KARADENİZ TEKNİK ÜNİVERSİTESİ
FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

METALURJİ VE MALZEME MÜHENDİSLİĞİ ANABİLİM DALI

HİDROKSİAPATİT TOZU (HAp) KATKILI POLİLAKTİK-ASİT KOMPOZİT FİLAMENTLER KULLANILARAK ELDE EDİLMİŞ 3 BOYUTLU (3B) KATI OMUR MODELLERİNİN GELİŞTİRİLMESİ

YÜKSEK LİSANS TEZİ

Metalurji ve Malzeme Müh. Hatice Kübra YERLİ

TEMMUZ 2021
TRABZON

KARADENİZ TEKNİK ÜNİVERSİTESİ
FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

METALURJİ VE MALZEME MÜHENDİSLİĞİ ANABİLİM DALI

HİDROKSİAPATİT TOZU (HAp) KATKILI POLİLAKTİK-ASİT KOMPOZİT FİLAMENTLER KULLANILARAK ELDE EDİLMİŞ 3 BOYUTLU (3B) KATI OMUR MODELLERİNİN GELİŞTİRİLMESİ

Metalurji ve Malzeme Müh. Hatice Kübra YERLİ
ORCID : 0000-0003-4128-4188

Karadeniz Teknik Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsünce
"METALURJİ VE MALZEME YÜKSEK MÜHENDİSİ"
Unvanı Verilmesi İçin Kabul Edilen Tezdir.

Tezin Enstitüye Verildiği Tarih : 25/06/2021
Tezin Savunma Tarihi : 27/07/2021

Tez Danışmanı : Doç. Dr. Mustafa ASLAN
ORCID : 0000-0003-2299-8417

Trabzon 2021

KARADENİZ TEKNİK ÜNİVERSİTESİ
FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

Metalurji ve Malzeme Mühendisliği Anabilim Dalında
Hatice Kübra YERLİ Tarafından Hazırlanan

HİDROKSİAPATİT TOZU (HAp) KATKILI POLİLAKTİK-ASİT KOMPOZİT FİLAMENTLER KULLANILARAK ELDE EDİLMİŞ 3 BOYUTLU (3B) KATI OMUR MODELLERİNİN GELİŞTİRİLMESİ

başlıklı bu çalışma, Enstitü Yönetim Kurulunun 08/07/2021 gün ve 1911 sayılı kararıyla oluşturulan jüri tarafından yapılan sınavda
YÜKSEK LİSANSTEZİ
olarak kabul edilmiştir.

Jüri Üyeleri

Başkan : Prof. Dr. Ümit ALVER ……..…….

Üye : Prof. Dr. Fatih YILDIZ ……..…….

Üye : Doç. Dr. Mustafa ASLAN ……..…….

Prof. Dr. Asim KADIOĞLU
Enstitü Müdürü

ÖNSÖZ

Bu tez çalışmasında, insan omur kemiğinde bulunan süngerimsi ve kortikal kemiğin mekanik özelliklerini yakınsayarak tıp asistan öğrencilerinin eğitiminde kullanılabilir 3B omur modellerinin oluşturulması hedeflenilmiştir. Bu hedef doğrultusunda oluşturulan modellerin mekanik özelliklerini insan kemiğine yakınsamak için hidroksiapatit katkılı polilaktik-asit kompozitler kullanılmıştır.

Yüksek lisans eğitim ve tez hazırlama sürecinde değerli fikirleri, bilgi ve testimleri, teşvikleri ve fedakârlığıyla yol gösteren danışman hocam sayın Doç. Dr. Mustafa ASLAN'a şükranlarımı sunarım. Tez çalışma sürecim boyunca bilgi ve desteklerini benden esirgemeyen Yüksek Mühendis Öğr. Görevlisi Kutay ÇAVA'ya ve Dr. Öğr. Görevlisi Hüseyin İPEK'e teşekkürü bir borç bilirim. Ayrıca, çalışmam boyunca yardımını esirgemeyen Metalurji ve Malzeme Mühendisliği lisans öğrencisi İrem ÖZPINAR'a teşekkür ederim. Son olarak maddi manevi desteklerini benden esirgemeyerek bana her zaman ayna olup yoluma ışık tutan aile bireylerime, anne ve babama sonsuz teşekkür ederim.

Bu tez çalışması FYL-2020-8621 kodlu BAP 06 projesi ile desteklenmiştir.

Hatice Kübra YERLİ
Trabzon, 2021

TEZ ETİK BEYANNAMESİ

Yüksek Lisans Tezi olarak sunduğum "Hidroksiapitat Tozu (HAp) Katkılı Polilaktik-asit Kompozit Filamentler Kullanılarak Elde Edilmiş 3 Boyutlu (3B) Katı Omur Modellerinin Geliştirilmesi" başlıklı bu çalışmayı baştan sona kadar danışmanım Doç. Dr. Mustafa ASLAN'ın sorumluluğunda tamamladığımı, tez çalışmasında gerekli olan verileri/örnekleri kendim topladığımı, testleri/analizleri ilgili laboratuvarlarda yaptığımı/yaptırdığımı, başka kaynaklardan aldığım bilgileri metinde ve kaynakçada eksiksiz olarak gösterdiğimi, çalışma sürecinde bilimsel araştırma ve etik kurallara uygun olarak davrandığımı ve aksinin ortaya çıkması durumunda her türlü yasal sonucu kabul ettiğimi beyan ederim. 27/09/2021

Hatice Kübra YERLİ

İÇİNDEKİLER

Sayfa No

ÖNSÖZ III
TEZ ETİK BEYANNAMESİ IV
İÇİNDEKİLER V
ÖZET VIII
SUMMARY IX
ŞEKİLLER DİZİNİ X
TABLOLAR DİZİNİ XIII
SEMBOLLER DİZİNİ XIV
1. GENEL BİLGİLER 1
1.1. Giriş 1
1.2. Kompozit Malzemeler 1
1.3. Hidroksiapatit Tozu (HAp) Katkılı Polilaktikasit (PLA) Kullanım Alanları 2
1.3.1. Hidroksiapatit ve Önemi 2
1.3.1.1. Hidroksiapatit Üretim Yöntemleri 4
1.3.1.1.1. Yaş Çökeltme Yöntemi 4
1.3.1.1.2. Kalsinasyon Yöntemi 5
1.3.2. Polilaktik Asit (PLA) 5
1.3.3. Hidroksiapatit Tozu (HAp) Katkılı Polilaktik-Asit (PLA) Kompozitleri Üretim Yöntemleri 6
1.3.3.1. Enjeksiyon 6
1.3.3.2. Ekstruder 7
1.4. 3 Boyutlu (3B) Yazıcılar 8
1.4.1. Eriyik Biriktirme Modelleme (Fused Deposition Modeling, FDM) 9
1.5. Sağlık Alanlarında 3 Boyutlu (3B) Modellerin Kullanım Alanları 10
1.6. 3B Model İskelet Tasarımı 12
1.6.1. Üçlü Periyodik Minimal Yüzeyler (ÜPMY) 12
1.7. Vida Çekme (Pull-out) Testi ve Önemi 14
1.8. Kemiğin Biyomekanik Özellikleri 14
1.9. Literatür 16
1.9.1. HA ve HA Katkılı PLA Kompozitlerin Özellikleri 16
1.9.1.1. Kimyasal Özellikleri 16

1.9.1.2. Termal Özellikler 17
1.9.1.3. Fiziksel Özellikler 17
1.9.1.4. Mekanik Özellikler 18
1.9.2. Üçlü Periyodik Minimal Yüzeyler 19
1.9.3. 3B Omur Modelleri 21
2. YAPILAN ÇALIŞMALAR 23
2.1. Hidroksiapatit Tozlarının (HAp) Üretimi 23
2.1.1. Yaş Çökeltme Yöntemi 23
2.1.2. Kalsinasyon Yöntemi 24
2.2. PLA ve Kompozit Filamentinin Üretimi 25
2.3. Test Numunelerinin Tasarlanması 26
2.3.1. 3 Boyutlu (3B) Numunelerinin Tasarımı 26
2.3.2. ÜPMY Modellerinin Tasarlanması 27
2.3.3. 3B Omur Modellerinin Tasarlanması 27
2.4. Test Numunelerinin Üretilmesi 28
2.4.1. 3 Boyutlu (3B) Test Numunelerinin Üretilmesi 28
2.4.2. ÜPMY Modellerinin Üretilmesi 29
2.4.3. 3B Omur Modellerinin Üretilmesi 30
2.5. Analiz Yöntemleri 31
2.5.1. Kimyasal Analiz Yöntemleri 31
2.5.1.1. X-Işını Kırınımı (XRD) Analizi 31
2.5.1.2. Fourier Dönüşümlü Kızılötesi (FTIR) Spektroskopisi Analizi 31
2.5.2. Termal Analiz Yöntemleri 32
2.5.2.1. Termogravimetrik Analiz (TGA) 32
2.5.2.2. Diferansiyel Taramalı Kalorimetre (DSC) Analizi 32
2.5.3. Fiziksel Özelliklerinin İncelenmesi 32
2.5.3.1. HAp Tane Boyut Analizi 32
2.5.3.2. HAp ve 3B Test Numunelerinin Morfolojik Özelliklerinin İncelenmesi 33
2.5.4. ÜPMY Modellerinin Görünür Yoğunluk ve Özgül Dayanım Hesaplamaları 33
2.5.5. Mekanik Test Yöntemleri 34
2.5.5.1. 3B Test Numunelerinin Mekanik Özelliklerinin İncelenmesi 34
2.5.5.2. ÜPMY Modellerin Özelliklerinin İncelenmesi 35
2.5.5.2.1. Basma Testleri 35
2.5.5.2.2. Vida Çekme (Pull-out) Testleri 36

2.6. 3B Omur Modellerinin Bilgisayarlı Tomografi Görüntülerinin İncelenmesi 36
3. BULGULAR VE TARTIŞMA 38
3.1. Hidroksiapatit Tozu Analizleri 38
3.1.1. Yaş Çökeltme Yöntemi ile Elde Edilen HAp Analizleri 38
3.1.1.1. Tane Boyut Hacim Analizi 38
3.1.1.2. Morfoloji Analizi 39
3.1.1.3. XRD Analizi 39
3.1.2. Kalsinasyon Yöntemi ile Elde Edilen HAp Analizleri 40
3.1.2.1. Tane Boyut Hacim Analizi 40
3.1.2.2. Morfoloji Analizi 41
3.1.2.3. XRD Analizi 42
3.1.3. Hidroksiapatit Toz Seçimi 43
3.2. Kimyasal Analiz Yöntemleri 43
3.2.1. XRD Analizi 43
3.2.2. FTIR Analizi 44
3.3. Termal Analiz Yöntemleri 45
3.3.1. Termogravimetrik Analiz (TGA) 45
3.3.2. Diferansiyel Taramalı Kalorimetre (DSC) 46
3.4. Fiziksel Özelliklerinin İncelenmesi 46
3.4.1. PLA ve Kompozitlerin Morfolojisinin İncelenmesi 46
3.5. Mekanik Özelliklerinin İncelenmesi 48
3.5.1. 3B Test Numunelerinin Mekanik Özellikleri 48
3.5.1.1. Çekme Testleri 48
3.5.1.2. Basma Testleri 50
3.5.1.3. Eğme Testleri 52
3.5.1.4. Sertlik Testi 54
3.5.2. Üçlü Periyodik Minimal Yüzeyler (ÜPMY) 55
3.5.2.1. Basma Testleri 55
3.5.2.2. Vida Çekme Testleri 60
3.6. 3B Omur Modellerine Ait Bilgisayarlı Tomografi Görüntüleri 65
4. SONUÇLAR 67
5. ÖNERİLER 68
6. KAYNAKLAR 69
ÖZGEÇMİŞ

Yüksek Lisans Tezi

ÖZET

HİDROKSİAPATİT TOZU (HAp) KATKILI POLİLAKTİK-ASİT KOMPOZİT FİLAMENTLER KULLANILARAK ELDE EDİLMİŞ 3 BOYUTLU (3B) KATI OMUR MODELLERİNİN GELİŞTİRİLMESİ

Hatice Kübra YERLİ

Karadeniz Teknik Üniversitesi
Fen Bilimleri Enstitüsü
Metalurji ve Malzeme Mühendisliği Anabilim Dalı
Danışman: Doç. Dr. Mustafa ASLAN
2021, 75(Sayfa)

Bu tez çalışmasında kalsinasyon yöntemi kullanarak hidroksiapatit tozları (HAp) üretilmiştir. Ağırlıkça % 10 HAp katkılı poli-laktikasit (PLA) kompozit filamentler çift vidalı ekstruder cihazında üretilmiştir. PLA+HAp kompozitlere başka bir malzemenin nasıl bir etkisi olacağını incelemek için ağırlıkça % 3 termoplastik elostomer (TPE) malzemesi kullanılmıştır. Eklemeli üretim yöntemi 3 Boyutlu (3B) mekanik test numuneleri üretilmiştir. PLA+HAp dayanımları PLA' ya kıyasla çekme ve basma testlerinde sırasıyla % 66,7 ve % 22,5 azalış göstermiştir. PLA+HAp+TPE dayanımları PLA+HAp' a kıyasla çekme ve basma testlerinde sırasıyla % 29,2 ve % 12,5 artış göstermiştir. Ayrıca, TPE kompozit numunelerin termal ve fiziksel özelliklerini iyileştirmiştir. PLA+HAp+TPE kompozit malzemesi kullanılarak kemikte bulunan süngerimsi yapıyı taklit etmek için Üçlü Periyodik Minimal Yüzey (ÜPMY) desenleri arasından, Gyroid, Schwarz Primitive, Schwarz Diamond ve 3D Hex kullanılmış ve her bir desen için % 15, % 20 ve % 25 doluluk oranları uygulanılmıştır. ÜPMY modellerine basma ve vida çekme testleri uygulanılmıştır. % 25 doluluk oranına Gyroid deseni en yüksek mekanik sonuçları ortaya koymuştur. Bu nedenle 3B omur modelleri % 25 dolulukta Gyroid deseninde üretilmiştir. 3B omur modellerine başarılı bir şekilde pedikül vidalama işlemi yapılmış ve bu modellere ait Bilgisayarlı Tomografi görüntüleri alınmıştır.

Anahtar Kelimeler: 3B, omur, ÜPMY, HAp, PLA

Master Thesis

SUMMARY

DEVELOPMENT OF 3-DIMENSIONAL (3B) SOLID SPEED MODELS MADE USING HYDROXYAPATITE POWDER (HAp) DODED POLYLACTIC-ACID COMPOSITE FILAMENTS

Hatice Kübra YERLİ

Karadeniz Technical University
The Graduate School of Natural and Applied Sciences
Metallurgy and Materials Engineering Graduate Program
Supervisor: Doç.Dr. Mustafa ASLAN
2021, 75 (Pages)

In this thesis, hydroxyapatite powders (HAp) were produced using the calcination method. Poly-lactic acid (PLA) composite filaments with 10 % HAp by weight were produced in a twin screw extruder. In order to examine the effect of another material on PLA+HAp composites, 3 % by weight thermoplastic elastomer (TPE) material was used. 3-dimensional (3D) mechanical test specimens were produced by the additive manufacturing method. PLA+HAp strengths decreased by 66,7 % and 22,5 % in tensile and compression tests, respectively, compared to PLA and PLA+HAp+TPE strengths showed an increase of 29,2 % and 12,5 % in tensile and compression tests, respectively, compared to PLA+HAp. In addition, TPE improved the thermal and physical properties of the composite samples. Gyroid, Schwarz Primitive, Schwarz Diamond and 3D Hex were used among the Triple Periodic Minimal Surface (UPMY) patterns to imitate the spongy structure in the bone 15 %, 20 % and 25 % fill rates were applied for each pattern. These models manufactured with HAP+PLA+TPE. Compression and pull-out tests were applied to the ÜPMY models. Gyroid pattern with 25 % fill rate revealed the highest mechanical results. For this reason, 3D vertebrae models were produced in Gyroid pattern at 25% occupancy. Pedicle screwing was performed successfully on 3D vertebral models and Computer Tomography images of these models were taken.

Key Words: 3B, vertebra, ÜPMY, HAp, PLA

ŞEKİLLER DİZİNİ

Sayfa No

Şekil 1.1. Hidroksiapatit kristal kafes yapısı 3

Şekil 1. 2. PLA'nın genel gösterimi 5

Şekil 1.3. Genel ekstruder görünümü 7

Şekil 1.4. FDM tipi 3 boyutlu yazıcıya ait bölümler 10

Şekil 1.5. Gyroid kafes yapısı 13

Şekil 1. 6. (a) Schwarz P, (b) Schwarz D, (c) Gyroid kafes yapısı 13

Şekil 2.1. $CaOH\text{-}H_3PO_4$ karışımının hazırlanması 23

Şekil 2.2. Kalsinasyon yöntemi ile HA üretimi (a) solüsyonu (b) kurutma (c) kalsinasyon 24

Şekil 2.3. Hidroksiapatit tozlarının öğütülmesi 25

Şekil 2.4. Kompozit ve saf filamentlerin üretimi (a) çift taraflı ekstruder, (b) tek taraflı ekstruder 26

Şekil 2.5. %25 doluluk oranında Schwarz P modelinin ANSYS üzerinden tasarlanması 27

Şekil 2.6. Mimic programı kullanılarak BT verisi üzerinden örnek bir omurga yüzey modeli 28

Şekil 2.7. 3B çekme, basma, eğme, test numunelerinin üretilmesi 28

Şekil 2.8. % 15, % 20, % 25 doluluk oranlarında (a) vida çekme test numunesi (b) basma test numunesi 30

Şekil 2.9. 3B Omur modelinin Cura programında baskı parametrelerinin düzenlenmesi 31

Şekil 2.10. PLA ve PLA+HAp kompozitlerine ait (a) çekme testi, (b) basma testi, (c) eğme testi 34

Şekil 2.11. 3B ÜPMY modellerine ait basma testi 35

Şekil 2.12. Vida çekme (a) test işlemi (b) test sonrası görünüm 36

Şekil 2.13. 3B omur modeli üzerinden vida uygulama işlemi 37

Şekil 3.1. Yaş çökeltme ile elde edilen hidroksiapatit tozların % hacim-tane boyut dağılım grafiği 38

Şekil 3.2. Yaş çökeltme yöntemi ile elde edilen hidroksiapatit tozlarının SEM (a) 500x, (b) 10000x ve (c) 20000x büyütmeleri 39

Şekil 3.3. Yaş çökeltme yöntemi ile elde edilen HAp XRD diyagramı 40

Şekil 3.4. Kalsinasyon yöntemi ile elde edilen hidroksiapatit tane boyut- hacim dağılım 40

Şekil 3.5. Kalsinasyon yöntemi ile elde edilen HAp SEM (a) 500x, (b) 1000x ve (c) 20000x büyütmeleri 42
Şekil 3.6. Kalsinasyon yöntemi ile elde edilen hidroksiapatit tozlarının XRD diyagramı 42
Şekil 3.7. PLA ve kompozitlere ait XRD grafiği 44
Şekil 3.8. HAp, PLA ve kompozitlerin FTIR grafiği 44
Şekil 3.9. PLA ve PLA+HAp kompozit filamentlere ait termogram diyagramı 45
Şekil 3.10. PLA ve PLA+HAp kompozitlere ait Isı Akışı – Sıcaklık diyagramı 46
Şekil 3.11. Kırılma yüzeylerinin SEM görüntüleri (a) PLA, (b) PLA+TPE, (c) PLA+HAp, (d) PLA+HAp+TPE 47
Şekil 3.12. (a) PLA+HAp ve (b) PLA+HAp+TPE numunelerine ait EDS analiz grafiği 47
Şekil 3.13. PLA ve kompozit 3B çekme numunelerine ait çekme gerilimi-şekil değişimi grafiği 49
Şekil 3.14. PLA ve kompozit 3B çekme numunelerine ait çekme gerilimi- Young modül eğim grafiği 49
Şekil 3.15. PLA ve kompozit 3B basma numunelerine ait basma gerilim- şekil değişim grafiği 51
Şekil 3.16. PLA ve kompozit 3B basma numunelerine ait basma gerilim-basma modülü sütun grafiği 51
Şekil 3.17. PLA ve kompozit 3B eğme numunelerine ait yük-sehim grafiği 53
Şekil 3.18. PLA ve kompozit 3B eğme numunelerine ait eğilme dayanımı-eğilme modülü sütun grafiği 53
Şekil 3.19. %15 doluluk oranına sahip ÜPMY modellerinin (a) PLA (b) HAp+PLA+TPE basma gerilim-şekil değişim grafiği 55
Şekil 3.20. % 15 doluluk oranına sahip ÜPMY modellerinin (a) PLA (b) HAP+PLA+TPE basma gerilim-basma modülü sütun grafiği 56
Şekil 3.21. % 20 doluluk oranına sahip ÜPMY modellerinin (a) PLA (b) HAp+PLA+TPE basma gerilim-şekil değişim grafiği 57
Şekil 3.22. % 20 doluluk oranına sahip ÜPMY modellerinin (a) PLA (b) HAP+PLA+TPE basma gerilim- basma modülü sütun grafiği 57
Şekil 3.23. % 25 doluluk oranına sahip ÜPMY modellerinin (a) PLA (b) HAP+PLA+TPE basma gerilim- şekil değişim grafiği 58
Şekil 3.24. % 25 doluluk oranına sahip ÜPMY modellerinin a) PLA (b) HAP+PLA+TPE basma gerilim- basma modülü sütun grafiği 59
Şekil 3.25. % 15 doluluk oranına sahip ÜPMY vida çekme modellerine ait (a) PLA (b) HAp+PLA+TPE yük-uzama eğim grafiği 61
Şekil 3.26. % 15 doluluk oranına sahip ÜPMY vida çekme modellerine ait (a) PLA (b) HAp+PLA+TPE yük-Young modülü sütun grafiği 61

Şekil 3.27. % 20 doluluk oranına sahip ÜPMY vida çekme modellerine ait (a) PLA (b)HAp+PLA+TPE yük-uzama eğim grafiği 62
Şekil 3.28. % 20 doluluk oranına sahip ÜPMY vida çekme modellerine ait (a) PLA (b)HAp+PLA+TPE yük-Young modülü sütun grafiği 62
Şekil 3.29. % 25 doluluk oranına sahip ÜPMY vida çekme modellerine ait (a) PLA (b)HAp+PLA+TPE yük-uzama eğim grafiği 63
Şekil 3.30. % 25 doluluk oranına sahip ÜPMY vida çekme modellerine ait (a) PLA (b)HAp+PLA+TPE yük-Young Modülü sütun grafiği 64
Şekil 3.31. %25 Gyroid modeline ait 3B katı omur modeli 66
Şekil 3.32. %25 Gyroid modeline ait 2B katı omur modeli 66

TABLOLAR DİZİNİ

Sayfa No

Tablo 1.1. Hidroksiapatit fiziksel ve kimyasal özellikleri 4
Tablo 1.2. Kemiğin hiyerarşik mekanik özelliklerinin dağılımı 15
Tablo 1.3. Üçlü periyodik minimal yüzeyler 20
Tablo 2.1. Filament türleri ve % ağırlıkça değerleri 25
Tablo 2.2. 3B test numunelerinde kullanılan üretim parametreler 29
Tablo 3.1. Hidroksiapatit aşamalı öğütme sonrasındaki tane boyut ve yüzey alan değişimi 41
Tablo 3.2. PLA ve kompozit 3B çekme numunelerine ait çekme test sonuçları 50
Tablo 3.3. PLA ve kompozit basma numunelerine ait basma test sonuçları 52
Tablo 3.4. PLA ve kompozit 3B eğme test numunelerine ait test sonuçları 54
Tablo 3.5. 3B test numunelerinin sertlik değerleri 54
Tablo 3.6. ÜPMY 3B basma test numunelerinin mekanik ve fiziksel özellikleri 60
Tablo 3.7. ÜPMY 3B vida çekme test numunelerinin mekanik ve fiziksel özellikleri 65

SEMBOLLER DİZİNİ

3B : 3 Boyutlu
2B : 2 Boyutlu
PLA : Polilaktik-asit
HA : Hidroksiapatit
HAp : Hidroksiapatit Tozu
Ca : Kalsiyum
CO_3 : Karbonat
Mg : Magnezyum
Na : Sodyum
Fe : Demir
F : Flor
Cl : Klor
Tg : Camsı Geçiş Sıcaklığı
Tm : Erime Sıcaklığı
Tc : Bozunma Sıcaklığı
PET : Polietilen Tetraflat
DLP : Dijital Işıkm İşleme
FDM : Eriyik Biriktirme Modelleme
SLS : Seçici Lazer Sinterleme
SLM : Seçici Lazer Eritme
MRI : Manyetik Rezonans Görüntüleme
P : Primitive
D : Diamond
BMD : Kemik Mineral Yoğunluğu
TGA : Termogravimetrik Analiz
DSC : Diferansiyel Kalorimetre
FTIR : Fourier Dönüşümü Kızılötesi Spektrofotometre
XRD : X Işını Kırınımı
CaOH : Kalsiyum hidroksit
H_3PO_4 : Fosforik asit
mm : milimetre

1. GENEL BİLGİLER

1.1. Giriş

Omurga ameliyatlarında uygulanılacak olan vidalama işlemini hem hasta hem de hekim için durumu kolaylaştırmak adına hastaya ait bilgisayarlı tomografi (BT) görüntüleri kullanılarak hastaya özel 3 boyutlu (3B) omurga modeli oluşturulmaktadır. Bu modeller üzerinden hastanın omurgasında vidalama işlemi yapılacak olan bölgede ön çalışmalar yapılmaktadır. 3B omurga modellerinin maket ve kadavra eğitimlerine alternatif bir yöntem olarak kullanılabileceğine dair çalışmalar mevcuttur. Omurga ameliyatlarında kullanılan pedikül vidaların kemiğe ait mekanik özelliklerinin incelenmesi için hayvan kemiği ya da poliüretan köpükler üzerinde vida çekme (pull-out) testleri yapılmaktadır. Hidroksiapatit insan ve hayvan kemiğinde yüksek oranda bulunan hem doğal hem de sentetik olarak üretilebilen biyobozunur bir malzemedir. Hidroksiapatit günümüzde çoğunlukla polilaktik-asit ile beraber kemik yenilenmesi için kullanılmaktadır.

