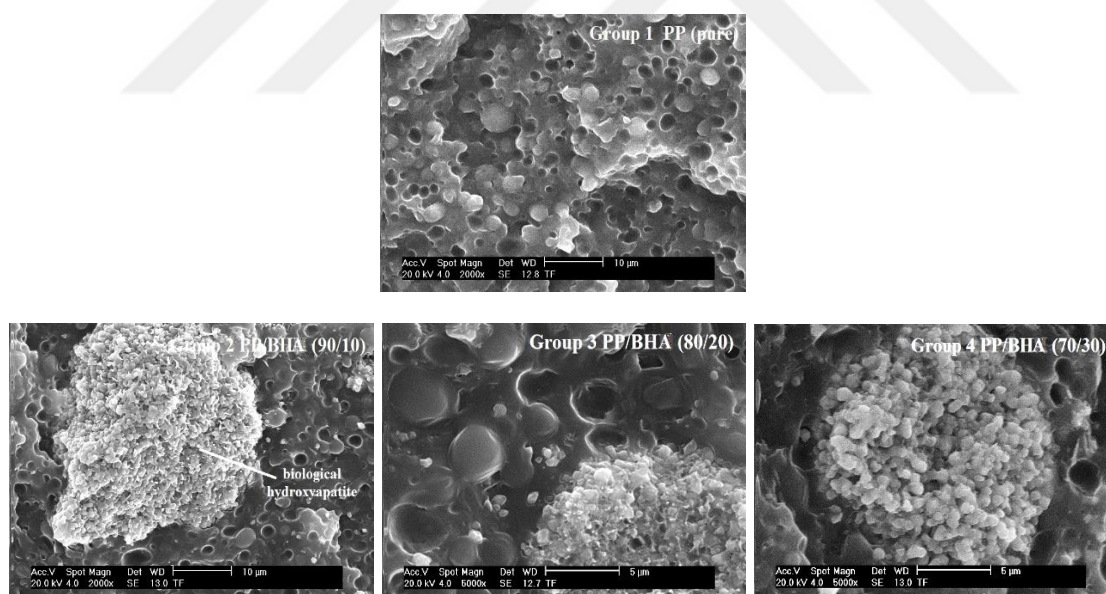
**Figure 4 Thermal properties of PP/HA polymer composites**



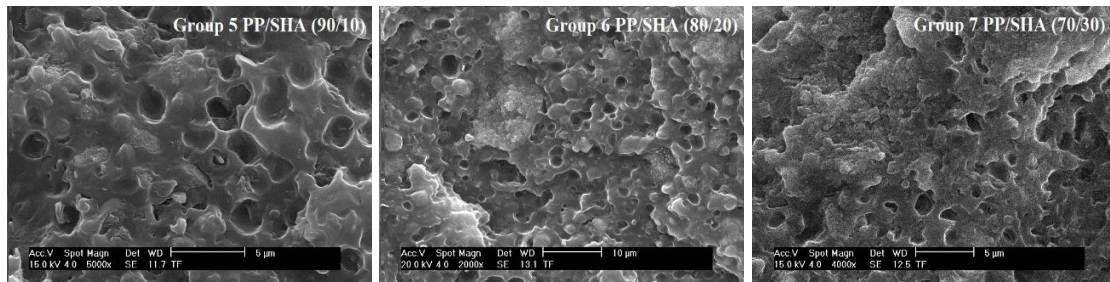
C

**Figure 4 (continue)**

Figure 5 exhibits SEM micrographs of fracture surfaces of PP/HA composite. It can be seen that HA particles were held by the PP matrix, possibly through certain degree of mechanical bonding between the two phases. With addition of hydroxyapatite to the PP, the adhesion and distribution of the present phases were considerably enhanced as well.



**Figure 5 Scanning electron micrographs of PP/HA polymer composites**



**Figure 5 (continue)**

## CONCLUSIONS

The effects of hydroxyapatite on the mechanical properties, such as the tensile strengths, elastic modulus, hardness, and Izod impact strength, and the thermal properties, such as HDT, Vicat and MFI, of PP/HA composites were investigated. The following results were obtained:

1. Elastic modulus increased gradually as the biological hydroxyapatite content increased. On the other hand, the elasticity modulus of the PP/SHA polymer composites did not appear significant change as the synthetic hydroxyapatite concentration increases.
2. Yield strength, % elongation and Izod impact strength decreased gradually as the biological hydroxyapatite and synthetic hydroxyapatite content increased. On the other hand, with the addition of HA in PP has been a little change in tensile strength values. Density increased as the biological hydroxyapatite and synthetic hydroxyapatite content increases.
3. Hardness of the PP/BHA polymer composites increased an increase weight percentage of biological hydroxyapatite.
4. MFI values of the PP/HA polymer composites did not appear significant change as the HA concentration increases.
5. The HDT of the PP/BHA polymer composites increased an increase weight percentage of biological hydroxyapatite. On the other hand, HDT values of the PP/SHA polymer composites did not appear significant change as the synthetic hydroxyapatite concentration increases.
6. The Vicat softening temperature of the PP/BHA polymer composites increased an increase weight percentage of biological hydroxyapatite. Vicat softening temperature of the PP/SHA polymer composites decreased

**Acknowledgement:** This work has been supported by the Scientific Research Project Program of Marmara University (Pro. No: FEN-C-YLP-110215-0037).

## REFERENCES

- [1] R. Perera, C. Albano, R. Casella, L. Cataño, A. Karam, G. González, Composites of polypropylene and hydroxyapatite: Effects of copolymers of propylene and acrylic acid on the mechanical properties, SPE/ANTEC Proceedings, 1999.
- [2] M. Bonner, I.M. Ward, W. McGregor, K.E. Tanner, W. Bonfield, Hydroxyapatite/polypropylene composite: A novel bone substitute material, J. of Materials sci. Let. 20, 2001, 2049 – 2051
- [3] W. Bonfield, M. D. Grympas, A. E. Tully, J. Bowman, J. Abram, Biomaterials, 2, 185 (1981).
- [4] W. Bonfield, J. Biomed. Eng., 10, 522 (1988).
- [5] M. Wang, R. Joseph, W. Bonfield, Biomaterials, 19, 2357 (1998).
- [6] Ryan K. Roeder, Gabriel L. Converse, Robert J. Kane, and Weimin Yue, Hydroxyapatite-Reinforced Polymer Biocomposites for Synthetic Bone Substitutes, Journal of the minerals, metals and materials (JOM), March 2008, 38-45.
- [7] Boneld S, Garet M, Bunsell A. Influence of the fibre/matrix interface on the behaviour of E-glass reinforced thermoplastics: an adhesion efficiency rating. In: Bunsell AR, Kelly A, Massiah A, editors. Developments in the science and technology of composite materials ECCM6. Cambridge: Woodhead Publishing Ltd, 1993. p. 151, 8.
- [8] Xavier SF, Schultz JM, Friedrich K. Fracture propagation in particulate-filled polypropylene composites. Part 3: influence of mica surface treatment. J Mater Sci 1990;25:2428-32.
- [9] Maiti SN, Sharma KK. Studies on polypropylene composites filled with talc particles. Part I: mechanical properties. J Mater Sci 1992;27:4605-13.
- [10] Fu Q, Wang G. Polyethylene toughened by rigid inorganic particles. Polym Engng Sci 1992;32:94-7.
- [11] Khorasani SN, Deb S, Behiri JC, Braden M, Boneld W. Modified hydroxyapatite reinforced PEMA bone cement. In: Yamamuro T, Kokubo T, Nakamura T, editors. Bioceramics 5. Kyoto: Kobunshi Kankokai Inc, 1992. p. 225-32.
- [12] W. Bonfield, Composites for Bone Replacement, J. Biomed. Eng., 10 (6) (1988), pp. 522–526.
- [13] M. Wang, D. Porter, and W. Bonfield, Processing, Characterization, and Evaluation of Hydroxyapatite Reinforced Polyethylene Composites, Brit. Ceram. Trans., 93 (3) (1994), pp. 91–95.