1.2. Kompozit Malzemeler

Kompozit malzemeler bulunuşlarından itibaren çeşitli alanlarda ihtiyaçlar doğrultusunda geliştirilerek yaşam alanlarımızda bizlere çağdaş yaşam ve modern çözümler sunmaktadır. Kompozit malzeme, iki ya da daha fazla malzemenin kendi özelliklerini kaybetmeksizin mekanik ve fiziksel özellikler bakımından daha iyi yeni bir form oluşumudur. Kompozit malzemelerin oluşumunda yer alan malzemeler özelliklerine göre matris ve takviye elemanı olarak adlandırılmaktadır. Matris malzemenin görevi, gevrek ve kırılgan olan takviye elemanlarını çevre faktörlerine karşı korumak, kompozit malzeme üzerine gelen yükü takviye elemanına yönlendirmek ve kompozit yapı formunu korumaktır. Takviye malzemelerin görevi ise malzeme üzerine gelen yükün taşınması, matrisin rijitliğinin ve dayanımının arttırılmasının sağlanmaktır. Kompozit malzemeler, matris türlerine göre; metal matrisli, polimer matrisli, seramik matrisli ve karbon-karbon matrisli olmak üzere dört sınıfta ayrılmaktadır.

Polimer Matrisli Kompozit Malzemeler; Polimer matrisli kompozit malzemeler günümüzde mühendislik ve sağlık ana bilim dalları ve bu iki ana dallarının buluştuğu prensiplerde önemli bir yer kazanmıştır.

1.3. Hidroksiapatit Tozu (HAp) Katkılı Polilaktikasit (PLA) Kullanım Alanları

Doku mühendisliği fonksiyonunu kaybetmiş doku ya da organların oluşumunu amaçlayan klinik bilimler, mühendislik ve biyoloji bilimlerini bir arada barındıran multidisipliner bir alandır. Doku mühendisliğinde, hasara uğramış dokunun yenilenmesi için kullanılacak olan biyomalzemelerin konak hücre ile fiziksel ve mekanik özelliklerinin uyumlu olmasıdır. Bir malzemenin biyomalzeme olarak tanımlanabilmesi için biyouyumlu olması, alerjik olmamalı, kansarojen olmamalı, toksik olmamalı, işlenebilir olması gerekmektedir.

Biyomalzemeler arasında yaygın olarak metal ve alaşımları kullanılmaktadır. Metal biyomalzemeler mekanik özelliklerinin iyi olmasına rağmen toksikiyete özellik taşımaktır ve konak hücre ile uyumlu olmama durumunda hastaya zarar verebilmektedir.

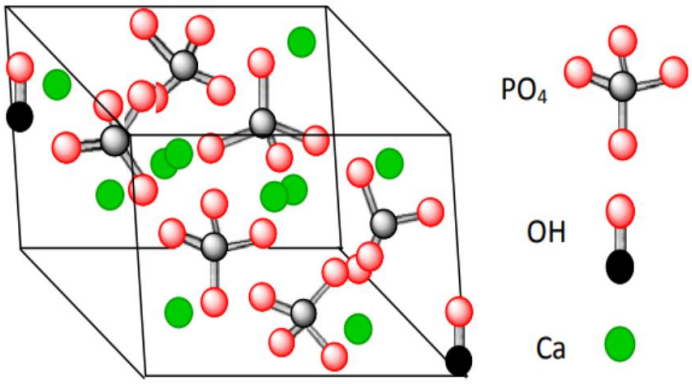
Kemik ve doku mühendisliğinde temel olan var olan yöntemlerinin iyileştirilmesi ya da alternatif olarak yeni biyomalzemeler türetilmek ve onun üzerinde çalışmaktır. Son yıllarda biyomalzemelerin özelliklerinin iyileştirilmesi ve bu tarz kısıtlama ve olumsuzlukların giderilmesinde kemikte bulunan organik faz olan hidroksiapatit tozu (HAp) ve biyo bozunur olan polilaktik-asit (PLA) bileşiminden oluşan kompozit malzemeler kullanılmaktadır. PLA-HAp kompozit malzemeleri hem biyomalzemede olması gereken tüm özellikleri taşımakta hem de fiziksel ve mekanik özelliklerin iyileştirilmesini sağlamaktadır.

1.3.1. Hidroksiapatit ve Önemi

Hidroksiapatit (HA), apatit ailesinin bir üyesidir. Apatit terimi, birbiriyle aynı kompozisyonda olma zorunluluğu olmayan, birbirine benzer yapılara sahip olan bileşenler ailesidir [1]. Apatit ailesinin genel gösterim formülü $A_{10}(BO_4)_6X_2$ şeklindedir [2]. HA, sentetik ve doğal olarak iki farklı grup halinde üretilebilmektedir.

Sentetik üretim yöntemlerinde kalsiyum (Ca) ve fosfor (P) mineralleri içeren saf HA elde edilirken biyolojik üretim yöntemlerinde eser miktarda CO_3 (karbonat), Mg^{+2} (magnezyum), Na^{+} (sodyum) , Fe^{+2} (demir), $HPO4^{-2}$ (fosforik asit), F^{-} (flor) ve Cl^{-} (klor) iyonlarını da bünyesinde bulundurmaktadır [3,4]. Hidroksiapatitin genel gösterim formülü $Ca_{10}(PO_4)_6(OH)_2$ şeklindedir.

Hidroksiapatit atomların kristal kafes yapısındaki yerleri Beevers ve McIntyre tarafından ilk olarak bir mineral üzerinden belirlenmiştir, daha sonra Kay tarafından sentetik hidroksiapatit kullanılarak atomların kristal kafes yapısındaki yerlerinin son hali oluşturulmuştur [5]. Hidroksiapatitin kafes yapısı hegzogonal yapıdadır ve kafes parametreleri a=b=9.37 Å, c=6.88 Å, $\alpha=\beta=90^{o}$, $\gamma=120^{o}$ şeklindedir [6]. Hidroksiapatit kristal kafes yapısı Şekil 1.1' de verilmiştir.



Şekil 1.1. Hidroksiapatit kristal kafes yapısı [7]

Hidroksiapatit (HA) kemiğin inorganik bileşeni olmakla beraber biyoseramik malzemeler grubunda yer almaktadır ve biyouyumlu bir malzemedir. Hidroksiapatit diğer biyoseramik malzemeler gibi düşük yoğunluklu, kimyasal stabilitesi yüksek aşınma direnci gibi özelliklere sahip olmasından dolayı kemikte olabilecek mevcut hasarların iyileştirilmesinde ve onarılması için kemik doku mühendisliği, diş hekimliği gibi ana bilim dallarında ve kemik dolgu malzemesi olarak sıkça kullanılmaktadır. Tablo 1.1' de Hidroksiapatit'e ait fiziksel ve kimyasal özellikler verilmiştir. Hidroksiapatit kemik onarımlarında toz veya partikül formlarında kullanılmakta ve bileşimdeki termodinamik denge, sıcaklık ve fizyolojik sıvıda pH dengesi ile en kararlı biyoseramik malzemedir [8].

Tablo 1.1. Hidroksiapatit fiziksel ve kimyasal özellikleri [9]

Özellik	**Değer**
Molekül formülü	$Ca_{10}(PO_4)_6OH$
Ca/P oranı	1,67
Young modülü (GPa)	80 – 110
Elastiklik modülü (GPa)	114
Baskı dayanımı (MPa)	400-900
Gerilme dayanımı (MPa)	115-400
Yoğunluk	3,16
Sertlik (HV)	600
Bozunma Sıcaklığı (°C)	> 1000
Erime Noktası(°C)	1614
Biyoaktiflik Yüksek	Yüksek
Biyouygunluk	Yüksek
Biyobozunma	Düşük
Hücresel uygunluk	Yüksek

1.3.1.1. Hidroksiapatit Üretim Yöntemleri

Hidroksiapatit, doğal ve sentetik üretim yöntemleri ile elde edilebilmektedir. Doğal hidroksiapatit üretimi hayvan kemiğinin kalsinasyon edilmesi ile elde edilmektedir. Bu yöntem hem doğal inorganik mineraller hem de diğer eser elementleri içermekte aynı zamanda çevre dostu ve ekonomiktir [10]. Sentetik hidroksiapatit üretiminde kimyasal yöntemlere başvurulmaktadır. Sentetik hidroksiapatit, doğal kemik apatitine benzer bir kristal yapıya sahip olduğu için önemli bir kemik yenileme malzemesi olmuştur [11]. İlk nano hidroksiapatit, Luo ve Nieh tarafından kalsiyum nitrat ve amonyum fosfat kullanılarak, solüsyon spreyi kurutma metodu ile elde edilmiştir [12]. Literatür incelendiğinde HA üretimi içeren çalışmalarda genel olarak; çöktürme, sol-jel, mikroemülsiyon, kalsinasyon ve mekanokimyasal yöntemler bulunmaktadır [13].

1.3.1.1.1. Yaş Çökeltme Yöntemi

Yaş çökeltme yöntemi nano boyutta hidroksiapatit üretim yöntemleri arasındadır. Yaş çökeltme yönteminde kalsiyum (Ca) ve fosfor (P) oranı 1.67 ve pH değeri 10 olacak şekilde üretilir [14]. Yaş çökeltme yöntemi ile elde edilen hidroksiapatit tozlarının nanokristal süspansiyonunun reaksiyonu;

$10Ca(OH)_2 + 6H_3PO_4 \rightarrow Ca_{10}(PO_4)_6(OH)_2 + 18H_2O$ [15]

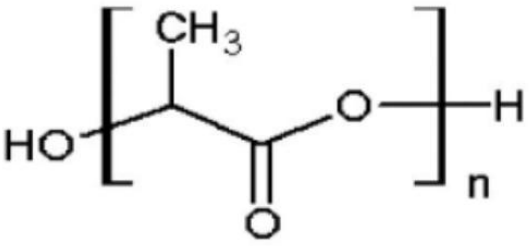
şeklindedir.

1.3.1.1.2. Kalsinasyon Yöntemi

Bu yöntemde biyo atık olan hayvan kemikleri kullanılmakta ve kemiklerin yakılarak kemikte bulunan inorganiklerin uzaklaştırılması ile organik olan hidroksipatit eldesi temeline dayanmaktadır. Kalsinasyon yönteminde elde edilen hidroksiapatitin saflığı ve kristalinite yakma işleminde kullanılan sıcaklıklara göre değişebilmektedir [10].

1.3.2. Polilaktik Asit (PLA)

Polilaktik asit şeker kamışı ve nişastadan üretilmektedir. PLA yarı kristal ya da amorf yapıda alifatik bir termoplastiktir. PLA'nın genel formülü $(C_3H_6O_3)_n$ ve formül açılımı Şekil 1.2. de gösterilmiştir. Polilaktik asit biyo uyumluluğu yüksek, toksikliği düşük, biyobozunur ve yenilenilebilir malzemedir. Bu özelliklerinden dolayı medikal alanda sıklıkla kullanılan polimerler arasındadır. Son zamanlarda yüksek molekül ağırlıklı PLA polimerinin ekonomik üretimini sağlayan yeni teknikler PLA'nın kullanım alanlarını genişleterek PLA'nın implant cihazları, doku iskeleleri gibi tıbbi uygulamalarla kullanılmasını arttırmıştır [16].



Şekil 1. 2. PLA'nın genel gösterimi [17]

PLA'nın genel özellikleri şu şekildedir;

- Amorf PLA'da sadece camsı geçiş (Tg) gözlemlenirken, yarı kristalin PLA'da camsı geçiş (Tg), erime sıcaklığı (Tm) ve bozunma sıcaklığın (Tc) gözlemlenir.
- Camsı geçiş sıcaklığı 60-65 ^{o}C
- Kloroformda çözünebilme ve yüzey işlenmesine uygundur.
- Fiziksel ve mekanik özellikleri iyidir. Mekanik özellikleri polistren ve polietilen tereflat (PET) arasındadır.
- Termal özellikleri iyidir.

PLA'nın kullanım alanları;

- Eklemeli üretim ile mühendislik ve medikal alanlardaki çalışmalarda kullanılır.
- Biyobozunur ve biyouyumlu olduğu için ankrajlar, vidalar, plakalar, pimler, çubuklar şeklinde implant olarak kullanılırlar [18].

1.3.3. Hidroksiapatit Tozu (HAp) Katkılı Polilaktik-Asit (PLA) Kompozitleri Üretim Yöntemleri

PLA-HAp kompozit malzemelerinin üretiminde basınç uygulama, yüzey kaplama yöntemi, enjeksiyon ile üretim ve ekstruder ile üretim gibi yöntemler kullanılmaktadır. Bu üretim yöntemlerinden yaygın olarak enjeksiyon ile üretim ve ekstruder ile üretim kullanılmaktadır.

1.3.3.1. Enjeksiyon

Enjeksiyon, kapalı bir kalıbın içine plastik malzemenin erime sıcaklığının üstünde ki sıcaklık aralığında yüksek hızda yolluk girişinden kalıp gözüne enjekte edilmesi sonrası, ütüleme fazı ve tutma fazı ile parçanın boyut ve görsel toleranslarının kabul edilebilir seviyeye getirilip ardından plastiğin kalıptan çıkma sıcaklığının altına getirilerek kalıptan çıkarılması prensibine dayanan bir plastik parça imalat yöntemidir [19].

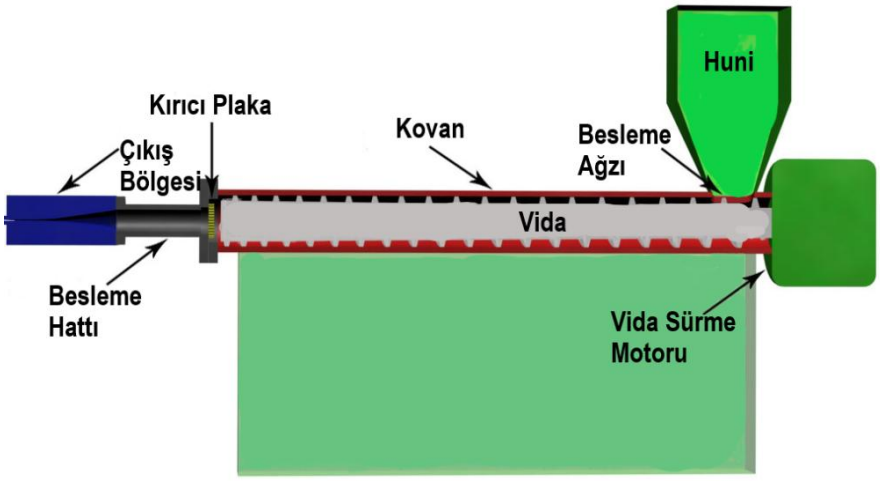
Plastik enjeksiyon' un avantajları şu şekildedir;

- Malzeme kaybının az olması
- Düşük maliyet
- Seri üretime uygun olması
- Malzeme kaybının az olması

- Aynı kalıpta farklı ürünlerin üretilebilmesi

1.3.3.2. Ekstruder

Ekstruder cihazları ham polimer ve polimer bazlı malzemelerin, belli sıcaklık aralıklarında belirli basınçta, eritilerek sürekli bir profil olarak şekillendirilmesini sağlamaktadır. Ekstruder cihazlarında üretim vida sürme motorunun yani ana motorunun çalıştırılması ile başlar. Hunide bulunan ham malzemenin besleme ağzından doğru kovan içerisindeki hareketi motorun çalışması ile hareket haline geçen vidalar ile sağlanır. Bu esnada hem kovandaki bölgelerde ayarlanılan sıcaklık aralıklarına bağlı olarak hem de vidalarlar arasında sürtünmeden dolayı ham malzeme eririr kırıcı plaka üzerinden geçiş yaparak besleme hattı boyunca ilerleyerek çıkış bölgesine ulaşır (Şekil 1.3). Burada filament üretimleri için çıkış bölgesinde filamentin istenilen kalınlığına göre nozül kullanılmaktadır. Erimiş olan ham malzeme nozülden çıkarak ip şeklinde ham malzemenin türüne göre sıcak ya da soğuk havuzdan geçirilerek sarılır. Ekstruder cihazları tek vidalı ve çok vidalı olmak üzere vida sayısına göre ikiye ayrılmaktadır.



Şekil 1.3. Genel ekstruder görünümü [20]

Çift vidalı ekstrüderler iki ana alanda kullanılmaktadır. Bunlar, kolay akış sergilemeyip kolay bozundukları için işlenmesi zor olan polimerlerin işlenmesi ve bileşik oluşturma, buharlaştırma ve kimyasal reaksiyonlar gibi özel işleme operasyonlarıdır [21]. Çift vidalı ekstrüderlerin öncü çalışması 1975 yılında Todd tarafından yapılmıştır. Todd

tarafından gerçekleştirilen eksenel dağılım çalıştırılması yıllar içerisinde birçok araştırmacı tarafından çalışılarak en son 2014 yılında Todd'un önerisini destekler nitelikte Eitzlmayr tarafından sonlu ideal olarak karıştırılmış hacimler serisi olarak tanımlayan mekanik bir çift vidalı ekstrüder modeli önerilmiştir.

Çift vidalı ekstrüderlerin beslenmesi zor malzemelerin beslenmesin kolaylaştırması malzemenin akış hızının basınca duyarlılığını azaltması, ters dönen vidalar için pozitif yer değiştirme kapasitesine sahip olması, ısıya duyarlı malzemelerin işlenmesine olanak sağlamak için düşük kesme hızı ve daha iyi sıcaklık kontrolü sağlayabilmesi, malzemeyi daha iyi karıştırma sağlayabilmesi avantajları arasındadır. Dezavantajları ise daha fazla geometrik ve mekanik karmaşıklık ve daha yüksek sermaye maliyetine ihtiyaç duyulmasıdır [22].

Tek vidalı ekstruder cihazları çift vidalı ekstruder cihazlarına kıyasla daha basit geometrik yapıya ve daha az mekanik karmaşıklılığa sahiptirler. Tek vidalı ekstruder cihazları çift vidalı ekstruder cihazları gibi bileşik oluşturabilse de çift vidalı ekstruder gibi verimli bir karıştırma ve bileşim sergileyemez. Tek vidalı ekstruder basit çalışma yapısından dolayı saf ham malzemelerin eritilerek şekillendirilmesinde daha uygundur.

1.4. 3 Boyutlu (3B) Yazıcılar

3 boyutlu baskı teknolojisi olarak bilinen eklemeli üretim 3B tasarlanılmış bir sanal nesnenin katı hale getirilmesini sağlayan bir üretim yöntemidir. Eklemeli üretimin oluşmasını sağlayan cihazlar ise 3 boyutlu yazıcı olarak adlandırılır. İlk üç boyutlu (3B) baskı teknolojisi, hızlı tasarım prototiplerinin mühendislik ihtiyacını karşılamak için 1980'lerin başlarında ortaya çıkmıştır. İlk üç boyutlu yazıcı 1984 yılında Chuck Hull of 3B Systems firması tarafından üretilmiştir. Günümüzde, 3 boyutlu baskı teknolojisi havacılık, otomotiv sanayi, mühendislik, tıp, mühendislik ve tıp prensiplerinin birleştiği alanlarda yaygın olarak kullanılmaktadır.

3 boyutlu yazıcıdan baskı alma işlemi ilk olarak bir bilgisayarda gerekli program üzerinden üretilmek istenilen modelin tasarlanması ile başlar. Ardından tasarlanan model .STL formatına dönüştürülerek baskı için gerekli olan formata dönüştürülür. Daha sonrasında bu .STL dosyası üretim öncesinde kullanılacak olan ham madde ve üretilecek modelin istenilen özelliklerini taşıyabilmesi için yine bilgisayar üzerinden dilimleyici programına aktarılır ve bu program üzerinden tüm ayarlamalar yapıldıktan sonra model

baskıya hazır hale getirilir. En son işlem ise dilimleyicide düzenlenilen .STL formatın 3 boyutlu yazıcılara aktarılmasıdır. Dilimleyici de tanımlanmış 3 boyutlu yazıcıya direk dosya aktarımı yapılabildiği gibi bazı yazıcılarda hafıza kart ile aktarımda yapılabilmektedir.

3 boyutlu yazıcılar kullanılan hammaddeler, istenilen özellikler, eksen sayısı, yazıcı şasesi, hammadde eriticisi gibi değişkenlere bağlı türlere ayrılmaktadır. . Günümüzde yaygın olarak kullanılan 3 boyutlu yazıcılar; Dijital Işık İşleme (Digital Light Processing, DLP), Eriyik Biriktirme Modelleme (Fused Deposition Modeling, FDM), Seçici Lazer Sinterleme (Selective Laser Sintering, SLS), Seçici Lazer Eritme (Selective Laser Melting, SLM)

3B yazıcıların avantajları;

- Klasik üretim yollarıyla üretilemeyecek tasarımların bu üretim yöntemi ile üretilebilmektedir
- Karmaşık modellerin kolaylıkla tasarlanabildiği için sağlık alanlarında protez, platin gibi yüksek hassasiyet isteyen modellerin üretiminde kolaylık sağlar.
- Klasik yöntemlere göre daha ucuz ve hızlı protitipleme sağlamaktadır.
- Geri dönüşüm gerektiren atık malzeme çok az seviyededir.
- Kişisel çalışmalarda ve hobi amaçlı çalışmalarda maliyet açısından kolaylık sağlamaktadır

3B yazıcıların dezavantajları;

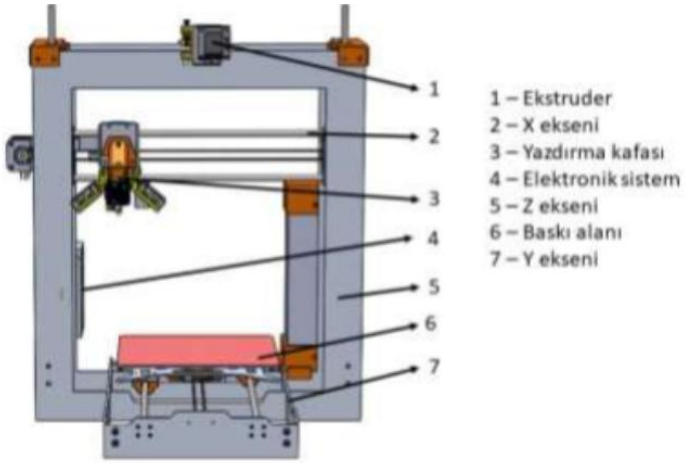
- Büyük tasarım modellerinin üretiminde uygun olmaması
- Kullanılan malzemelerin eritilebilmesi için yüksek oranda enerji tüketilmesi gerekmektedir. Bu da çoklu üretimlerde sorun çıkartabilmektedir.
- Polimer gibi hammaddelerin üretiminde oluşacak gaz salınımı ve yazıcıların radyasyon yayması insan sağlığına zarar verebilme ihtimali vardır.

1.4.1. Eriyik Biriktirme Modelleme (Fused Deposition Modeling, FDM)

3 boyutlu yazıcı türleri arasında en çok tercih edilen üretim yöntemidir. FDM'in üretimde kontrol özelliğini vermesi diğer üretim yöntemlerine kıyasla hem cihaz hem de hammadde olarak daha uygun olması ve polimer ve polimer bazlı malzemelerin yüksek mukavemet özelliği vermesi diğer yöntemlere göre daha avantajlı olmasını sağlamakta ve

daha çok tercih edilmesinde etken olmaktadır. FDM yönteminde çoğunlukla polimer malzemeler kullanılsa da son zamanlarda kompozit malzemelerin üretimine imkan sunması da bu yöntemin avantajları arasındadır. FDM yönteminde kullanılan hammadde belli bir çapta olan ve ektruder cihazında üretilen filament adı verilen malzemedir.

FDM cihazında baskıya başlanmadan öncesinde, kafa bölgesinde (Şekil 1.4.) filamentin çıkış bölgesi olan 'nozul' olarak adlandırılan kısım ve üretimin gerçekleşeceği tabla kullanılacak filament türüne göre ısıtılması gerekmektedir. Böylece nozul'un ısıtılmasıyla filamentin ergimesi sağlanmakta ve tablanın ısıtılmasıyla da üretilecek olan malzemenin tablaya tutunması sağlanmaktadır. FDM tipi yazıcılarda baskı filamentin bir step motoru tarafından kafa bölgesinde bulunan nozula doğru hareketlenmesini ve üretim süresi boyunca bu durumun devam etmesi ile başlamaktadır. FDM yönteminde üretim x,y eksenlerinde hareket halinde olması ve z ekseninde katmanlar oluşturması ile gerçekleşir.



Şekil 1.4. FDM tipi 3 boyutlu yazıcıya ait bölümler [23]

1.5. Sağlık Alanlarında 3 Boyutlu (3B) Modellerin Kullanım Alanları

3B baskı teknolojisi son zamanlarda tıp alanında; hasta yakınlarına bilgi verilmesi ve cerrahi uygulamalar için kullanılmaktadır. Cerrahi uygulamalarda cerrahlar komplikasyonu ve risk taşıyan ameliyatlarda bilgisayarlı tomografi (BT) ve manyetik rezonans görüntüleme (MRI) gibi dijital görüntülenme sağlayan 2 boyutlu (2B) görüntülerin yetersiz geldiği durumlarda 3B modeller kullanarak elde edilen modeller üzerinden vaka için detaylı inceleme ve uygulamalı çalışma imkanı bulmaktadırlar. Bu teknoloji tıpta ortopedi,

omurga cerrahisi, çene cerrahisi, beyin cerrahisi ve kalp cerrahisi gibi çeşitli disiplinlerde uygulama alanı bulmaktadır. Bu doğrultuda 3B baskı teknolojisi, beyin ve sinir cerrahisinde ve özellikle de omurga cerrahisinde, cerrahın omurganın karmaşık anatomisini her yönden incelenmesine yardımcı olmakta ve cerrahi uygulamalarda kullanılan pedikül vidalarının hastanın omuruna yerleştirilmesi yüksek hassasiyet gerektiren bir cerrahi uygulama olduğundan dolayı pedikül vidaların omur üzerinde yerleştirilmesinde preoperatif model olarak kullanılmaktadır.

Günümüzde preoperatif 3B modellerin üretiminde yüksek hassasiyet gösterdiği için Multijet, Seçici Lazer Sinterleme (SLS), Dijital Işık İşlemeli (DLP) ve Stereolithography (SLA) tipi 3 boyutlu yazıcılar yaygın olarak kullanılmaktadır.

Son zamanlarda Ergiyik biriktirme yönteminde (FDM) bu yazıcılar arasında yer almaya başlamışlardır. FDM, klinik yeniden yapılandırmada, tıbbi polimerik cihazları / implantları imal etmek için rutin olarak kullanılan ve scaffold (iskele) üretiminde seçkin bir üretim yöntemidir [24]. FDM yönteminin sunmuş olduğu avantajlar sayesinde kompozit malzemelerin üretimi sağlanabilmektedir. Bu durumda sağlık alanında PLA+HAp birleşiminden oluşan biyo kompozitlerin kemik yenilenmesi için kullanımında bir avantaj sunmaktadır. PLA+HAp kemik yenilenmesi için oldukça etkili bir biyomalzemedir. Ancak her malzemede olduğu gibi PLA ve HAp tek başına değerlendirildiğinde olumlu ve sınırlandırıcı özellikleri bulunmaktadır.

HAp, kemik dolgu malzemesi, kemik onarımında, dişçilikte diş kökünü beslemede ve implant kaplamalarında [25,26] kullanılan çözünürlüğü düşük kimyasal stabilitesi yüksek bir malzemedir [27]. Ayrıca HAp, toksik olmayan, immünojenik olmayan, inflamatuar olmayan, osteokondüktif ve iyi osteointegrasyon bir malzemedir [28-29]. Ancak, HAp' in kırılgan ve doğal sertliğinden dolayı kemik yenilenmesi ve implantasyonlar için HAp gerekli forma dönüştürmede zorluk çıkartır [30]. Bu yüzden dolayı hem HAp’ in özelliklerinden faydalanmak için hem de mekaniksel özellikleri iyileştirilerek uygun biyomalzemeler üretmede farklı polimer malzemeler ile birleştirilmektedir [30,31]. PLA biyouyumlu ve biyobozunur bir termoplastik malzeme olmasından dolayı kemik doku mühendisliğinde en çok araştırılan malzeme tipidir [32]. HAp katkılı PLA kompozitlerde PLA, HAp' in düşük mekanik özelliklerini geliştirirken HAp, PLA'ya dahil edildiğinde implantın osteokondüktif özelliğini de arttırır ve HAp, PLA' dan parçalanan asidik ürünleri nötralize etme yeteneğine de sahip olabilir [33,34]. 3B baskı teknolojisinde, PLA ve HAp bileşiminden oluşan kompozit filamentlerin üretimi ve

mekaniksel özelliklerinin incelenmesi, bu filamentlerden scaffold modellerin üretilmesine dair pek çok çalışma bulunmaktadır [35,36].

1.6. 3B Model İskelet Tasarımı

1.6.1. Üçlü Periyodik Minimal Yüzeyler (ÜPMY)

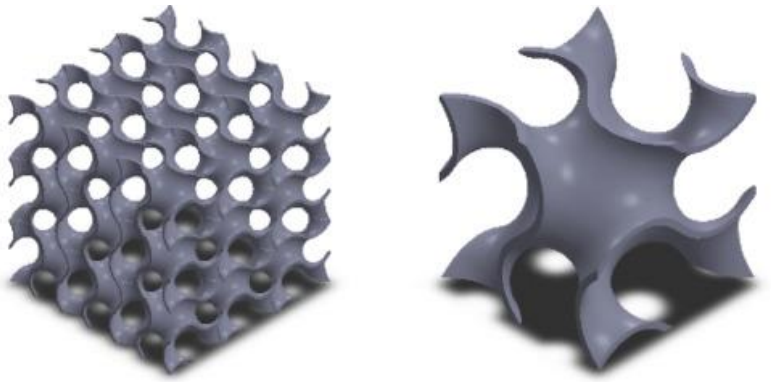
Kemik iskelesinin tasarımı ve oluşturulması kemiğin mekanik ve hücresel davranış özelliklerini etkilemektedir [37]. Kemik iskelesinin oluşturulmasında ilk adımda hücresel birim tasarımı yer almaktadır. Kemik ve doku mühendisliğinde hücresel birim tasarımı 3 farklı yöntem ile yapılabilmektedir. Bunlar;

- Bilgisayar Destekli Tasarım: Bu yöntemde CAD destekli bir program ile farklı geometride desenler oluşturulmaktadır.
- Görüntü Destekli Tasarım: Bu yöntemde bilgisayarlı tomografi (BT) ya da manyetik rezonans görüntü (MRI) kullanılarak kemiğin birim hücresindeki geometri tasarımı gerçekleştirilir.
- Kapalı Yüzey Modelleme

Kapalı yüzey modelleme karmaşık geometrilerin düzenlenmesi için ideal bir yöntemdir. Kapalı yüzey modelleme oluşturulmasında kullanılan yöntemler arasında ÜPMY bulunmaktadır. ÜPMY, kendi kesişmelerinin olmadığı durumda alanı iki labirente bölen [38] , sıfır eğime sahip olan ve üç bağımsız kartezyen yönde periyodik devam eden yüzeylerdir [39]. Ayrıca, x,y,z ekseni boyunca oluşturulan hesaplamalar ile birim hücrenin boyut ve geometrisi tasarlanılmasına imkan oluşturmaktadır. ÜPMY modeller kendi içlerinde 3D Hex, Schwarz P (Primitive), Schwarz D (Diamond), Lattice, Gyroid gibi türevlendirilebilirler.

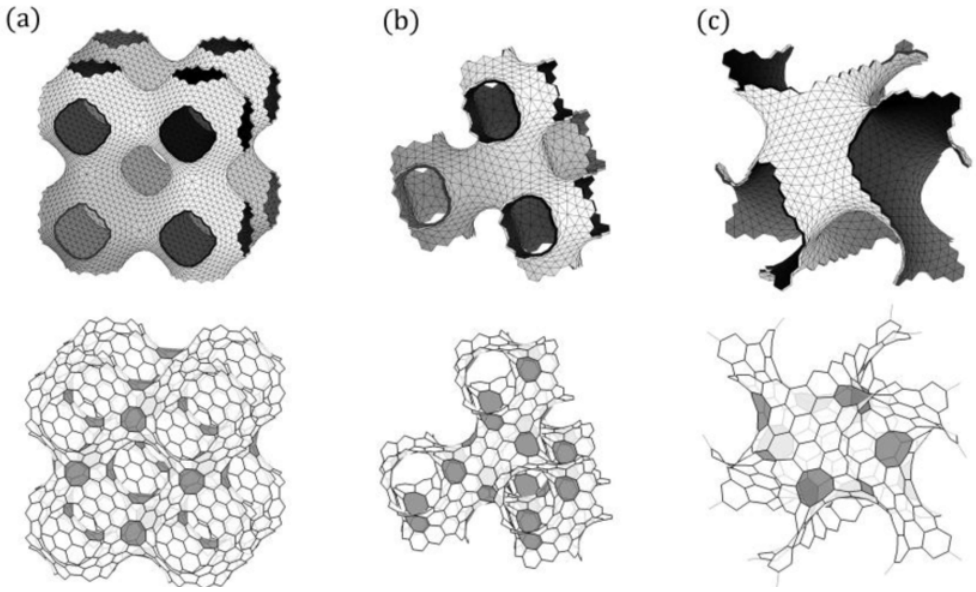
ÜPMY gözenekli yapılar, yüksek yüzey-hacim oranı, sertlik-ağırlık oranı, birbirine bağlı gözenekler ve fonksiyonel derecelendirme kolaylığı gibi benzersiz özellikler kombinasyonuna sahiptir [40]. Ayrıca, kemik yapısı incelendiğinde birbiriyle kesişmeyen ve keskin bölgelerin olmadığı bir biyomorfik yapıya sahiptir. ÜPMY desenleri ile kendileri ile kesişmediği durumlarda alanı iki labirente bölebildikleri için biyomorfik davranış göstermektedirler. ÜPMY ailesinden olan Gyroid yüksek yüzey hacim oranı ve fonksiyonel derecelendirme gibi özelliklerinden dolayı çeşitli mühendislik alanında

kullanılmaktadır [41]. Gyroid deseni trabeküler kemiklere benzer şekilde 0.25 ila 1.25 GPa elastik modülü sergilemektedir [42].



Şekil 1.5. Gyroid kafes yapısı [43]

Schwarz minimal yüzeyler ilk olarak 1880 yılında Herman Schwarz tarafından bulunmuştur. Schwarz minimal yüzeyler arasından Schwarz P yüksek yüzey-hacim oranına ve gözenekliliğe sahip doku iskelelerinin prototiplenmesi için düşünülmüştür. Schwarz D elmas şeklindeki iki birim hücrenin birbiri içerisine geçmesi ile oluşmuştur. Gyroid yapı, ise Shone tarafından Schwarz yüzeylerinin geliştirilmesi ile oluşturulmuştur.



Şekil 1. 6. (a) Schwarz P, (b) Schwarz D, (c) Gyroid kafes yapısı [44]

1.7. Vida Çekme (Pull-out) Testi ve Önemi

Omurga cerrahisi sırasında pedikül vidaları (PS), plakalar,konektörlergibi farklı cihaz ve implant malzemeleri kullanılmaktadır [45] bunların arasından pedikül vidaları, titanyum alaşımlı metalik esaslı biyomalzemeler olup yüksek mekanik özelliklere sahiptirler. Beyin ve sinir cerrahisinde pedikül vidaları, skolyoz, travma ve kanserli omur gibi rahatsızlıklarda kullanılmaktadır [46]. Cerrahi uygulamalarda kullanılan pedikül vidaların biyouyumlu olması ile beraber kullanımları süresince fonksiyonlarının istikrarlı olabilmesi için fiziksel ve mekanik özelliklerini koruyabilmeleri önemlidir. Pedikül vidaları, aynı teller ve kancalar gibi, omurga internal tespitinde kemiğe tutunmayı sağlayan unsurlardır ve pediküllerin içinden geçerek omur cismine tutunurlar. Pedikül vidaları kanca ve tellere oranla çok daha iyi bir kavrama ve daha sağlam bir kemik implant ilişkisi oluşturur [47]. Ancak, bu implantlarda vida gevşemesi veya vida kırılması gibi durumlar oluşabilmektedir ve osteoporoz (kemik erimesi) hastalarında ise vida fiksasyonu sonrasında metalik vidalarda sorunlar ortaya çıkabilmektedir. Pedikül vidaların gevşemesinde, kemik kalitesi ve kullanılan vida tipi etken olabilmektedir.

Pedikül vidaları ASTM F543 test standartına göre; burulma, vida yerleştirme torku, eksenel çekme ve kendiliğinden kılavuz çekme performans testi gibi testlere tabi tutularak mekanik özellikleri belirlenir. Vida çekme (pull-out), pedikül vidasının sabitleme dayanıklılığını etkileyen en önemli parametrelerden biridir ve çekme dayanımı, bir vidanın gevşeme oranının belirlenmesinde kullanılabilmektedir [48]. Pedikül vidaların çekme dayanımını belirlenmesinde çekme testleri uygulanılmaktadır. Kemik kalitesi, pedikül kemik vidasının çekme performansını doğrudan etkiler [49]. Kemik mineral yoğunluğu (BMD) ne kadar yüksek olursa, elde edilen çekme dayanımı da o kadar yüksek olur [46]. Düşük kemik kalitesine bağlı osteoporotik veya osteopenik vakalar için pedikül vidalarının çekilme başarısızlığı daha erken aşamalarda ortaya çıkabilir. Osteoporotik kemikte pedikül vidasının çekme kuvveti azaltılacak ve vida gevşemesine yol açacaktır [50,51] .

1.8. Kemiğin Biyomekanik Özellikleri

Kemiğin içerisinde hiyerarşik bir yapı ve bu yapıya bağlı olarak uygun mekanik özellikler bulunmaktadır. Kemiğe ait biyomekanik özellikler incelenirken nano, mikro ve

makro ölçekteki yapısı göz önünde bulundurulması gerekmektedir. Tablo 1.2' de kemiğin hiyerarşik dağılımına göre incelenmesi gerekilen mekanik özellikler ifade edilmiştir

Tablo 1.2. Kemiğin hiyerarşik mekanik özelliklerinin dağılımı [52]

Ölçek Seviyesi	**Eleman**	**Kemiğin Mukavemetinde Göz Önünde Bulundurulan Faktörler**
Makro yapı (Tüm kemik)	Femur, humerus, vertabre, ön kemik vb.	Kemiğin boru gibi olan şekli, kesit alanı, uzun kemiğin gözenekliliği, düzensiz pelvis kemiği gibi makro yapılar
Mimari (Doku seviyesi)	Kortikal kemik, Kanselus kemik bloğu, silindir, küp ve kiriş	Yoğunluk, gözeneklilik, osteonların yönlenmesi, kolajen lifler.
Mikro yapı	Osteonlar ve trabekule	Yükleme doğrultusu (Uzun ekseni boyunca maksimum mukavemet gösterir
Ultrayapı (Nanoyapı)	Kollajen fibril ve moleküller, mineral bileşimler	HA kristalleri bitişik kolajen moleküllerinin uçlarında gömülüdür. Katı HA ile esnek kolajen bileşimi malzemeye her iki maddenin üstün özelliklerini kazandırır. Böylece hem sünek ve daha fazla enerji absorbe edebilen ve hem de yükler altında rijit kalabilen bir malzeme özelliği gösterir.

Kemiğin mekanik özelliklerini etkileyen faktörler in-vivo ve in-vitro olmak üzere ikiye ayrılır. In-vivo; kemiğin canlı organizma içerisindeyken gösterdiği mekanik özellikleri ile ilgilenmektedir. Burada mekanik özellikleri etkileyen faktörler yaş, cinsiyet, tür, fonksiyon, komposizyon, hormonlar olarak sıralanabilir. In-vitro kemiğin canlı organizma dışındayken göstermiş olduğu mekanik özelliklerinin incelenmesi ile ilgilenir.

Burada ise teste tabi tutulacak kemiğin kaynatma, dondurma, sterilazasyon gibi işlemlere maruz bırakılması ve bu işlemler ardından gerekli olan test yöntemleri uygulanılarak mekanik testlerin yapılmasını içermektedir.

Kemik kırıklıkları belli bir yük altında kalan kemiğin bir süre sonra bu yükleri taşıyamaması sonucunda oluşur. Kemiğin kırılma dayanımının belirlenmesinde üç ana faktör bulunmaktadır. Bunlar; dayanıklılığı ya da güç, kırılabilirlik ya da deforme olma özelliği ve kırılıncaya kadar absorbe ettiği enerji miktarıdır. Kemik kırılganlığının kemik kırılganlığının doğasını anlamak için yapısal mekanik davranışı ile materyal mekanik davranışı arasındaki farkları bilmek önemlidir [53]. Yapısal mekanik davranış kemiğin

şekline boyutuna ve doku özelliğine bağlı iken materyal mekanik davranış sadece kemiğin doku özelliğine bağlıdır [54]. Kemiğin mekanik özelliklerinin belirlenmesinde yaygın olarak basma ve çekme testleri uygulanmaktadır. Her iki test yönteminde de yük deformasyon ve gerilim gerinim grafikleri çıkartılarak kemiğin mekanik özelliklerinin belirlenmesi sağlanmaktadır.

Belli bir yük altında teste tutulan kemiğin oluşturduğu yük deformasyon grafiği kemiğin yapısal mekanik davranışını göstermektedir. Yük-deformasyon grafiğinde akma noktasına kadar ki olan kısımda yük ve deformasyon arasında lineer bir ilişki bulunmaktadır. Elastik bölgede yük kaldırıldığında kemik eski şekline geri dönerken plastik bölgede kemikte meydana gelen mikro hasar kalıcı deformasyona neden olur. Yükler artırılarak uygulanmaya devam eder ve kemiğin yetersizlik noktasına ulaşırsa kırık ortaya çıkar. Yük - deformasyon eğrisinde, elastik bölgenin eğimi kemiğin sertliğini gösterir [55,56].

In vitro kemik örneklerinde yapılan mekanik testlerde; uygulanan yükler altında kemiğin materyal mekanik davranışının sonucu olarak gerilim- gerinim grafiği ortaya çıkar. Gerilim, yükün kemikte oluşturduğu iç kuvvetin yoğunluğu olup yükün uygulandığı alana oranı ile belirlenir. Gerinim ise deformasyonun orijinal uzunluğa bölünmesi ile saptanır. Gerilim-gerinim eğrisinde elastik bölgenin eğimi ile belirlenen elastik (Young) modül kemiğin deformasyona karşı direncini gösterir. Gerilim-gerinim grafiğinde eğrinin altında kalan alan dayanıklılık olarak adlandırılır ve kırık oluşuncaya kadar kemiğin absorbe edebileceği enerji miktarını gösterir [55,57].