- [14] M. Wang, R. Joseph, and W. Bonfield, Hydroxyapatite-Polyethylene Composites for Bone Substitution: Effects of Ceramic Particle Size and Morphology, *Biomaterials*, 19 (24) (1998), pp. 2357–2366.
- [15] R.K. Roeder, M.S. Sproul, and C.H. Turner, Hydroxyapatite Whiskers Provide Improved Mechanical Properties in Reinforced Polymer Composites, *J. Biomed. Mater. Res.*, 67A (3) (2003), pp. 801–812.
- [16] L. Fang, Y. Leng, and P. Gao, Processing and Mechanical Properties of HA/UHMWPE Nanocomposites, *Biomaterials*, 27 (2006), pp. 3701–3707.
- [17] M.S. Abu Bakar, P. Cheang, and K.A. Khor, Mechanical Properties of Injection Molded Hydroxyapatite-Polyetheretherketone Biocomposites, *Compos. Sci. Technol.*, 63 (2003), pp. 421–425.
- [18] M.S. Abu Bakar et al., Tensile Properties, Tension-Tension Fatigue and Biological Response of Polyetheretherketone-Hydroxyapatite Composites for Load-Bearing Orthopedic Implants, *Biomaterials*, 24 (13) (2003), pp. 2245–2250.
- [19] S.M. Tang et al., Tension-Tension Fatigue Behavior of Hydroxyapatite Reinforced Polyetheretherketone Composites, *Int. J. Fatigue*, 26 (2004), pp. 49–57.
- [20] Deepak K. Pattanayak, Divya P, Sujal Upadhyay RC, Parasod, et al. Synthesis and evaluation of hydroxyapatite ceramics. *Trends biomater Artif Organs*. 2005;18:2.
- [21] Jay Arre Toque MK, Herliansyah, Hamdi M, et al. The effect of sample preparation and calcination temperature on the production of hydroxyapatite from bovine bone powders. *Biomed 06 IFMBE Proceedings*. 2007;15.152–5

## ÖZGEÇMİŞ

Adı Soyadı : İsmail Hakkı KENET  
Doğum Yeri : İstanbul  
Doğum Tarihi : 13/07/1984  
E-Posta : i.h.kenet@hotmail.com  
Yabancı Dili : İngilizce



## Eğitim Durumu

**Yüksek Lisans:** Marmara Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü, Metalurji ve Malzeme Mühendisliği (2014-2016/İstanbul )

**Lisans** : Marmara Üniversitesi Teknik Eğitim Fakültesi, Metal Öğretmenliği (2004-2008/İstanbul)

**ÖnLisans** : Marmara Üniversitesi Teknik Bilimler Meslek Yüksek Okulu, Elektronik (2002-2004/İstanbul)

**Lise** : İstanbul Ticaret Odası Anadolu Meslek Lisesi (1998-2002/İstanbul)

## İş Tecrübeleri:

2012 - ..... **Altan Plastik Sanayi ve Tic. Ltd. Sti.** / ARGE & Proje Mühendisi

2010 - 2012 **Yıldız Kalıp A.Ş.** / Tasarım Mühendisi

2009 - 2010 **MEB - Esentepe İlköğretim Okulu** / İngilizce Öğretmeni

2008 - 2008 **İstanbul Kilit Hırdavat San. Tic. Paz. Ltd. Şti.** / Üretim Mühendisi

## Hobiler ve Sosyal Etkinlikler:

Bilgisayar, tiyatro, sinema, müzik, seyahat, oto, bilim / teknik, kitap