1.9. Literatür

1.9.1. HA ve HA Katkılı PLA Kompozitlerin Özellikleri

1.9.1.1. Kimyasal Özellikleri

Kalsinasyon yöntemi ile elde edilen hidroksiapatit tozlarının özellikleri kemiğin yakma sıcaklığına bağlı olarak değişebilmektedir. Khoo ve diğerleri [58] yaptıkları çalışmada Kalsinasyon yönteminde farklı sıcaklıklarda çalışmışlardır. Elde ettikleri sonuçlara göre 700 °C ve üzeri sıcaklıklarda organik içermeyen doğal hidroksiapatit üretilebileceğini ifade etmişlerdir. Diğer bir çalışmada Ramesh ve diğerleri ise [59] sığır

kemiğinden 750 °C' de HA elde etmesinde yüksek yoğunluklu ve belirgin piklerin oluştuğunu ifade etmişlerdir. Hidroksiapatit için (002), (211), (112) ve (300) düzlemlerindeki ana karakteristik pikleri, 25.9°, 31.8°, 32.2° ve 32.9° 2-teta değerlerinde görülmektedir [60].

1.9.1.2. Termal Özellikler

Corcione ve arkadaşları [61] ergiyik biriktirme yöntemi kullanarak 3B HAp katkılı PLA kompozit numuneler üretmişlerdir. TGA ve DSC olmak üzere yaptıkları termal analizlerde nano HAp' ın PLA'nın camsı geçiş sıcaklığını ve kristallilik derecesini değiştirmediğini ifade etmişlerdir. Ayrıca, HAp katkılı kompozitlerin saf PLA ya kıyasla daha gözenekli bir yapıya sahip olduğunu ve PLA/nano HAp kompozitlerde, seramik fazın polimer matriste homojen dağılımını doğrulayan gözenekli bir yüzey bulunduğunu, kompozit numunelerde yüksek gözenekli yapının, PLA/nano HAp iskelelerinin mekanik performanslarında bir azalmaya neden olabileceğini ifade etmişlerdir.

Corcione ve arkadaşları [62] doku mühendisliği için özelleştirilmiş yapı iskeleleri geliştirmek için % 5 HAp katkılı PLA-HAp kompozit filamentlerden ergiyik biriktirme yöntemi kullanarak 3B modeller üretmişlerdir. Bu modellerden elde edilen sonuçlara göre eğme dayanımının HAp ihtivası ile arttığını ve TGA analizlerinde göre % 3,6 oranında yapı içerisinde HAp dağılım sergilediğini ifade etmişlerdir.

Corcine ve diğerleri [63] PLA ve % 5 ile % 50 aralığında HAp katkılı PLA iskelet yapıları oluşturmuşlardır. Üretilen numuneler üzerinden elde edilen DSC analizlerine göre % 30 ve % 50 HAp katkılı kompozit yapılarda artan katkı oranı ile beraber çekirdeklenmeden dolayı soğutma esnasında yapıdaki kristalizasyon derecelerinin arttığı görülmüştür. Ayrıca yalnızca kütle olarak % 30 HAp katkılı kompozitlerde yarı kristallik gözlemlenirken en fazla soğuma hızı % 50 HAp katkılı kompozitlerde gözlemlenmiştir.

1.9.1.3. Fiziksel Özellikler

Zang ve diğerleri [64] FDM tekniği kullanarak % 30 ve % 50 nano hidroksiapatit katklılı L- polilaktikasit (PLLA) filamentler ve bu filamentlerden 3 boyutlu katı modelleri üretmişlerdir. Yapılan bu çalışmada uyumlaştırıcı kullanılmadan üretilen PLLA-HAp

filamentlerin kırılgan oldukları için FDM'de baskı alınamadığını bu sebeple PLLA-HAp kompozit filamentlerin üretiminde uyumlaştırıcı kullanıldığını ifade etmişlerdir. % 30 ve %50 nano hidroksiapatit katkılı 3B katı modeller incelendiğinde ise artan hidroksiapatit oranı ile model yüzeyinde gözeneklilik oranının arttığını ve yüzey üzerinde hidroksiapatitlerin daha belirgin olduğunu ayrıca 95.9° temas açılı hidrofobik olan PLLA' nın % 30 ve % 50 nano hidroksiapatit katkılı yüzeylerde temas açısının sırasıyla 87.2° ve 77.4° ile temas açısı azaldığını ifade etmişlerdir.

Wu ve diğerleri [65] yaptıkları çalışmada % 5, % 10, % 15 hidroksiapatit katkılı PLA-HAp kompozitleri kullanarak kemikte bulunan trabeküler yapıyı oluşturmak için FDM tekniği kullanılarak 3 boyutlu katı modeller üretmişlerdir. Bu modellerin SEM görüntüleri incelendiğinde artan hidroksiapatit oranıyla doğru orantılı olarak yüzeydeki gözeneklilik oranının arttığını ve malzeme içerisindeki dağılımının arttığını gözlemlemişlerdir.

1.9.1.4. Mekanik Özellikler

Akindoya ve diğerleri [30] enjeksiyon kalıplama üretim yöntemi kullanarak ağırlıkça farklı yüzde oranlarda hidroksiapatit katkılı PLA-HAp kompozit numuneler üretmişler ve karışım oranlarının mekanik ve diğer özelliklere olan etkisini incelemişlerdir.

Kompozitlerin morfolojik özellikleri incelendiğinde yapı içerisinde artan HAp miktarının artışıyla beraber HAp daha belirgin hale geldiği gözlemlenmiştir. % 5 HAp katkılı kompozit ve % 20 HAp katkılı kompozit kıyaslandığında çekme dayanımı ve eğilme dayanımının sırasıyla % 27 ve % 19 azaldığı saptanmıştır. Ayrıca HAp ve PLA arasındaki yüzey etkileşimini arttırılmasının etkilerini incelemek için % 10 HAp katkılı kompozitler ve uyumlaştırıcı kullanılmış % 10 HAp katkılı kompozitler karşılaştırılmıştır. Elde ettikleri sonuçlara göre PLA-HAp kompozitlerde mekanik özelliklerine olumlu yönde etki ettiğinin ve uyumlaştırıcı kullanılan % 10 HAp katkılı kompozitlerde eğilme dayanımı ve eğilme modülünün yaklaşık % 20 oranında arttığını ifade etmişlerdir.

Li ve diğerleri [66] saf PLA, PLA-HAp ve uyumlaştırıcı kullanılmış PLA-HAp kompozitlerinden oluşturulmuş çekme test numuneleri üretilmiş ve bu modeller teste tabi tutulmuştur. Elde edilen sonuçlara göre saf PLA, PLA-HAp ve uyumlaştırıcı kullanılmış PLA-HAp kompozitlerine ait yaklaşık çekme gerilimi sırasıyla 45 MPa, 47 MPa ve 50 MPa olarak bulunmuştur.

Zare ve diğerleri [67] 95:5, 90:10, 85:15 and 50:50 oranlarında PLA-HAp kompozit 3B kemik modelleri üretmişlerdir. Bu modellere çekme testi uygulanılmıştır. Elde ettikleri sonuçlara göre üretilen modellerin gerçek kemiğe benzerliğinden ve 90:10 oranında üretilen modelin ise diğer modellere kıyasla gerçek kemiğin mekanik özelliklerini sergilediğini ifade etmişlerdir.

1.9.2. Üçlü Periyodik Minimal Yüzeyler

Yu ve diğerleri [68] üçlü periyodik minimum yüzey (ÜPMY) modellerinden Schwarz P ve Gyroid modellerinin hem tek tip hem de kademeli yapılarının mekanik özelliklerini basma testleri ile incelemişlerdir. Elde ettikleri sonuçlara göre, Schwarz P modellerinde ilk içi boş katmanında yüksek yoğunlukta gerilim oluğunu ve Gyroid modellere kıyasla % 46,3 daha fazla elastik modül sergilediğini gözlemlemişlerdir.

Abueddia ve diğerleri [69] yaptıkları çalışmada Schwarz Primitive, Schoen I-WP ve Nervous modelleri üzerinde sonlu elemanlar kullanılarak modellerin mekanik özelliklerini incelemişlerdir. Elde ettikleri sonuçlara göre Schwarz Primitive modellerde plastik deformasyon homojen dağılım gözlenirken Schoen I-WP ve Nervous modellerde homojen dağılımın daha fazla olduğu tespit edilmiştir.

Afshar ve diğerleri [70] gözenek yapısının plastik deformasyonuna etkisini incelemek için ÜPMY modellerinden Primitive ve Diamond yüzeylerinin sırasıyla % 30 ve % 60 gözenek oranının mekanik özelliklere olan etkisini incelemişlerdir. Buna göre % 60 gözenek oranına sahip Primitive yüzey en yüksek elastikiyete sahipken % 30 gözenek oranına sahip Primitive yüzey modelinin % 30 gözenek oranında ki Diamond yüzeye kıyasla daha fazla elastikiyete gösterdiği tespit edilmiştir. Akma mukavemetlarını incelendiğinde % 60 gözenek oranında ki Diamond ve Primitive yüzeylerin % 30 gözenek oranında Primitive ve Diamond yüzeylere kıyasla daha fazla dayanım gösterirken bu değer en fazla % 60 gözenek oranındaki Primitive yüzeyde gözlemlenmiştir.

Almedia ve diğerleri [71] yüksek yüzey-hacim oranına, yüksek gözenekliliğe ve iyi mekanik özelliklere sahip daha iyi biyomimetrik iskeleler tasarlamak için üçlü periyodik minimal yüzey modellerden Schwarz Primitives ve Schoen I-WP kullanarak bu yapıların farklı kalınlık ve çaplarına bağlı değişen gözenekliliğin mekanik özelliklerine olan etkisini sonlu elemanlar yöntemi ile incelemişlerdir. Elde edilen sonuçlara göre her iki yüzeyde de kalınlık artmasıyla gözenek hacmi küçülmekte ve elastisite modülü kalınlıkla doğru oranda

artış gösterdiği belirlenmiştir. Elastik modülü gözenek yarıçapı ilişkisinde Schwarz Primitive yüzey modelinde gözenek yarıçap artışıyla elastikiyet modülünün artışı gözlemlenirken belli bir eşikten sonra elastikiyet modülünde azalma gözlemlenilmiştir.

Ma ve diğerleri [72] yaptıkları bu çalışmada Gyroid iskeletlerin üretilebilirliğini, mekanik davranışını, geçirgenliğini ve biyouyumluluğunu araştırmak için sonlu eleman analiz ve eklemeli üretim yöntemlerini kullanmışlardır. % 75,1 ile % 88,8 oranların tasarlanan yapılarda eklemeli üretim sonrasında elde edilen modellerdeki gözenek yapısı karşılaştırılmış ve gözenek yarıçap arttıkça mekanik özelliklerinde azalma gerçekleştiğini tespit etmişlerdir. Gyroid modellerinin, basma testleri sonucunda modellerin elastik modülünün insan kemikleri aralığında olduğunu ifade etmişleridir.

Restrepo ve diğerleri [73] ÜPMY desenlerinden Schwarz Primitive, Schwarz Diomand ve Gyroid modellerini kullanarak seramik ham malzeme kullanarak eklemeli üretim yöntemi basma test numuneleri üretmişlerdir ve numunelerin basma dayanımı ve Young modülü değerlerini araştırmışlardır. Elde ettikleri sonuçlara göre Schwarz Primitive modellerinin young modülü Gyroid modellerine kıyasla yaklaşık yedi kat daha fazla olduğunu belirlemişlerdir.

ÜPMY'ye ait çalışmaların isimleri ve değerleri Tablo 1.3'te verilmişitr.

Tablo 1.3. Üçlü periyodik minimal yüzeyler

Üçlü Periyodik Minimum Yüzey (ÜPMY)						
Referans	**Üretim Yöntemi**	**Porozite (%)**	**Örnek**	**Ham Madde**	**Elastisite Modülü (MPa)**	**Akma Mukavvemeti (MPa)**
Yu ve Diğerleri [68]	SLA		Gyroid	—	41.06 ± 0.18	2.00 ± 0.021
			Schwarz Primitive		60.07 ± 0.36	3.31 ± 0.31
Abueddia ve diğerleri [69]	SLS	—	Schwarz Primitive	PA 2200		
			Schoen IWP			
			Neovius			
Afshar ve diğerleri [70]	Polyjet	30	P-yüzey	ABS	154.5	3,1
		60	P-yüzey		497,7	26,7
		30	D-yüzey		79.5	3,5
		60	D-yüzey		336,6	14,6

Tablo 1.3’ ün devamı

Üçlü Periyodik Minimum Yüzey (ÜPMY)						
Referans	**Üretim Yöntemi**	**Porozite (%)**	**Örnek**	**Ham Madde**	**Elastisite Modülü (MPa)**	**Akma Mukavvemeti (MPa)**
Almeida ve diğerleri[71]	Stereotogrhy	10	Schwarz Primitive	PCL	400	
		90	Schwarz Primitive		50	
		60	Schoen I-WP		300	
		90	Schoen I-WP		~175	
Ma ve diğerleri[72]	SLM	75,1	Gyroid	316 L	1116 ± 86	29 ± 2
		88,8	Gyroid		308 ± 129	6.9 ± 0.8
Restrepo ve diğerleri[73]	FDM	72.29441 $\pm 1 \times 10^{-5}$	Schwarz Primitive	Seramik macun	335.0	
		78.52382 $\pm 1 \times 10^{-5}$	Schwarz Dimond		238.3	
		81.73618 $\pm 1 \times 10^{-5}$	Gyroid		51.7	

1.9.3. 3B Omur Modelleri

3 boyutlu katı modeller, karmaşık vakaları incelemek, prosedürleri uygulamak ve öğrencilerin eğitimi için kullanılabilir. Omurga cerrahi kılavuzlar, cerrahi planlamayı tam olarak oluşturur ve sonuçları cerrahın testimine daha az bağımlı hale getirir **[**74**].** Cerrahi hazırlıklar için, insan vücudunun şahsi varyansları ve karmaşık yapıları, 3B baskı modelleri ideal hale getirir. Cerrahi eğitim için kullanılan uygunluk ve maliyet ile ilgili başlıca sorunları olan kadavralar yerine 3B baskılı modeller eğitim için tercih edilebilir. Kadavralar ayrıca uygun patolojiden yoksundurlar, bu yüzden anatomi derslerinde cerrahi hastanın temsili örneği kadavralardan daha faydalıdır **[**75**].**

3B baskı teknolojisi, yurt dışında cerrahi eğitim ve öğretimde potansiyel uygulama alanlarına sahiptir. Bu alan hala başlangıç aşamasında olmasına rağmen, çeşitli çalışmalar geleneksel eğitim yöntemlerinin yerine bu alanın kullanılabileceğini göstermiştir **[**76**].**

Mauro Vaccarezza **[**77**]** ve arkadaşları tarafından yapılan bu çalışmada toplamda 23 katılımcı içermektedir bunlar; daha önce hiç testime sahip olmayan “Sağlık Bilimi” kurslarından birinci sınıf 11 öğrencilik bir grup, “İnsan Biyolojisi Klinik Öncesi” kursu almış 3. sınıfa geçen testimli 12 öğrencilik bir grup oluşturulmuştur. Çalışma bulguları, 3B basılı modellerin, anatomi öğreniminde öğrencilere yardımcı olma potansiyeline sahip

olduğunu ve son zamanlardaki aydınlatmayla ve muhtemelen mevcut araçlarla entegre bir şekilde, insan kadavra malzemelerine yakın olarak kullanılabilme kapasitesine sahip olduğunu, 3B basılı modellerin kullanımı sadece anatomi öğrencilerine değil aynı zamanda öğretim görevlisine yarar sağlarken, zaman aşımını sınırlandırarak, laboratuar çalışmasını ve anatomi personelinin miktarının artmasına yardımcı olacağını göstermektedir

Israel Valverde **[**78**]** 3 boyutlu katı modeller üzerinden yapılan kalp hastalıkları çalışmaları üzerinden bir değerlendirme yaparak; Anatomi kurslarında 3B modeller kullanılarak criss-cross atriyoventriküler bağlantılar gibi karmaşık olaylar dahil olmak üzere öğrencilerin görsel ve temas yoluyla hızlı öğrenimleri sağlanılabileceği yargısında bulunmuştur. Ayrıca, radyologlar, klinik kardiyologlar, kardiyak kateterizasyon uzmanları ve cerrahların dahil olduğu ve her şeyden önce mühendisleri klinik ekiplere dahil eden çok disiplinli bir işbirliğini gerektireceğini,3B baskının yaygın olarak dahil edilmesi yeni tanı ve tedavi zorluklarının üstesinden gelmede büyük bir avantaj olacaktır ön görüsünde bulunmuştur.

Figen Govsa ve arkadaşları **[**79**]** arkadaşları tarafından yapılan bu çalışmada; ağır kol ağrısı, kolda güçsüzlük ve farklı motorlu taşıt kazalarından (motosiklet veya araba) kaynaklanan uyuşma şikayetleri ile hastaneye başvuran 10 uygun hasta dahil edilmiştir. Her hastaya özel 3B omurga modelleri üretilmiş ve bu modeller üzerinden ameliyat öncesinde müdahale gereken bölgelerde pedikül vidalama işlemi yapılmıştır. İdeal vida pozisyonu olasılığını ve servikal omur anatomi ile ilgili kişisel bilgilerin çoğaltılmasını mümkün kılarak, cerrahi planlamada 3 boyutlu modeller kullanılmıştır. Bireysel 3B baskı vidası yerleştirme şablonu ile, orta maliyetli ve radyasyon gerektirmeyen servikal vida girişini etkinleştirilmiştir.

Bhavuk Garg ve ekibi **[**76**]** tarafından yapılan bu çalışmada 20 hasta çalışmaya alınmıştır: 10'u 3B baskı (Grup 1) ve 10'u serbest teknikle (Grup 2) ameliyat edilmiştir. Grup 1'de ameliyat öncesinde kişiye özel 3B modeller üretilmiş ve gerekli olan bölgelerde vidalam işlemi yapılmıştır. Daha sonrasında ameliyat gerçekleştirilmiştir. Her iki grup bir biriyle karşılaştırıldığında 3B baskı grubunda cerrahi zaman, serbest grup ile karşılaştırıldığında daha az bir süreç ihtiyaç duyulduğu gözlemlenmiştir.

2. YAPILAN ÇALIŞMALAR

2.1. Hidroksiapatit Tozlarının (HAp) Üretimi

Yapılan bu tez çalışmasında, sentetik hidroksiapatit üretiminde yaygın olarak kullanılan yaş çökeltme yöntemi ve biyoatık olan ölü sığır kemiklerinden kalsinasyon yöntemi olmak üzere iki farklı üretim yöntemi kullanılmıştır.

2.1.1. Yaş Çökeltme Yöntemi

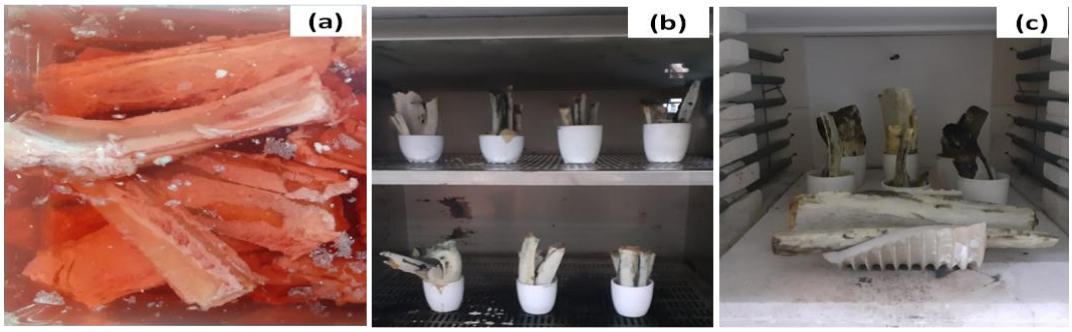
Yaş çökeltme yönteminde kalsiyum hidroksit (CaOH) ve fosforik asit (H_3PO_4) kullanılmıştır (Şekil 2.1). 250 rpm hızda ayarlanılmış bir manyetik karıştırıcı üzerinde bir beher içerisinde 200 ml saf su ve 5 g CaOH tam çözünene kadar karıştırılmıştır. CaOH beher içerisinde tam olarak çözündükten sonra H_3PO_4 her bir saatte 1,5 ml saf su - CaOH karışımına eklenmiştir. H_3PO_4 karışıma eklenirken pH metrede ölçümler alınmıştır. Bu işlem 3 saat boyunca sürmüş ve genel toplamda bu karışım içerisinde 200 ml saf su, 5 g CaOH ve 4,5 ml H_3PO_4 kullanılmıştır. Karışımın pH değeri 9,7 olarak tahin edilmiştir (Şekil 2.1). Karışım, manyetik karıştırıcıdan alındıktan sonra ultrasonik karıştırıcıda. cihaz optimum 50 °C ye gelene kadar tutulmuştur. Sonrasında karışım filtre kağıdına alınarak saf su ile yıkandı ve bir gün boyunca oda sıcaklığında katı sıvı ayrımı gerçekleşene kadar bekletilmiştir. Ardından vakumlu etüv fırında 100 °C' de 12 saat boyunca tutularak kurutulmuştur. Hidroksiapatit üretime işleminde en son olarak 1000 °C' de 1 saat boyunca yüksek fırında kalsine edilmiştir.



Şekil 2.1. CaOH-H_3PO_4 karışımının hazırlanması

2.1.2. Kalsinasyon Yöntemi

Kalsinasyon yönteminde yetişkin ölü sığır kaburga kemikleri kullanılmıştır. Bu üretim yönteminde kemikte bulunan kemik zarı, yağ ve et gibi yapıları kemikten ayrıştırmak için kuvvetli bir baz olan sodyum hidroksit (NaOH) kullanılmıştır. NaOH kullanılmasının sebebi, bazın iyi bir ayrıştırıcı olması kemiğin kimyasal yapısını bozmamasıdır. Bu üretim yöntemi üç aşamada gerçekleştirilmiştir. İlk aşamada sığır kaburga kemikleri 24 saat boyunca 10:1 (on'a bir) oranında saf su - NaOH solüsyonunda bekletilmiştir. 24 saat bekletildikten sonra kemikten yağ, et ve kemik zarı ayrılmıştır. Ardından kemikler saf su ile yıkanmıştır. İkinci aşamada kemikler 50 °C'de bir gün boyunca etüv fırınında kurutulmuştur. Üçüncü ve son aşamada ise kemikler 750 °C'de yüksek fırında 12 saat boyunca tutulmuştur. Şekil 2.2'de Kalsinasyon yöntemine ait aşamalar verilmiştir.



Şekil 2.2. Kalsinasyon yöntemi ile HA üretimi (a) solüsyonu (b) kurutma (c) kalsinasyon

2.1.3. Hidroksiapatit Tozlarının Öğütülmesi

Her iki yöntem ile üretilen hidroksiapatit tozları (HAp) değirmen tipi bir öğütücüde 350 rpm hızda her iki dakikada bir dakika aralıklı olarak öğütülmüştür (Şekil 2.3) Her aralıkta toz öğütme yönü saat yönü ve tersi şeklinde uygulanılmıştır. HAp öğütülmesinde 10 mm çapında tungsten karbür bilyeleri kullanılmıştır. Öğütme işleminde HAp ve bilye ağırlıkları birebir tutulmuş ve öğütme işlemi aralıklar ile beraber 45 dakikada gerçekleştirilmiştir. Sığır kemiğinden elde edilen kemiklerin öğütme işlemi dört aşamada gerçekleştirilmiştir. İlk aşamada kemikler toz haline getirildi. Ardından tozlar elekte eleme

işlemine tabi tutuldu. Tozlarda neme bağlı topaklanma göz önünde bulundurularak 40 μm'lik eleğe göre elek üstü alınıldı ve tozlar kurutuldu. Üçüncü aşamada ve dördüncü (son) aşamada ikinci aşamada uygulanılan yöntem tekrarlandı Son aşamada nihai toz boyutu elde edildi.



Şekil 2.3. Hidroksiapatit tozlarının öğütülmesi

2.2. PLA ve Kompozit Filamentinin Üretimi

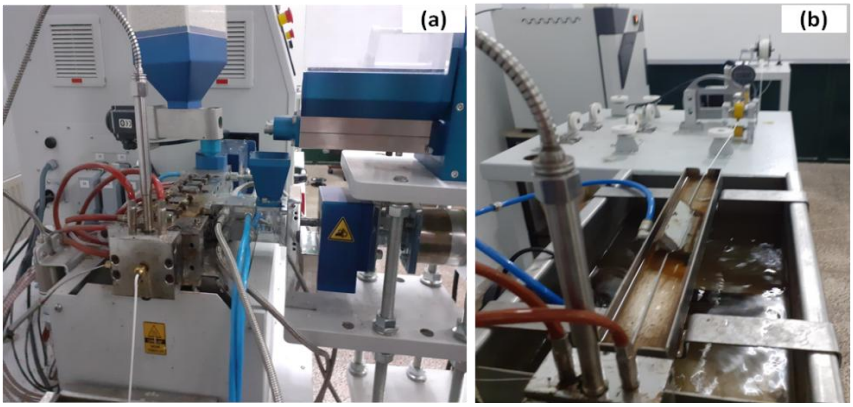
Kompozit ve saf filamentlerin üretimine başlanmadan önce amorf poli-laktikasit (PLA), hidroksiapatit tozu (HAp) ve termoplastik elastomer (TPE) etüv fırınında kurutulmuştur. PLA matrisli kompozit malzemelerde katkı malzemesi olarak ağırlıkça % 10 oranında HAp kullanılmıştır. Yapılacak bu tez çalışmasında HAp ve PLA arasında fiziksel ve mekanik özelliklerin iyileştirilmesi için uyumlaştırıcı olarak ağırlıkça % 3 oranında TPE kullanılmıştır. Tablo 2.1'de üretilen filamentlerin türleri ve ağırlıkça oranları verilmiştir.

Tablo 2.1. Filament türleri ve % ağırlıkça değerleri

Örnek	**PLA (%)**	**HAp (%)**	**TPE (%)**
PLA+HAp	90	10	–
PLA+TPE	97	–	3
PLA+HAp+TPE	87	10	3

Kompozit ve saf filamentlerin üretiminde RTX tek ve çift burgu ekstruder kullanılmış ve üretime dair görsel Şekil 2.4'te verilmiştir. Şekil 2.4'te görüldüğü gibi

kompozit filamentlerin üretiminde ana ne yan besleme kullanılmıştır. Ana beslemeden PLA verilirken yan beslemeden HAp verilmiştir. Beş ısıtma bölgesine sahip olan ekstruder da ilk bölgede 155 °C ile giriş yapılmış ve son bölgede 175 °C ile çıkış yapılmıştır. Ergiyik haline gelen kompozitler nozülden ip şeklinde görülen filament olarak üretildi. Filament rulosuna sarılmadan önce soğuk banyodan geçirilmiştir. PLA filamentinin üretiminde tek besleme gerçekleştirilmiştir (Şekil 2.4 (b)). PLA Filamentinin üretiminde de kompozit filamentlerde olduğu gibi 155 °C ve 175 °C aralığında polimer ergiyik haline getirilmiş ve soğuk banyodan geçirilerek filament rulosunda sarılmıştır. Her iki filament türü de yaklaşık 1.75 mm çapında üretilmişlerdir.



Şekil 2.4. Kompozit ve saf filamentlerin üretimi (a) çift taraflı ekstruder, (b) tek taraflı ekstruder

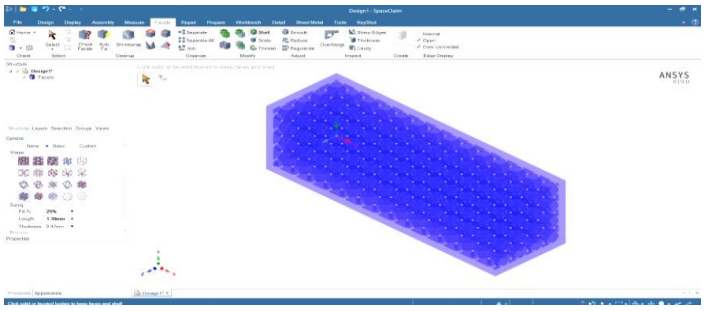
2.3. Test Numunelerinin Tasarlanması

2.3.1. 3 Boyutlu (3B) Numunelerinin Tasarımı

Üçlü periyodik minimal yüzey (ÜPMY) modellerinin üretiminden önce elde edilen PLA ve kompozit filamentlerin fiziksel ve mekanik özelliklerinin incelenmesi için polimer temelli numuneler için %100 dolu çekme, basma ve eğme test numuneleri ve bu numuneler üzerinden Shore D sertlik ölçümleri alınmıştır. Test numuneleri bir bilgisayar destekli tasarım (CAD) programı olan Solidworks kullanılarak tasarlanılmış ve bu tasarımların üç boyutlu yazıcıda çalışabilmeleri için gerekli dilimleyici (Cura) programına aktarılmak adına yine Solidworks programı üzerinden STL (Standart Üçgen Dili) formatına çevrilmişlerdir.

2.3.2. ÜPMY Modellerinin Tasarlanması

Bu tez çalışmasının son aşaması olan omur kemiklerinin süngerimsi yapısını temsilli olarak kullanılacak olan geometrinin belirlenmesinde üç boyutlu minimal yüzey geometrilerinden yaygın olarak kullanılan Schwarz Primitive (Schwarz P), Schwarz Diamond (Schwarz D), Gyroid ve 3D Hexogonal (3D Hex) modelleri kullanılmıştır. Her bir model için % 15, % 20 ve % 25 doluluk oranında vida çekme ve basma test modelleri tasarlanılmıştır. Bu modeller ANSYS Space Surface kullanarak tasarlanmış ve bu tasarımların üç boyutlu yazıcıda çalışabilmeleri için gerekli dilimleyici (Cura) programına aktarılmak adına yine Solidworks programı üzerinden .STL (Standart Üçgen Dili) formatına çevrilmişlerdir (Şekil 2.5).



Şekil 2.5. %25 doluluk oranında Schwarz P modelinin ANSYS üzerinden tasarlanması

2.3.3. 3B Omur Modellerinin Tasarlanması

Hidroksiapatit katkılı kompozit 3B test numunelerine ait mekanik, termal, fiziksel ve kimyasal analizleri sonuçlarına göre üçlü periyodik minimal yüzey modellerinin üretimi için ideal grup belirlendikten sonra üçlü periyodik minimum yüzeylerine ait mekanik test sonuçlarına göre tasarlanacak olan 3B omur modelleri belirlenecektir.

İnsan L3 omur kemiği bilgisayarlı tomografi (BT) alınmıştır. L3 omuruna ait 2 boyutlu BT görüntüleri Mimic (Materilise) programı üzerinden 3 boyutlu hale getirilmiştir. Ardından 3B görüntü .STL formatına dönüştürülmüştür. Elde edilen .STL dosyası ANSYS Programına Space Surface yüzüne taşınarak omur modelinin içinde belirlenen doluluk oranında minimal yüzey yerleştirilmiştir. Modelin son hali ANSYS programı üzerinden .STL dosyasına dönüştürülmüştür.

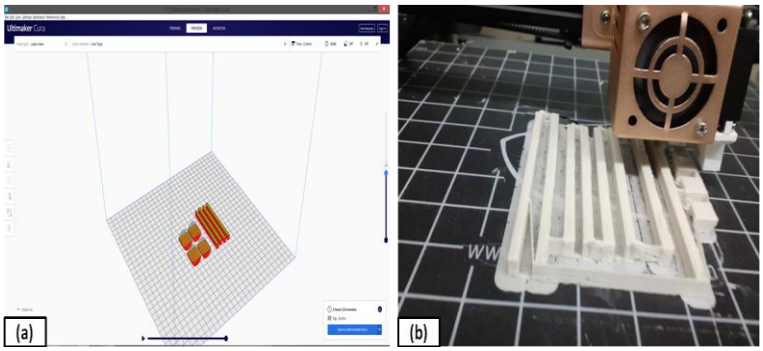


Şekil 2.6. Mimic programı kullanılarak BT verisi üzerinden örnek bir omurga yüzey modeli

2.4. Test Numunelerinin Üretilmesi

2.4.1. 3 Boyutlu (3B) Test Numunelerinin Üretilmesi

Standart test numunelerinin üretimi FDM (Eriyik Yığın Modelleme) tipi bir 3 boyutlu yazıcı olan Tevo marka yazıcıda gerçekleştirilmiştir.



Şekil 2.7. 3B çekme, basma, eğme, test numunelerinin üretilmesi

.STL formatına dönüştürülmüş test numunesi tasarımları, 3 boyutlu test numunelerin oluşturulmasında istenilen parametrelerin ayarlanmasına imkân sunan açık kaynak kodlu bir yazılım olan “Cura” isimli dilimleyici programına aktarılmışlardır (Şekil 2.7). Bu dilimleyicide test numuneleri için gerekli olan parametreler (Tablo 2.2) oluşturulduktan sonra veriler 3 boyutlu yazıcıya aktarılarak test numuneleri üretilmişlerdir. Çekme, eğme

ve basma numunelerinin katman yönelimleri mekanik testlerde uygulanacak olan yükün yönüne paralel yönde olması için baskı tablasında Y yönünde (baskı yönüne paralel) konumlandırılmıştır. Her bir filament grubu için beşer adet çekme, basma ve eğme test numuneleri üretilmiştir.

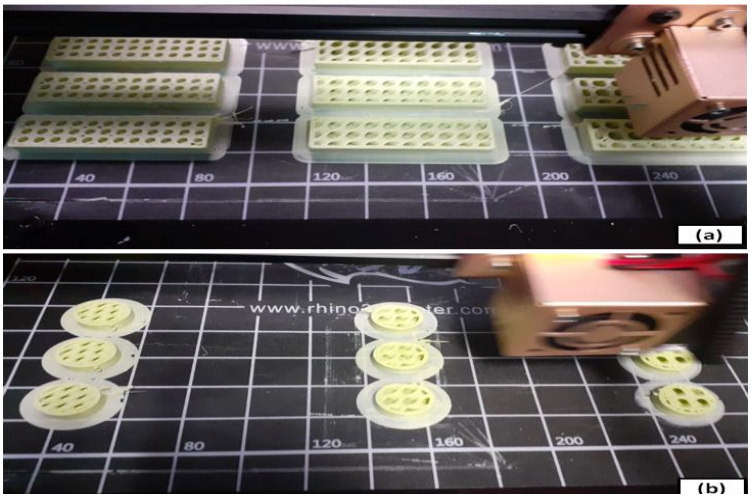
PLA ve kompozit filamentlerden oluşturulan test numunelerinin mekanik özelliklerinin doğru bir şekilde karşılaştırılması için üretim parametreleri Tablo 2.2'de verilen aynı değerler kullanılmıştır.

Tablo 2.2. 3B test numunelerinde kullanılan üretim parametreler

Parametre	**Değer**
Katman Kalınlığı	0.3 mm
Nozül çapı	1 mm
Duvar Kalınlığı	1 mm
Duvar Sayısı	1
Doluluk Oranı	% 100
Doluluk Deseni	line
Desen Doğrultusu	90 ^{0}C
Baskı Sıcaklığı	210 ^{0}C
Tabla Sıcaklığı	60 ^{0}C
Baskı Hızı	40 mm/s
Fan Hızı	% 100

2.4.2. ÜPMY Modellerinin Üretilmesi

Kemikteki süngerimsi dokuyu temsilen kullanılan üç boyutlu minimal yüzey modelleri % 15, % 20 ve % 25 doluluk oranlarında duvar kalınlığı 1 mm olacak şekilde PLA ve PLA+HAp+TPE filamentleri kullanılarak basma ve vida çekme testlerine yönelik üretilmişlerdir.



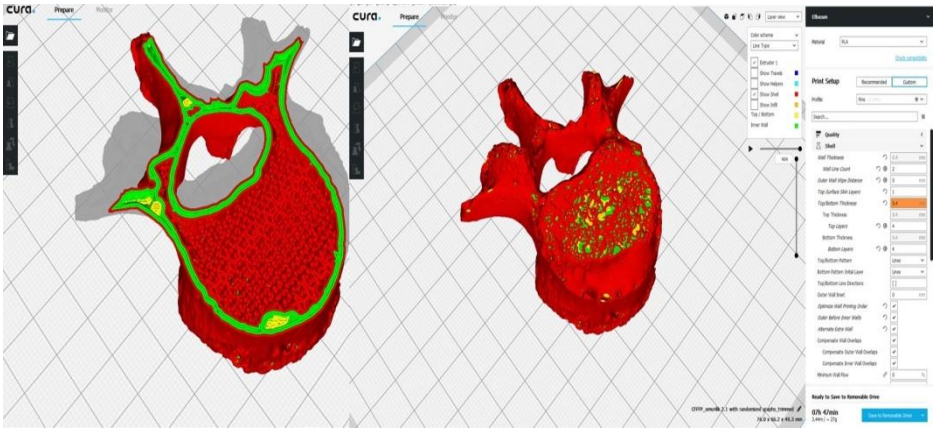
Şekil 2.8. % 15, % 20, % 25 doluluk oranlarında (a) vida çekme test numunesi (b) basma test numunesi

Basma test numuneleri (20x20x20) boyutlarında silindirik olarak üretilirken vida çekme numuneleri (60x20x20) boyutlarında bir dikdörtgen prizma şeklinde üretilmiştir (Şekil 2.8).

2.4.3. 3B Omur Modellerinin Üretilmesi

Bu aşamada omur .STL verileri .STL formatında 3B yazıcıların baskı parametrelerinin ayarlanması ve baskıya hazır hale getirilmesi için dilimleme programlarına aktarıldı.

Bu aşamada yazıcıya ait baskı parametreleri her bir hammadde (PLA, PLA+HAP+TPE) için uygun değerlere göre düzenlenmiştir. Düzenlenen .STL verileri, FDM tipi 3B yazıcılarının baskı parametrelerinin kontrol edilmesine imkan sağlayan Cura isimli dilimleyici programına aktarıldı. Şekil 2.9’ da omur modeline ait görsel verilmiştir. Omur modellerinin üretiminde kemiğin süngerimsi dokusunu oluşturmak için ÜPMY modelleri kullanılacaktır.



Şekil 2.9. 3B Omur modelinin Cura programında baskı parametrelerinin düzenlenmesi

2.5. Analiz Yöntemleri

2.5.1. Kimyasal Analiz Yöntemleri

2.5.1.1. X-Işını Kırınımı (XRD) Analizi

X-ışını kırınım analizleri faz bileşimlerinin incelenmesinde kullanılmıştır. Bu analiz yöntemi kullanılarak yaş çökeltme ve kalsinasyon tekniği ile üretilmiş HAp incelenmiştir. Ayrıca, HAp ve TPE'nin yapı üzerinde etkisini araştırmak için 3B test numunelerinden alınan örnekler üzerinden XRD analizi yapılmıştır.

X-ışını kırınım analizleri PANalytical X-Pert3 Powder model cihazda Cu Kα (1.54 Angstrom dalga boyu) X-ışığı kaynağında, 2θ 20° ve 60° aralığında, adım boyutu 0.02° ve adım süresi 0.5 sn olacak şekilde yapılmıştır.

2.5.1.2. Fourier Dönüşümlü Kızılötesi (FTIR) Spektroskopisi Analizi

Fourier dönüşümlü kızılötesi analizi, fonksiyonel grupların belirlenmesi, iki bileşiğin benzerlik durumunun incelenmesi ve yapıdaki bağların tanımlanması için kullanılmıştır. Bu analiz yöntemi kullanılarak HAp, PLA ve TPE'e ait FTIR sonuçları ve bunların bileşiminden oluşan 3B test numunelerinden alınan örnekler üzerinden FTIR analizi yapılmıştır.

2.5.2. Termal Analiz Yöntemleri

2.5.2.1. Termogravimetrik Analiz (TGA)

PLA ve kompozit filamentlerin termal kararlılığının belirlenmesi ve kıyaslanması için termogravimetrik analiz yapılmıştır. Termogravimetrik analiz sonuçları gaz akışı, ısıtma hızı, numune ağırlığı, numune tane boyutu gibi parametrelere bağlı değişkenlik göstereceğinden doğru analiz ve karşılaştırma yapabilmek için tüm parametreler sabit tutularak numunelerin analizleri gerçekleştirilmiştir.

Termogravimetrik analizleri Perkin Elmer TGA 4000 tipi bir cihazda gerçekleştirilmiştir. Analiz başlangıç sıcaklığı 20 °C bitiş sıcaklığı ise 600 °C olarak belirlenmiştir. Analizler, azot gazı ortamında gaz akış hızı 10 °C/dk olarak gerçekleştirilmiştir.

2.5.2.2. Diferansiyel Taramalı Kalorimetre (DSC) Analizi

Hidroksiapatit tozu ve uyumlaştırıcının cam geçiş sıcaklığı üzerinde etkisinin incelenmesi için PLA, PLA+HAP ve PLA+HAP+TPE filamentlerinden sabit ağırlıkla alınan örnekler üzerinden diferansiyel taramalı kalorimetre (DSC) analizi yapıldı.

DSC analizleri Hitachi 7020 model, Japan cihazında yapılmıştır. DSC analiz sürecinde numuneler 25 °C den 250 °C aralığında 10 °C /dk hızında ısıtılmış 250 °C de 2 dk boyunca bekletildikten sonra soğutma işlemine geçilerek 250 °C den 25 °C aralığında 10 $^{\circ}$C /dk hız ile soğutulmuşlardır. Analiz, 30 ml/dk hızda azot (N_2) gazı verilerek gerçekleştirilmiştir.

2.5.3. Fiziksel Özelliklerinin İncelenmesi

2.5.3.1. HAp Tane Boyut Analizi

Yaş çökeltme yöntemi ve Kalsinasyon yöntemi ile elde edilmiş hidroksiapatit tozlarının tane boyut ölçümü Mastersizer 2000, Malvern marka cihazda yapılmıştır. Her iki yöntem ile üretilen tozların tane boyutu analizi, dedektörden gelen kırmızı ışık ile Mie

teorisine göre ışığın ortam içerisinde tane boyu etrafındaki hem kırılmasını hem de geçirgenliğini dikkate alınarak yapılmıştır.

Toz boyut analizinde yaş metot kullanılarak saf su içerisine tozlar 200 mg ya da daha az olacak şekilde ilave edilmiş ve ölçümler alınmıştır.

2.5.3.2. HAp ve 3B Test Numunelerinin Morfolojik Özelliklerinin İncelenmesi

Morfolojik özelliklerinin incelenmesinde Zeiss Evo LS 10 model taramalı elektron mikroskop (SEM) cihazı kullanılmıştır. Morfolojik analizler yaş çökeltme ve Kalsinasyon yöntemi ile elde edilmiş hidroksiapatit tozlarının kıyaslanması için ve % 100 dolu standart çekme test numunelerinin test sonrasında kırılma yüzeylerinin incelenmesi için gerçekleştirilmiştir. Her bir test numunesi analiz öncesi vakumu alınmış fırında kurutulmuş ve ardından iletkenliği arttırmak için altın kaplama (Au) işlemine tabi tutulmuşlardır Hidroksiapatit tozlarının görüntü alımında 500X, 10000X ve 20000X büyütme gerçekleştirilerek analiz gerçekleştirilirken Çekme test numuneleri üzerinden alınan görüntülerde 100X, 250X, 500X ve 1000X büyütme gerçekleştirilmiştir. PLA ve kompozit numuneler üzerinden EDS sistemi üzerinden bir alan belirlenerek alan taraması yapılmıştır. Böylece numunelerin X-ışını haritalanması oluşturularak bu bölgelerde kalitatif ve kantitatif analizler yapılmıştır.

2.5.4. ÜPMY Modellerinin Görünür Yoğunluk ve Özgül Dayanım Hesaplamaları

ÜPMY kafes yapısında üretilen basma ve pull-out test numunelerine ait yoğunluk hesaplamaları her bir gruba ait ağırlık ölçümleri alınarak grupların ortalama ağırlıkları alınarak teorik yoğunlukları hesaplanılmıştır. Hesaplama şu şekilde yapılmıştır;

$$d = \frac{\text{Mort}}{\text{V}} \tag{1}$$

d: yoğunluk
Mort: ortalama ağırlık
V: hacim

ÜPMY kafes yapısında üretilen test numunelerine ait özgül dayanım hesaplamaları her bir gruba ait basma maksimum gerilim değerlerinin ortalamasının ortalama kendi yoğunluk değerlerine bölünmesi ile bulunmuştur.

$$\text{Özgül dayanım} = \frac{\text{MPa} * \text{g}}{\text{cm3}} \quad (2)$$

MPa: ortalama maksimum gerilim

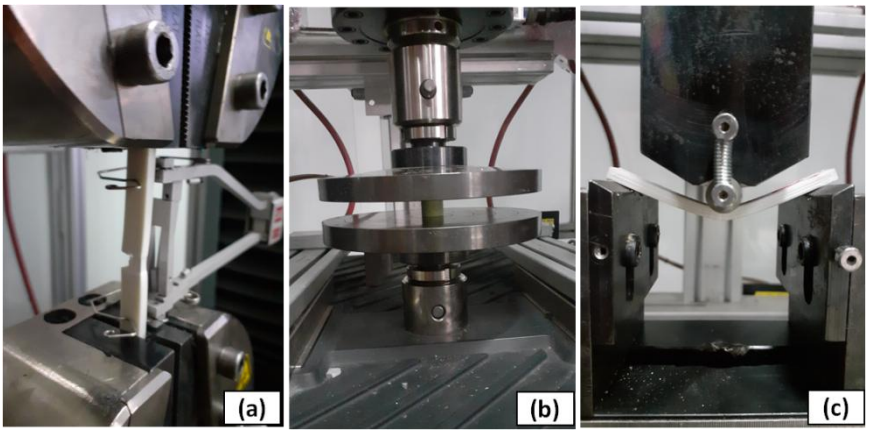
g/cm^3 : yoğunluk

2.5.5. Mekanik Test Yöntemleri

2.5.5.1. 3B Test Numunelerinin Mekanik Özelliklerinin İncelenmesi

3B mekanik test numunelerin çekme, basma ve eğme testleri MTS model 45 elektromekanik test cihazında (10 kN yük hücresi kullanılarak) çapraz kafa hızı 5 mm/dk olacak şekilde gerçekleştirilmiştir (Şekil 2.10).

Her bir numune grubu için aynı örnek test grubundan elde edilen beş verinin ortalamaları alınmıştır. Şekil 2.10 da çekme, basma ve eğme testlerine ait görsel verilmiştir.



Şekil 2.10. PLA ve PLA+HAp kompozitlerine ait (a) çekme testi, (b) basma testi, (c) eğme testi

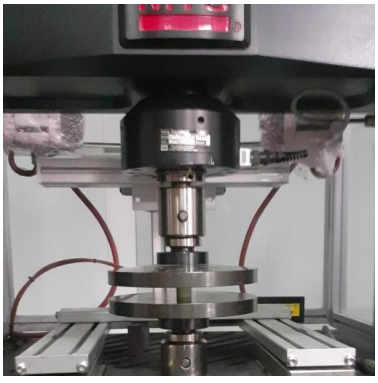
3B test numunelerinin deformasyona karşı gösterdiği direncin belirlenmesi için sertlik testi uygulanmıştır. Sertlik testleri rijit malzemelerin sertliğini ölçümde kullanılan Shore D sertlik ölçüm yöntemine göre yapılmıştır. Sertlik ölçümleri, dalma ucunun malzemeye olan teması esnasında yaylı sistem tarafından hareketi sağlanarak malzemeye olan batma derinliğine göre belirlenmiştir.

Sertlik ölçümlerinin belirlenmesinde her gruba ait basma test numuneleri kullanılmış ve üç farklı bölge üzerinden ölçümler alınarak ortalama değeri alınmıştır. Bu çalışmada Insize Shoremetre Shore D marka test cihazı kullanılmıştır.

2.5.5.2. ÜPMY Modellerin Özelliklerinin İncelenmesi

2.5.5.2.1. Basma Testleri

Bu test metodu, 3B test numunelerinin geometri ve doluluk oranına bağlı olarak sergileyecekleri basma özelliklerinin belirlenmesi için uygulanmıştır. Bu test yöntemi, ASTM D 695 Basma standartına uygun olacak şekilde (20x20x20 mm) boyutlarında silindir test numuneleri kullanılmıştır. Her bir gruba ait üçer test numunesi üzerinden veri alınmıştır (Şekil 2.11).



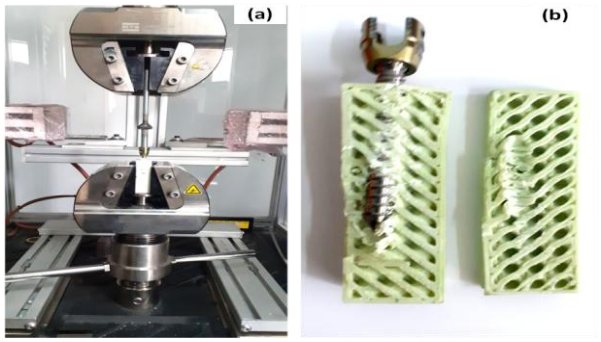
Şekil 2.11. 3B ÜPMY modellerine ait basma testi

2.5.5.2.2. Vida Çekme (Pull-out) Testleri

Vida çekme testinin gerçekleştirilebilmesi için öncelikle farklı geometri ve doluluk oranlarına sahip (60x20x20 mm) boyutlarında kapalı dikdörtgen prizma şeklinde oluşturulan 3B numunelere vidalama işlemi uygulanılmıştır.

Bu çalışmada 6,5 mm çapında 50 mm uzunluğunda Multi aksiyal pedikül vidaları (MEPS) kullanılmıştır. Vidalama işlemi kontrollü yük uygulayan torkmetre cihazı ile yapılmıştır.

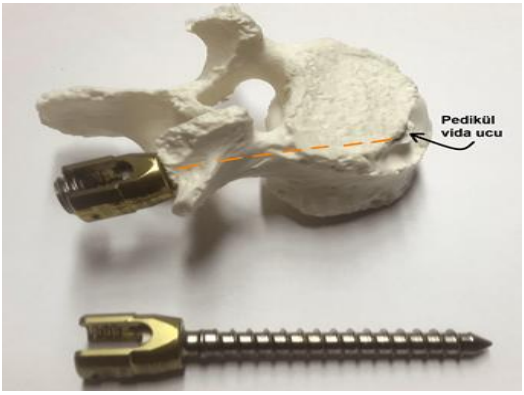
Vidalama işlemi gerçekleştirilen 3B test numunelerine uygulanılan vida çekme testi ISO 527-4 & 5 Plastik Kompozit Gerilim standardına göre yapılmıştır. Test işlemi 15 mm/dak hızda ve Şekil 2.12' de görüldüğü gibi çekme çenelerine 0° olacak şekilde gerçekleştirilmiştir. Her bir grup için üç adet 3B test numunesinin verileri kullanılmıştır.



Şekil 2.12. Vida çekme (a) test işlemi (b) test sonrası görünüm

2.6. 3B Omur Modellerinin Bilgisayarlı Tomografi Görüntülerinin İncelenmesi

ÜPMY basma ve vida çekme testlerinden elde edilen sonuçlara göre en iyi değerleri veren gruba ait 3B omur modelleri pedikül vida ile vidalandıktan sonra bilgisayarlı tomografi (BT) çekimleri yapılarak 2 boyutlu ve 3 boyutlu görüntüleri alınmıştır.



Şekil 2.13. 3B omur modeli üzerinden vida uygulama işlemi

3. BULGULAR VE TARTIŞMA

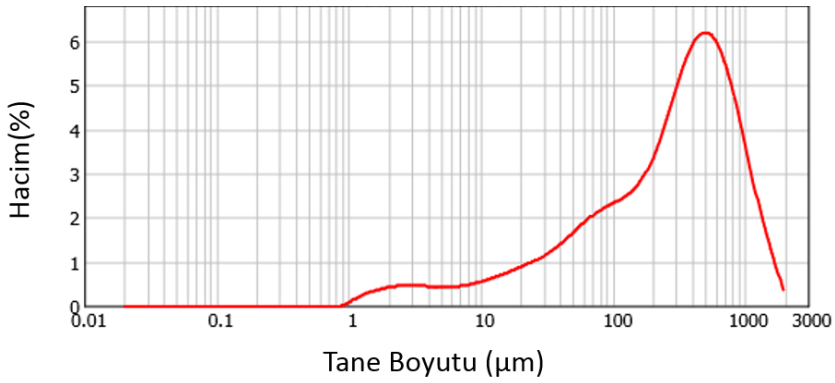
3.1. Hidroksiapatit Tozu Analizleri

Yaş çökeltme yöntemi ve Kalsinasyon yöntemi ile elde edilen hidroksiapatit tozlarının analizleri tezin ilk aşaması olup analizlerden elde edilen sonuçlara göre bu tez çalışmasında kullanılan hidroksiapatit tozları belirlenmiştir.

3.1.1. Yaş Çökeltme Yöntemi ile Elde Edilen HAp Analizleri

3.1.1.1. Tane Boyut Hacim Analizi

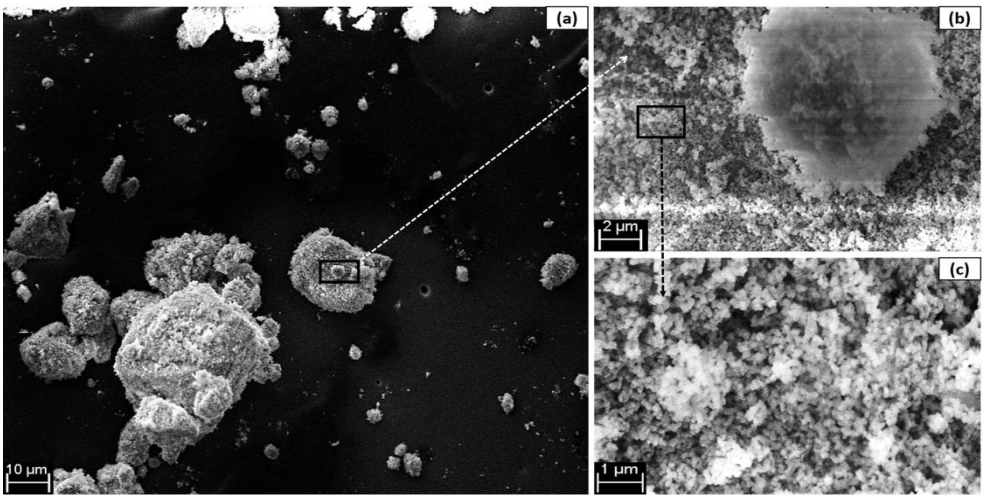
Yaş çökeltme yöntemi ile elde edilen HAp tane boyutu, % hacim-tane boyut (µm) grafiği incelendiğinde % hacim oranı % 0,16'dan % 6' ya kadar 1 µm'den başlayarak 549 µm' ye kadar artan bir eğilim gösterirken % 6' dan % 1,17' ye kadar 549 µm'den başlayarak 1905,61 µm'ye kadar azalan bir eğim ile artış göstermiştir. Toz boyutlarının, % 10' unun (d(0.1)) 22,965 µm %50'sinin (d(0.5),ortalama tane boyutu) 313,350 µm % 90' nın ise (d(0.9)) 933,453 µm olarak dağılım sergilemişlerdir. Tozların yüzey alanı ise 0,17 m^2/g olarak bulunmuştur.



Şekil 3.1. Yaş çökeltme ile elde edilen hidroksiapatit tozların % hacim-tane boyut dağılım grafiği

3.1.1.2. Morfoloji Analizi

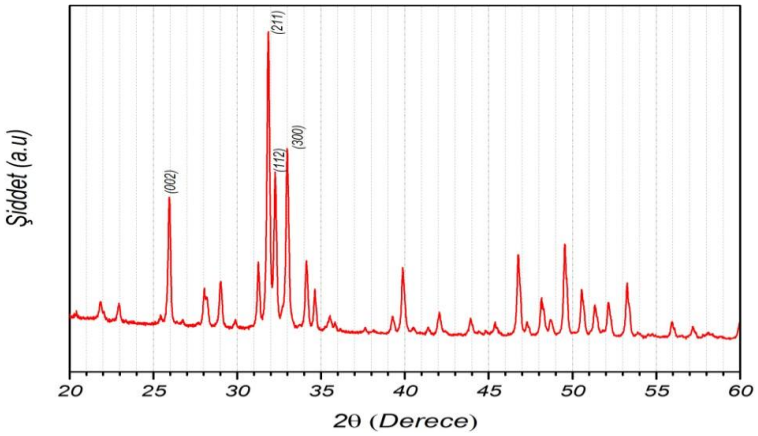
Yaş çökeltme yöntemi ile elde edilen Hidroksiapatit tozlarının taramalı elektron mikroskobunda (SEM) farklı büyütmelerde elde edilen görüntüleri Şekil 3.2' de verilmektedir. Şekil 3.2. (a) incelendiğinde tozların yüksek oranda topaklanma sergiledikleri ve bu nedenle yüzeyde homojen olarak dağılmadıkları görülmektedir. Şekil 3.2 (b) incelendiğinde tozların yüzeyde irili ufaklı topaklanmalar halde bulundukları görülmektedir. Şekil 3.2 (b)' de ise toz şekli daha belirgin olup tozların lamel şeklinde oldukları görülmektedir.



Şekil 3.2. Yaş çökeltme yöntemi ile elde edilen hidroksiapatit tozlarının SEM (a) 500x, (b) 10000x ve (c) 20000x büyütmeleri

3.1.1.3. XRD Analizi

Yaş çökeltme yöntemi ile elde edilen Hidroksiapatit tozlarının X-ışını kırınımı (XRD) analizi incelendiğinde (002), (211), (112) ve (300) düzlemleri 25,9^{o}, 31,9^{o}, 32,2^{o}, 33,1^{o} piklerinde gözlemlenmiştir. HA için (002), (211), (112) ve (300) düzlemlerindeki ana karakteristik pikleri, 25,9°, 31,8°, 32,2° ve 32,9° 2-teta değerlerinde görülmektedir [80]. Tozların kristalin boyutları Scherrer's denklemine göre incelendiğinde 32,2^{o} de 13.005 nanometre olarak bulunmuştur.

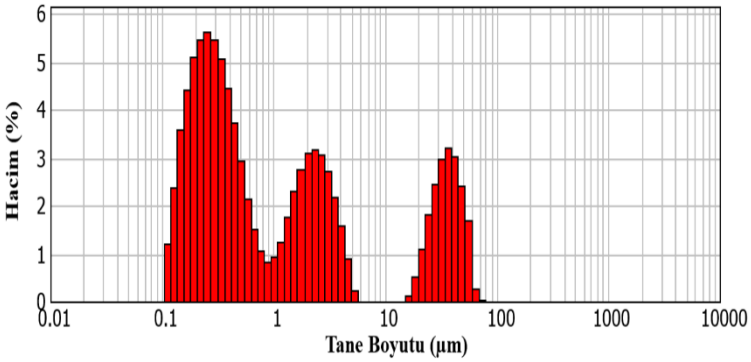


Şekil 3.3. Yaş çökeltme yöntemi ile elde edilen HAp XRD diyagramı

3.1.2. Kalsinasyon Yöntemi ile Elde Edilen HAp Analizleri

3.1.2.1. Tane Boyut Hacim Analizi

Kalsinasyon yöntem ile elde edilen HAp tane boyutlarını düşürmek için aşamalı olarak öğütme işlemi uygulanmıştır. Bu aşamada elde edilen nihai toz boyutlarının yüzde hacim değişimi Şekil 3.4' de görüldüğü gibi 0,1 µm ve 1 µm aralığında % 1,19 ve % 5,6 arasında, 1 µm ve 5 µm aralığında % 0,8 ve % 3,19 arasında, 19,25 µm ve 60,25 µm aralığında % 0,2 ve % 3,19 arasında gözlemlenmiştir.



Şekil 3.4. Kalsinasyon yöntemi ile elde edilen hidroksiapatit tane boyut-hacim dağılım

Öğütme aşamasına göre tozlardaki ortalama (D_{50}) toz tane boyut değişim ve yüzey alanı Tablo 3.1' de gösterilmiştir. Ortalama toz tane boyutunda ilk öğütmede 106,74 µm olarak gözlemlenirken tane yüzey alanı 0,31 m^2/g olarak bulunmuştur.

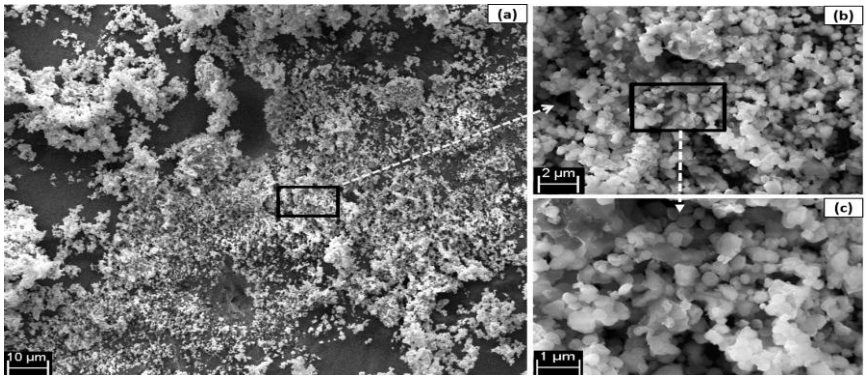
Ortalama toz tane boyut devam eden öğütme işlemlerinde azalma göstermiş ve son öğütme işleminde 0,57 µm olarak bulunmuştur. Bunun ile beraber, tane yüzey alanında bir artış görülmüş ve son öğütme işlemi sonrasında tane yüzey alanı 13,9 m^2/g olarak bulunmuştur.

Tablo 3.1. Hidroksiapatit aşamalı öğütme sonrasındaki tane boyut ve yüzey alan değişimi

Öğütme	**D_{10} (µm)**	**D_{50} (µm)**	**D_{90} (µm)**	**Yüzey alanı (m^2/g)**
1	10,28	106,74	266,5	0,31
2	0,83	19,61	143,81	2,01
3	0,51	21,36	85,08	3,42
4	0,17	0,57	35,52	13,9

3.1.2.2. Morfoloji Analizi

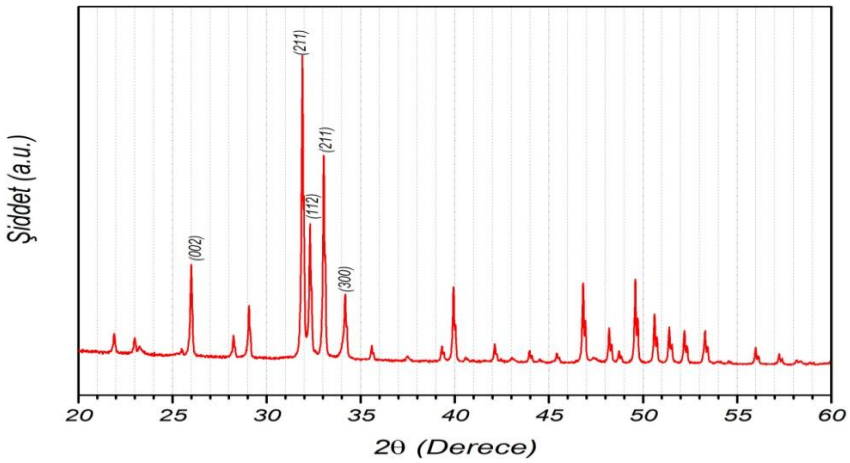
Kalsinasyon yöntem ile elde edilen Hidroksiapatit tozlarının taramalı elektron mikroskopisinde (SEM) farklı büyütmelerde elde edilen görüntüleri Şekil 3.5'de verilmektedir. Şekil 3.5 (a) incelendiğinde tozların kısmen topaklanma sergilemedikleri ve yüzeyde hemen hemen homojen olarak dağıldıkları görülmektedir. Şekil 3.5 (b) incelendiğinde tozların yüzeyde kısmen topaklanma halinde bulundukları görülmektedir. Şekil 3.5 (c)'de ise toz şekli daha belirgin olup tozların yarı küresel şeklinde oldukları görülmektedir.



Şekil 3.5. Kalsinasyon yöntemi ile elde edilen HAp SEM (a) 500x, (b) 1000x ve (c) 20000x büyütmeleri

3.1.2.3. XRD Analizi

Kalsinasyon yöntem ile elde edilen Hidroksiapatit tozlarının morfolojik analizinde X-ışını kırınımı (XRD) kullanılmıştır. Şekil 3.6' da yaş Kalsinasyon yöntemi ile elde edilen hidroksiapatit tozlarına ait XRD diyagramı verilmiştir. Khoo ve diğerleri [10] kalsinasyon yöntemi ile farklı sıcaklıklarda çalışmışlardır ve 700 °C' de organik içermeyen HAp üretilebileceğini ifade etmişlerdir.Bu çalışmada ise 750 °C' de 12 saat boyunca tutulan sığır kemiklerinin XRD analizinde HAp' ın % 99,6 oranında saflığa sahip olduğu belirlenmiş ve elde edilen tozların yarı küresel olduğu gözlemlenmiştir. Hidroksiapatit'e ait karakteristik düzlemler gözlemlenmiş ve Scherrer's yöntemine göre 32,2° 'de 4,7 nanometre kristanite boyutu elde edilmiştir.



Şekil 3.6. Kalsinasyon yöntemi ile elde edilen hidroksiapatit tozlarının XRD diyagramı

3.1.3. Hidroksiapatit Toz Seçimi

Yaş çökeltme ve kalsinasyon yöntemi ile elde edilen hidroksiapatit tozlarına ait tek öğütme baz alınarak tane boyut dağılımı incelendiğinde kimyasal yöntem ile üretilen tozlar boyutları arasında farklılığın yüksek olması ve ortalama tane boyutunun ise Kalsinasyon yöntemine göre daha fazla olduğu gözlemlenmiştir. Aynı koşullarda bekletilen ve kurutulan tozların SEM görüntüleri incelendiğinde ise yaş çökeltme yöntemi ile elde edilen tozlarda daha fazla topaklanma mevcut olup lamelli geometriye sahip olmasından dolayı daha az topaklanma yarı küresel şekil elde edilmiştir.

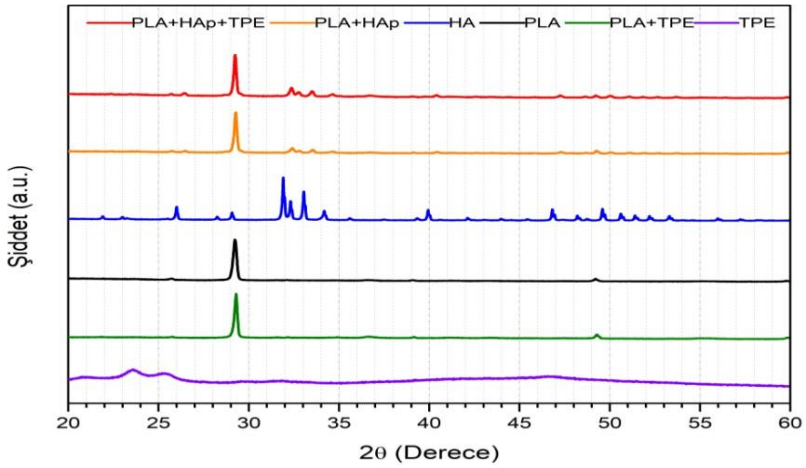
Bu nedenden dolayı, yaş çökeltme yöntemi ile edilen tozlar, kalsinasyon yöntemi ile elde edilen tozlara kıyasla oluşturulacak kompozit yapılarda daha düşük mekanik özellikler sergileme ihtimali taşımaktadır.

X-ışını kırınımı (XRD) incelendiğinde ise yaş çökeltme yöntemi ile elde edilen tozların Kalsinasyon yöntemi ile elde edilen tozlara kıyasla daha büyük miktarda kristanite boyutuna sahip olmasından dolayı kristanelitesi daha düşük olacaktır. Ayrıca bu tez çalışmasında üretilen 3B numuneleri göz önünde bulundurulduğunda yaş çökeltme yöntemi ile elde edilen toz miktarının daha az olması ve üretim maaliyetinin yüksek olması dezavantaja oluşturmasktadır. Tüm değişkenler göz önünde bulundurulduğunda bu tez çalışmasında Kalsinasyon yöntemi ile elde edilen tozlar kullanılmaya karar verilmiştir.

3.2. Kimyasal Analiz Yöntemleri

3.2.1. XRD Analizi

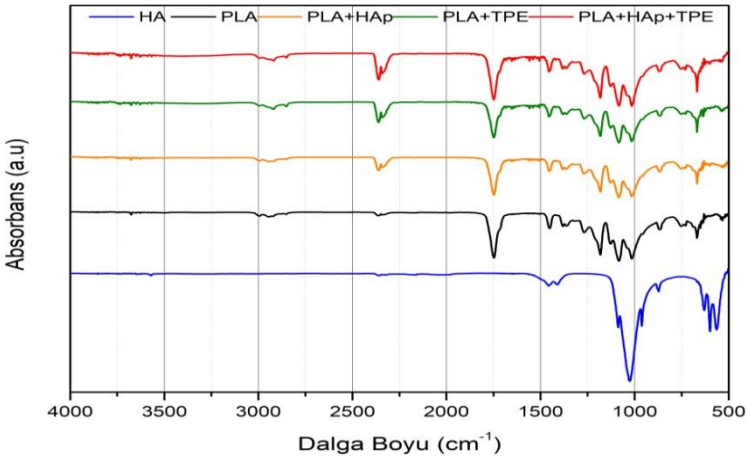
PLA ve kompozitlerin XRD örnekleri incelendiğinde PLA'ya ait 29,2° ile karakteristik pik verdiği gözlemlenmiştir. Şekil 3.7 incelendiğinde kompozitlerde hem PLA'ya hemde hidroksiapattlere ait pikler görünmektedir. Kompozitlerin PLA'ya ait kristalinite boyları sırasıyla PLA+HAp+TPE'de 26,5°, PLA+HAP'da 19,5°, PLA'da 24,6° olarak bulunmuştur.



Şekil 3.7. PLA ve kompozitlere ait XRD grafiği

3.2.2. FTIR Analizi

Şekil 3.8'de hidroksiapatit, PLA ve kompozitlerin FTIR grafiği verilmiştir. Hidroksiapatit'e ait FTIR analizi incelendiğinde 1090 – 1021 cm^{-1} arasında PO_4 grubunun titreşimi ve 600–560 cm^{-1} arasında orta şiddette O-P-O bağının üçlü bir deformasyon titreşimi görülmektedir. HPO_4 grubu 50,962–875 cm^{-1} civarındaki zayıf pikler halinde bulunmaktadır. 630 cm^{-1} civarında görülen pik, OH^- grubuna ait titreşimdir. 1600 cm^{-1} ve 1452 –1410 cm^{-1} civarında görülen zayıf titreşim CO_3 gruplarının varlığını göstermektedir.



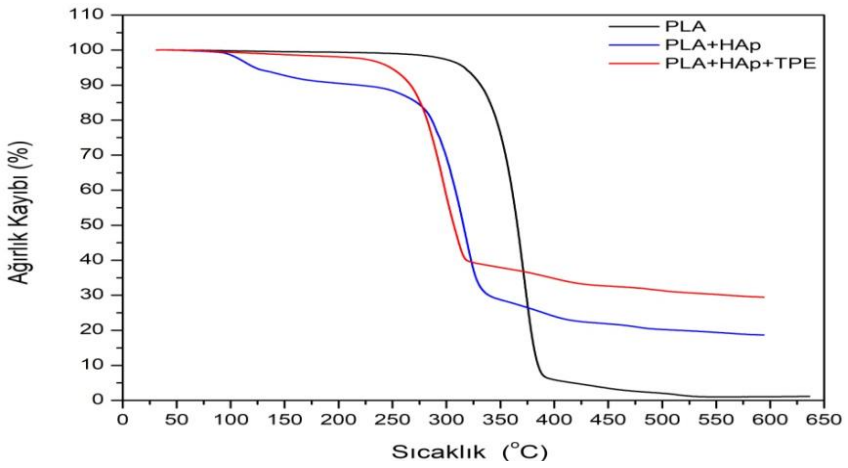
Şekil 3.8. HAp, PLA ve kompozitlerin FTIR grafiği

3.3. Termal Analiz Yöntemleri

3.3.1. Termogravimetrik Analiz (TGA)

PLA ve kompozit malzemelere ait TGA termogramları Şekil 3.9'da 30 °C ve 600 °C aralığında termal bozunma başlangıç sıcaklıklarına bakıldığında en yüksek sıcaklığın PLA'ya ait olduğu yani termal bozunma dayanımını daha yüksek olduğu görülmektedir. PLA' ağırlık kaybı yaklaşık 325 °C' de başlamış ve 390 °C' de % 90 ağırlık kaybı olmuştur ve sonrasında tamamen yanmıştır. PLA+HAp numunelerinde yanma yaklaşık 250 °C' de başlamış 325 °C de % 70 ağırlık kaybı olmuş 600 °C sonunda ağırlık kaybı % 81.2 olmuştur. PLA+HAp+TPE numunesinde yanma yaklaşık 250 °C' de başlamış ve 310 °C' de % 60 'ı yanmış ve sonrasında ise % 10 daha yanarak toplamda %70 yanmıştır.

Kompozit malzemede matris ve katkı malzeme arasındaki ara yüzey bağlanma kuvveti termal kararlığı etkilemektedir. Hidroksiapatitte bulunan aktif hidroksi (-OH) bağlarının PLA ile beraber hidrojen (H) bağlarını güçlendirmektedir [81]. Böylece ara yüzey bağlanma kuvveti ile termal kararlılık arttırmaktadır.



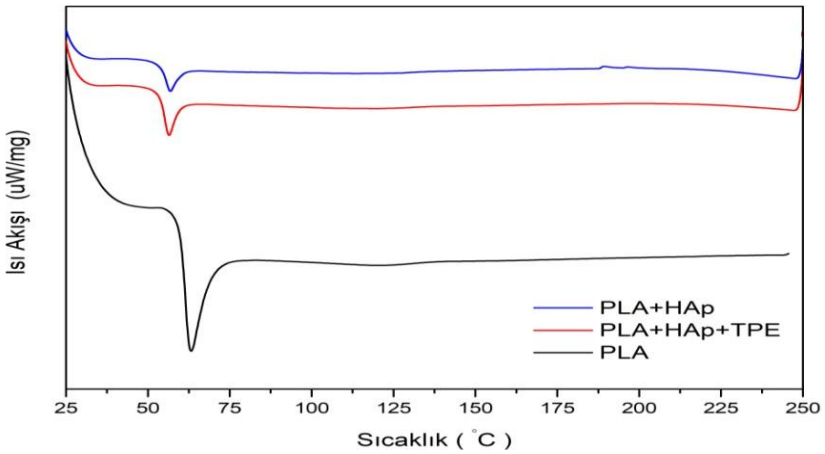
Şekil 3.9. PLA ve PLA+HAp kompozit filamentlere ait termogram diyagramı

PLA kompozit yapısında kullanılan uyumlaştırıcı malzeme (TPE) ile hidroksiapatit'in yapı içerisindeki dağılımının düzenlenmesini sağlamış olabilir. Oluşturulan yeni bağlar ve Hidroksiapatitin düzenli dağılması ile PLA+HAp+TPE' de bulunan ara yüzey bağları PLA+HAp kompozit filamentlere göre daha iyi olup termal

kararlılığı daha kuvvetlidir. Bu termal kararlılıktan dolayı en az yüzde ağırlık kaybı PLA+HAp+TPE' de görülmüştür.

3.3.2. Diferansiyel Taramalı Kalorimetre (DSC)

PLA ve kompozit filamentler 25 °C ile 250 °C sıcaklıkları arasında uygulanılan DSC analizine ait ısı akışı-sıcaklık grafiği incelendiğinde (Şekil 3.10) camsı geçiş sıcaklığı (Tg) gözlemlenirken kristalleşme sıcaklığı (Tc) ve ergime sıcaklığı (Tm) görülmemektedir. Bu durum PLA'nın amorf yapıda olmasından kaynaklanmakta ve kompozitlerde de PLA' ya bağımlı kalarak amorf davranış sergiledikleri görülmektedir. Camsı geçiş sıcaklıkları incelendiğinde ise PLA' ya ait Tg değeri yaklaşık 61 °C iken kompozitlerin Tg değerleri bir birine yakın olup 55 °C ve 60 °C arasında değişmektedir.



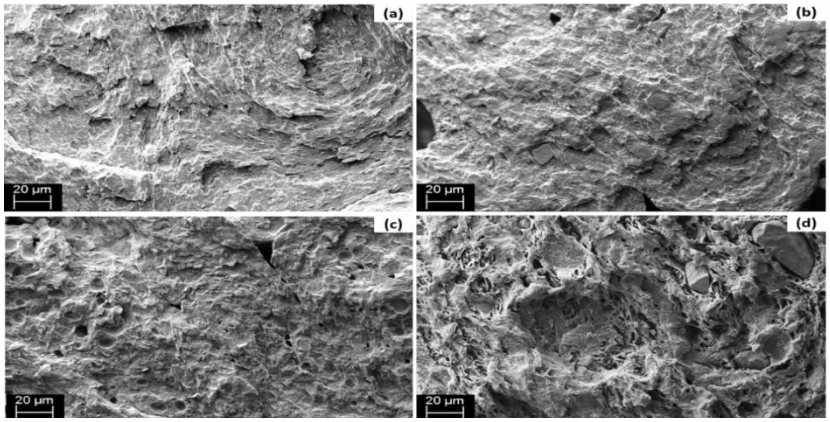
Şekil 3.10. PLA ve PLA+HAp kompozitlere ait Isı Akışı – Sıcaklık diyagramı

3.4. Fiziksel Özelliklerinin İncelenmesi

3.4.1. PLA ve Kompozitlerin Morfolojisinin İncelenmesi

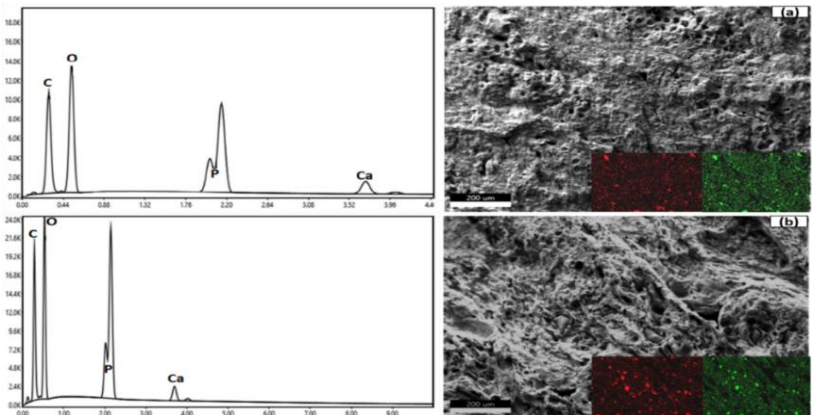
PLA ve kompozit numunelerine uygulanan çekme test sonrasında numunelerin kırılma yüzeylerinden SEM görüntüleri alınmıştır. Hidroksiapatit oldukça kırılgan, düşük darbe dayanımına sahip olan ve gevrek kırılma gösteren bir biyoseramik malzemedir. PLA ise Şekil 3.11 (a) da görüldüğü gibi sünek kırılma gösteren bir polimer türüdür. PLA+HAp

kompozit malzemeleri ise HAp' a göre daha sünek PLA' ya göre daha gevrek kırılma sergilemektedirler.



Şekil 3.11. Kırılma yüzeylerinin SEM görüntüleri (a) PLA, (b) PLA+TPE, (c) PLA+HAp, (d) PLA+HAp+TPE

Şekil 3.11'de PLA+HAp birleşiminden oluşan kompozit numuneye ait kesit gösterilmektedir. Bu kesit incelendiğinde kırılma yüzeyinin PLA'ya Şekil 3.11 (a) göre gevrek kırılma gösterdiği gözlemlenmiştir. % 3 oranındaki TPE'nin kırılma yüzeyine etkisi Şekil 3.11 (d)'de görülmektir. Burada PLA+HAp+TPE'nin kırılma yüzeyinin PLA+HAp kırılma yüzeyine göre daha sünek kırılma olduğu görülmektedir.



Şekil 3.12. (a) PLA+HAp ve (b) PLA+HAp+TPE numunelerine ait EDS analiz grafiği

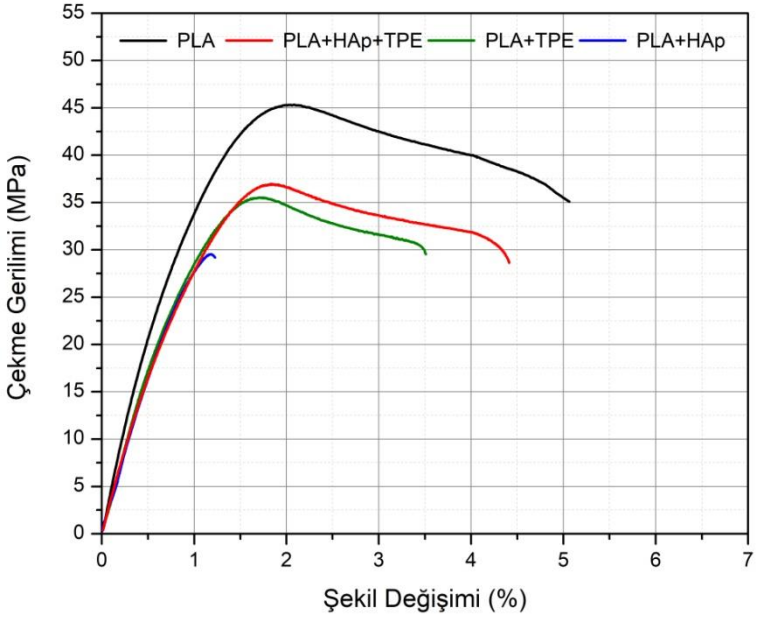
Şekil 3.12'de HAp katkılı PLA kompozit numunelerine ait kırılma yüzeyleri verilmektedir. PLA+HAp numunesinin kırılma yüzeylerinden alınan SEM görüntüleri üzerinden EDS renk haritaları incelendiğinde kalsiyum (Ca, kırmızı) ve fosforun (P,yeşil) homojen bir şekilde dağıldığı görülse de kırılma yüzeyinin bazı bölgelerinde kalsiyum ve fosforun daha çok yoğunlaştığı görülmektedir. PLA+HAp+TPE numunesinin kırılma yüzeyinden alınan SEM görüntüsüne ait EDS renk haritası incelendiğinde ise kalsiyum ve fosforun yapı içerisindeki dağılımı PLA+HAp' a benzese de her iki elementinde aynı ya da farklı bölgelerde yoğunlaştığı kısımları gözlenmektedir. Spektrum grafiği üzerinden alınan % toplam miktarlarına bakıldığında PLA+HAp kırılma yüzeyinde bulunan kalsiyum ve fosfora ait % toplam ağırlık sırasıyla % 5,48 ve % 6,47 iken % atom değerleri sırasıyla % 2,05 ve % 3,13 dür. PLA+ HAp+TPE kırılma yüzeyinde bulunan kalsiyum ve fosfora ait % toplam ağırlık sırasıyla % 4,31 ve % 7,15 iken % atom değerleri sırasıyla % 1,6 ve % 3,43 dür. Her iki kompozit de % ağırlıkça ve % atom olarak birbirine yakın oksijen ve karbon bulunmaktadır. Spektrum grafiği incelendiğinde her iki numunede de kalsiyum ve fosfor için toplam yüzde ağırlık ve atom değerleri hemen hemen birbirine eşit bulunmuştur.

3.5. Mekanik Özelliklerinin İncelenmesi

3.5.1. 3B Test Numunelerinin Mekanik Özellikleri

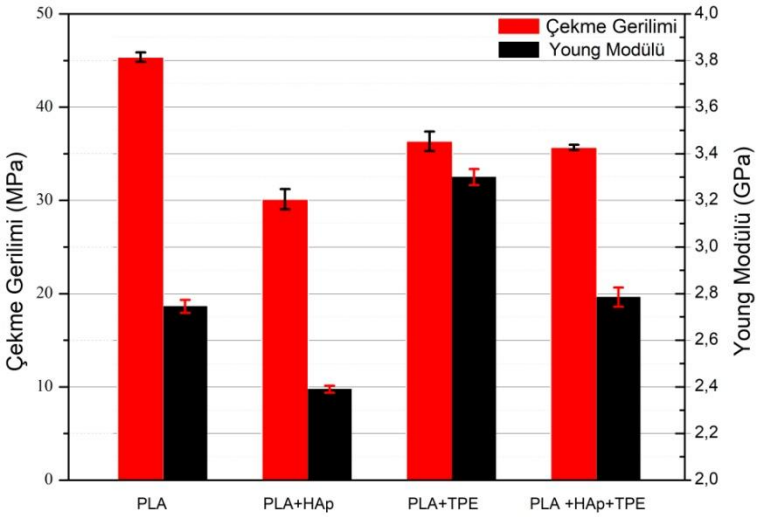
3.5.1.1. Çekme Testleri

PLA, PLA+HAp ve TPE katkılı kompozit numunelerden elde edilen 3B çekme test numunelerine ait çekme gerilim-şekil değişimi ve test sürecinde numunelerde görülen şekil değişimiler Şekil 3.13' de verilmiştir. PLA' da en fazla % şekil değişimi 2 ± 0,05 gözlenirken, PLA+HAp kompozit numunelerde en az % şekil değişimi (1 ± 0,2) gözlenmiştir. PLA+HAp+TPE (1,6 ± 0,1) kompozit numuneleri PLA+HAp numunelerine kıyasla % 60 artışla şekil değişimi göstermiştir. PLA+TPE numunesinde % şekil değişimi 1,8 ± 0,07 olarak bulunmuştur. PLA+HAp+TPE, PLA+HAp' a göre daha fazla sünek kırılma gösterirken, PLA+TPE'ye göre daha fazla gevrek kırılma göstermiştir.



Şekil 3.13. PLA ve kompozit 3B çekme numunelerine ait çekme gerilimi-şekil değişimi grafiği

Şekil 3.14'te 3B çekme test numunelerine ait çekme mukavemeti ve Young modül grafiği ve bunlara ait değerler Tablo 3.2' de verilmektedir. Elde edilen sonuçlara göre en yüksek ortalama çekme gerilim değeri PLA (45,16 MPa) iken PLA' ya kıyasla % 39 bir azalma ile en düşük çekme gerilimi PLA+HAp' da (27 MPa) görülmüştür.



Şekil 3.14. PLA ve kompozit 3B çekme numunelerine ait çekme gerilimi-Young modül eğim grafiği

TPE katkılı PLA+TPE ve PLA+HAp+TPE kompozitlerin çekme gerilim değerleri incelendiğinde, PLA+TPE (35,3 MPa) kompozitlerinin PLA'ya göre % 27,4'lük bir düşüş gözlenmiştir. Ancak, PLA+HAp+TPE (35,8 MPa) kompozitlerinin % 29,2 bir artış ile PLA+HAp kompozitlerinden daha fazla çekme gerilimi sergilemiştir.

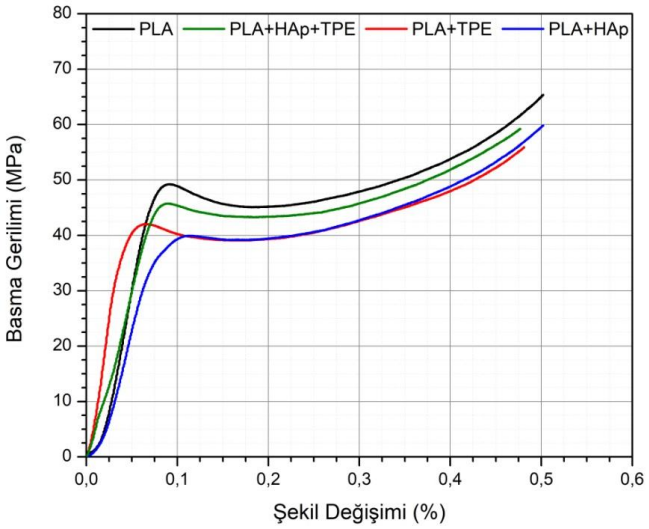
Tablo 3.2. PLA ve kompozit 3B çekme numunelerine ait çekme test sonuçları

Örnek	Çekme Geriliğmi (MPa)	Young Modülü (GPa)	Şekil Değişim (%)
PLA	45,15 ± 0,67	2,6 ± 0,1	2 ± 0,05
PLA+TPE	35,3 ± 1,7	3,3 ± 0,1	1.8 ± 0,07
PLA+HAp	27,7 ± 3,4	2,4 ± 0,2	1 ± 0,2
PLA+HAp+TPE	35,8 ± 0,7	2,7 ± 0,2	1.6 ± 0,1

3B çekme test numunelerinde en düşükten en yükseğe doğru ortalama Young modülü sırasıyla PLA+HAp (2,4 GPa), PLA (2,6 GPa), PLA+HAp+TPE (2,7 GPa), PLA+HAp (3,3 GPa) olarak bulunmuştur (Tablo 3.3).

3.5.1.2. Basma Testleri

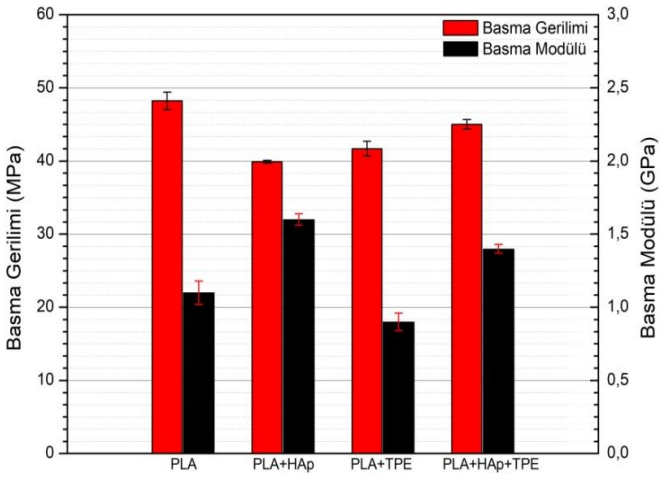
PLA, PLA+HAp ve TPE katkılı kompozit numunelerden elde edilen 3B basma test numunelerine ait basma gerilim-şekil değişimi ve test sürecinde numunelerde görülen şekil değişimilar Şekil 3.15'te verilmiştir. PLA+HAp kompozit numunelerde en fazla % şekil değişimi (12 ± 3) gözlenirken, PLA+TPE kompozit numunelerde ise en az % şekil değişimi (6 ± 1) gözlenmiştir. PLA+HAp+TPE (8 ± 1) kompozit numuneler, PLA+HAp kompozit numunelerine kıyasla % 50 daha az şekil değişimi göstermiştir.



Şekil 3.15. PLA ve kompozit 3B basma numunelerine ait basma gerilim- şekil değişim grafiği

Şekil 3.16' da 3B basma test numunelerine ait basma gerilimi ve basma modülü grafiği ve bunlara ait değerler Tablo 3.4'te verilmektedir. Elde edilen sonuçlara göre en yüksek ortalama basma gerilim değeri PLA (47,8 MPa) iken PLA'ya kıyasla % 19,5 bir azalma ile en düşük çekme gerilimi PLA+HAp' da (40 MPa) görülmüştür. TPE katkılı PLA+TPE ve PLA+HAp+TPE kompozitlerin basma gerilim değerleri incelendiğinde, PLA+TPE (4,2 MPa) kompozitlerinin PLA'ya göre % 16' lık bir azalma gözlenmiştir.

Ancak, PLA+HAp+TPE (45 MPa) kompozitlerinin % 12,5' lik bir artış ile PLA+HAp kompozitlerinden daha fazla basma gerilimi sergilemiştir.



Şekil 3.16. PLA ve kompozit 3B basma numunelerine ait basma gerilim-basma modülü sütun grafiği

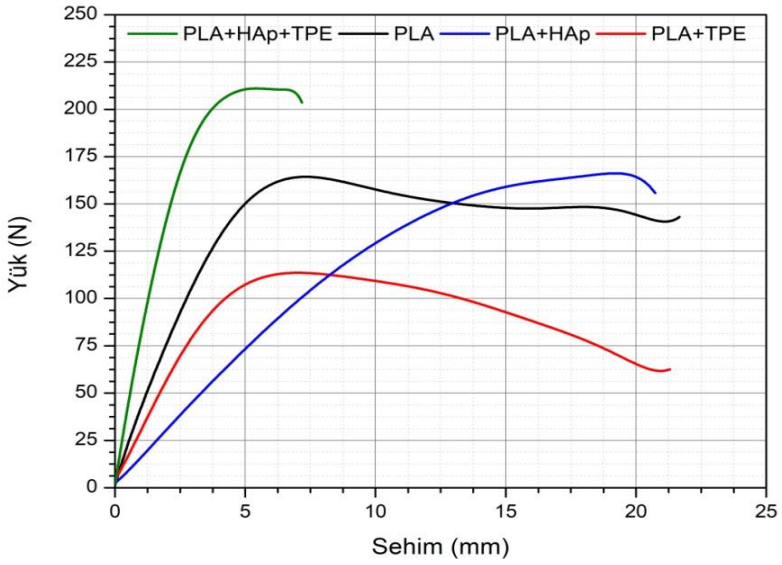
3B basma test numunelerinde en düşükten en yükseğe doğru ortalama basma modülü sırasıyla PLA+TPE (0,9 GPa) , PLA (1,1 GPa) , PLA+HAp+TPE (1,4 GPa), PLA+HAp (1,6 GPa) olarak bulunmuştur (Tablo 3.3).

Tablo 3.3. PLA ve kompozit basma numunelerine ait basma test sonuçları

Örnek	Basma Gerilimi (MPa)	Basma Modülü (GPa)	Şekil Değişimi (%)
PLA	47,8 ± 1,4	1,1 ± 0,3	9 ± 2
PLA+TPE	41,2 ± 1,3	0,9 ± 0,1	6 ± 1
PLA + HAp	40 ± 0,4	1,6 ± 0.004	12 ± 3
PLA+HAp+TPE	45 ± 0,7	1,4 ± 0,3	8 ± 1

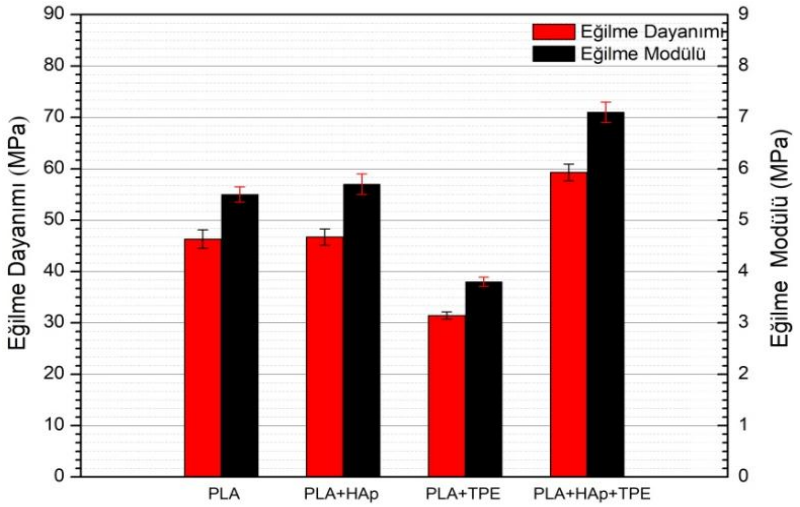
3.5.1.3. Eğme Testleri

PLA, PLA+HAp ve TPE katkılı kompozit numunelerden elde edilen 3B eğme test numunelerine ait eğme, yük-sehim grafiği Şekil 3.17’ de verilmiştir. Eğme testlerinde, PLA+HAp ve PLA+HAp+TPE numunelerinde akma noktasından sonra test numunesinde kırılma gerçekleşmiştir. PLA+HAp test numunelerinde akma noktasından hemen sonra kırılma gerçekleşirken PLA+HAp+TPE test numunelerinde stabil bir gerilme sonrasında kırılma gerçekleşmiştir. PLA ve PLA+TPE test numunelerinde ise akma noktasından sonra numunelerde yük azalması gerçekleşirken kopa noktasında numunelerde yeni bir yük artışı görülmüştür.



Şekil 3.17. PLA ve kompozit 3B eğme numunelerine ait yük-sehim grafiği

Şekil 3.18'de 3B eğme numunelerine ait eğilme dayanımı ve eğilme modül grafiği ve bunlara ait değerler Tablo 3.3' de verilmektedir. Elde edilen sonuçlara göre en yüksek ortalama eğilme dayanımı PLA+HAp+TPE'de (59,3 MPa) iken PLA+HAp+TPE' ye kıyasla % 88,8 bir azalma ile en düşük eğilme dayanımı ile PLA+TPE' de (31,4 MPa) görülmüştür. PLA+HAp+TPE'ye kıyasla % 29 azalış gösteren PLA+HAp' ın eğilme dayanımı 46,7 MPA olarak bulunmuştur. PLA eğilme dayanımı hemen hemen PLA+HAp' a yakın olup 46,3 olarak bulunmuştur.



Şekil 3.18. PLA ve kompozit 3B eğme numunelerine ait eğilme dayanımı-eğilme modülü sütun grafiği

3B eğme numunelerinde en düşükten en yükseğe doğru ortalama eğilme modülü sırasıyla PLA+TPE (3,8 MPa), PLA (5,5 MPa), PLA+HAp (2,7 MPa), PLA+HAp+TPE (3,3 MPa) olarak bulunmuştur (Tablo 3.3).

Tablo 3.4. PLA ve kompozit 3B eğme test numunelerine ait test sonuçları

Örnek	Eğilme Dayanımı (MPa)	Eğilme Modülü (MPa)
PLA	46,3 ± 2,5	5,5 ± 0,3
PLA+TPE	31,4 ± 0,7	3,8 ± 0,09
PLA+HAp	46,7 ± 1,7	5,7 ± 0,2
PLA+HAp+TPE	59,3 ± 1,6	7,1 ± 0,2

3.5.1.4. Sertlik Testi

PLA ve kompozit filamentlerinden üretilmiş mekanik numunelere uygulanan Shore D sertlik testine ait sonuçlar Tablo 3.5' de verilmiştir. Numuneler arasında yapılan Shore D değerlerinin karşılaştırmaları sonucunda HAp ve TPE'nin etkisi bariz bir şekilde görülmektedir. HAp katkılı numuneler incelendiğinde PLA+HAP sertlik değerinin PLA' ya göre % 21,42 artış sergilediği gözlemlenirken, HAp+PLA+TPE sertlik değerinin ise PLA+TPE'ye göre % 29,7 artış sergilediği gözlemlenmektedir. TPE katkılı numuneler incelendiğiyse, PLA+TPE'nin sertlik değerinin PLA' ya göre % 3,86 azaldığı gözlemlenmiştir.

Tablo 3.5. 3B test numunelerinin sertlik değerleri

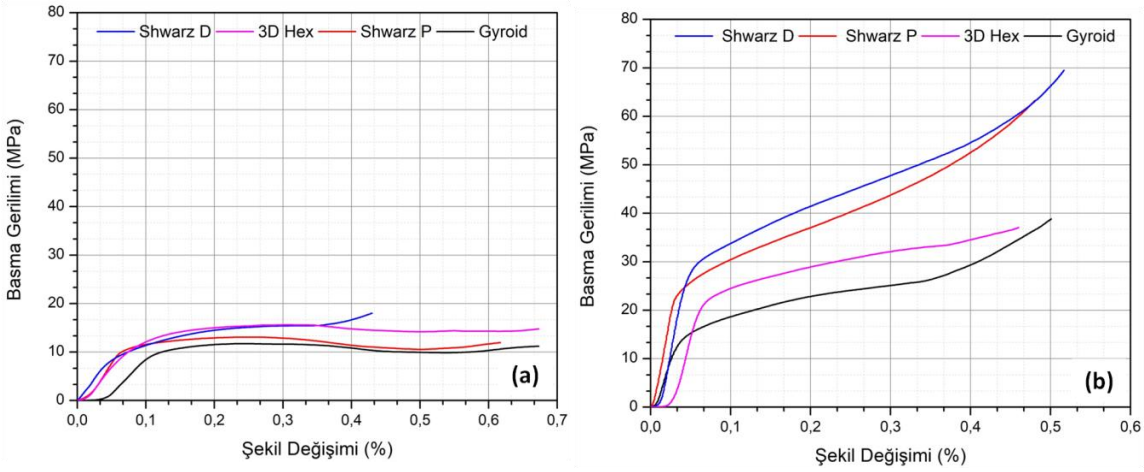
Örnek	Shore-D
PLA	57.4 ± 1.7
PLA+HAp	69.75 ±1.5
PLA+TPE	55.2 ± 0.7
PLA+HAp+TPE	71.6 ± 1.8

3.5.2. Üçlü Periyodik Minimal Yüzeyler (ÜPMY)

3.5.2.1. Basma Testleri

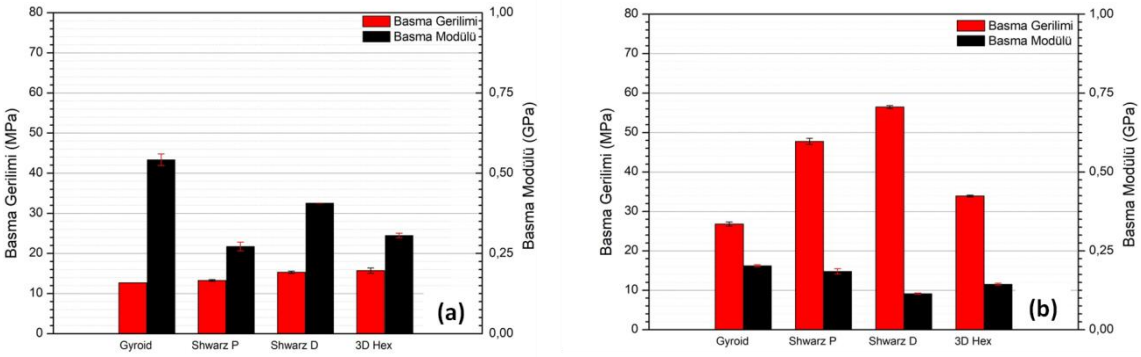
% 15 Doluluk Oranlarına Sahip Numuneler; %15 doluluk oranına sahip ÜPMY geometrilerinden oluşturulmuş basma test numunelerine ait basma gerilim-şekil değişim grafiği Şekil 3.17'de verilmiştir. Akma anında şekil değiştirme davranışları incelendiğinde Şekil 3.17 (a) PLA kullanılarak üretilen ÜPMY desenlerinde en düşük % şekil değişimi, Gyroid deseninde % 12 iken en yüksek şekil değişimi 3D Hex deseninde % 15 olarak bulunmuştur. Şekil 3.17 (b) PLA+HAp+TPE kullanılarak üretilen ÜPMY modellerinde en düşük % şekil değişimi, Gyroid deseninde % 31 iken en yüksek şekil değişimi Schwarz D deseninde % 41 olarak bulunmuştur. PLA ve PLA+HAp+TPE ham malzemelerinden üretilmiş Gyroid desenleri arasında % şekil değişim değeri arasında % 158 fark vardır.

Şekil 3.19'daki grafik incelendiğinde PLA kullanılarak üretilen ÜPMY desenlerinin akma noktasından sonra stabil bir gerilim sergilerken PLA+HAp+TPE kullanılarak üretilen ÜPMY desenleri giderek artan bir gerilim sergilemişlerdir.



Şekil 3.19. % 15 doluluk oranına sahip ÜPMY modellerinin (a) PLA (b) HAp+PLA+TPE basma gerilim-şekil değişim grafiği

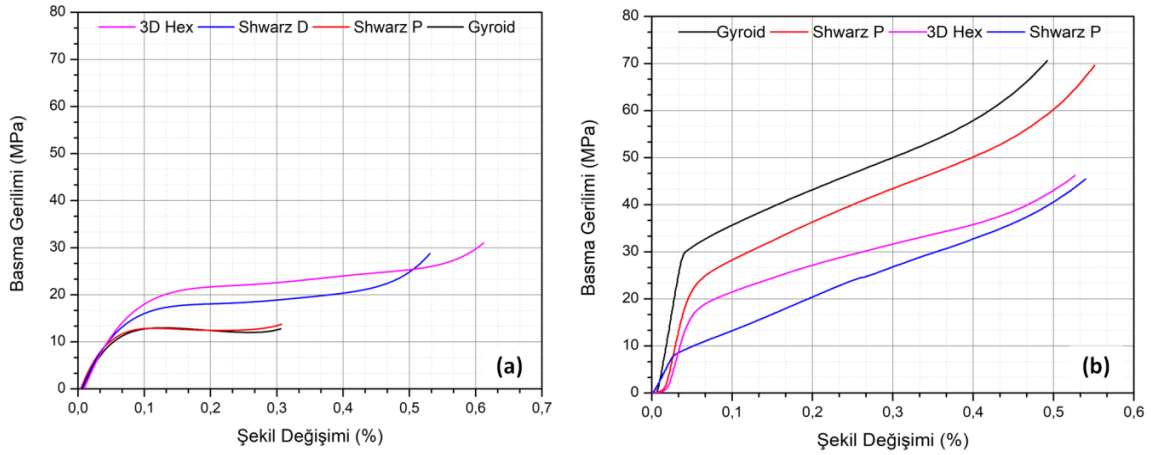
ÜPMY modelleri arasında en yüksek akma mukavemetine sahip olan Schwarz D modelleri kıyaslandığında PLA modelinin ortalama akma mukavemeti15,08 MPa iken PLA+HAp+TPE kompozit modelinin ortalama akma mukavemeti PLA' ya kıyasla % 274 daha yüksek olarak 56,49 MPa bulunmuştur (Şekil 3.20).



Şekil 3.20. %15 doluluk oranına sahip ÜPMY modellerinin (a) PLA (b) HAP+PLA+TPE basma gerilim-basma modülü sütun grafiği

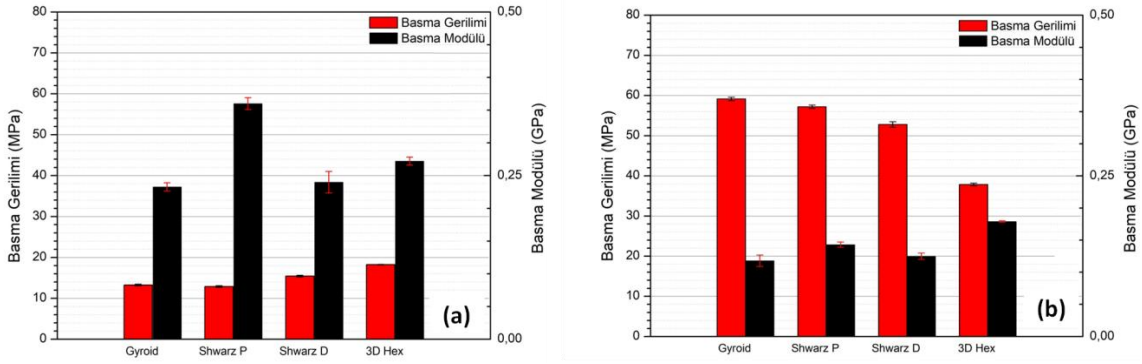
Şekil 3.20'de görüldüğü gibi PLA kullanılarak üretilen ÜPMY desenleri arasında en yüksek ortalama basma modülü Gyroid' e (0,6 GPa) aitken en düşük ortalama basma modülü Schwarz P (0,3 GPa) ye aittir. PLA+HAp+TPE kullanılarak üretilen ÜPMY desenlerine bakıldığında ise en yüksek ortalama basma modülü (0,2 GPa) yine Gyroid' e aitken en düşük ortalama basma modülü (0,11 GPa) elastikiyet modülü Schwarz D' ye aittir. Gyroid desenlerine ait basma modülleri incelendiğinde PLA+HAp+TPE kullanılarak üretilen Gyroid, PLA kullanılarak üretilen Gyroid' e kıyasla % 200 daha fazladır.

% 20 Doluluk Oranı Sahip Numuneler; % 20 doluluk oranına sahip ÜPMY geometrilerinden oluşturulmuş basma test numunelerine ait basma gerilim-şekil değişim grafiği Şekil 3.19'da verilmiştir. Akma anında şekil değişimi davranışları incelendiğinde Şekil 3.21 (a) PLA kullanılarak üretilen ÜPMY desenlerinde en düşük % şekil değişimi, Gyroid deseninde % 14 iken en yüksek şekil değişimi Schwarz D deseninde % 35 olarak bulunmuştur. Şekil 3.21 (b) PLA+HAp+TPE kullanılarak üretilen ÜPMY modellerinde en düşük % şekil değişimi, Schwarz D deseninde % 36 iken en yüksek şekil değişimi Schwarz P deseninde % 45 olarak bulunmuştur. PLA+HAp+TPE ve PLA kullanılarak üretilen Schwarz D desenlerine ait % şekil değişim değerleri hemen hemen aynı bulunmuştur.



Şekil 3.21. % 20 doluluk oranına sahip ÜPMY modellerinin (a) PLA (b) HAp+PLA+TPE basma gerilim-şekil değişim grafiği

PLA ve PLA+HAp+TPE kullanılarak üretilen ÜPMY desenlerinden elde edilen sonuçlar incelendiğinde; PLA'da en yüksek akma mukavemetini 3D Hex deseni (17,98 MPa) en düşük akma mukavemetini Schwarz P deseni (12,85 MPa) göstermiştir. PLA+HAp+TPE kullanılarak en yüksek akma mukavemeti Schwarz D deseni (59,23 MPa) gösterirken en düşük akma mukavemetini 3D Hex (37,87 MPa) göstermiştir. PLA+HAp+TPE kullanılarak üretilen 3D Hex modeli PLA kullanılarak üretilen 3D Hex modeline kıyasla % 110 daha fazladır.

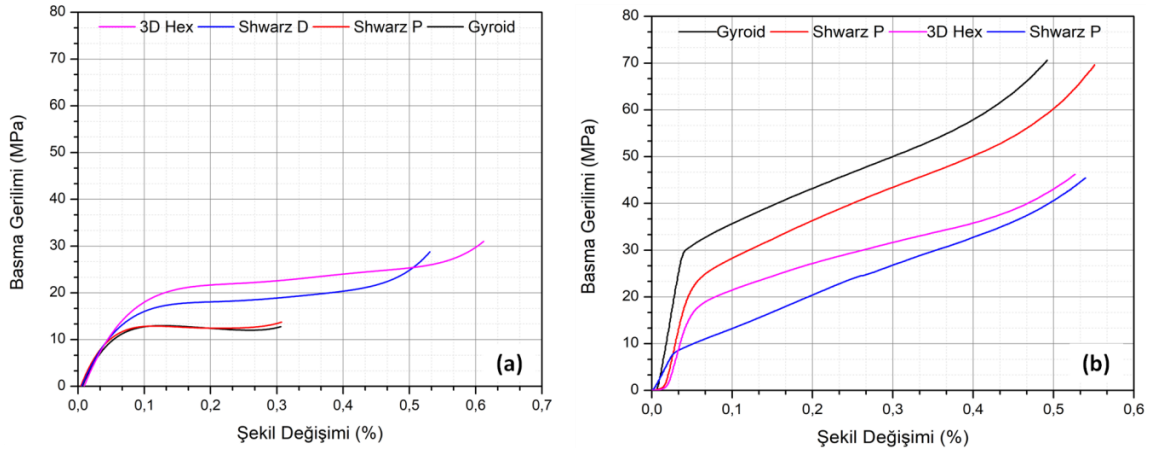


Şekil 3.22. % 20 doluluk oranına sahip ÜPMY modellerinin (a) PLA (b) HAP+PLA+TPE basma gerilim- basma modülü sütun grafiği

Şekil 3.22'de görüldüğü gibi PLA ÜPMY modellerinde ortalama en yüksek ve en düşük basma modülü Schwarz P (0,36 GPa) ve Gyroid'e (0,24 GPa) aitken, PLA+HAp+TPE ÜPMY modellerinde ortalama en yüksek ve en düşük basma modülü 3D

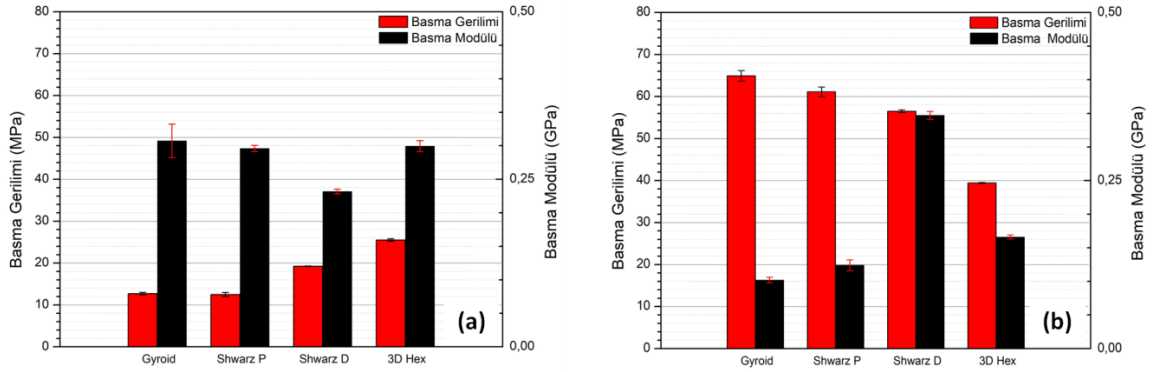
Hex (0,18 GPa) ve Gyroid'e (0,12 GPa) aittir. PLA ve PLA+HAp+TPE kullanılarak elde edilen Gyroid modelleri birbiri ile kıyaslandığında PLA, PLA+HAp+TPE' ye göre % 100 daha fazladır. Trabeküler kemiğin sertliği 0,129 GPa' dır [82] ve 0,12 GPa sertlik değerine sahip olan Gyroid trabeküler kemiğe benzer mekanik özellik sergilemiştir.

% 25 Doluluk oranına Sahip Numuneler; % 25 doluluk oranına sahip ÜPMY geometrilerinden oluşturulmuş basma test numunelerine ait basma gerilim-şekil değişim grafiği Şekil 3.21'de verilmiştir. Akma anında şekil değişimi davranışları incelendiğinde Şekil 3.23 (a) PLA kullanılarak üretilen ÜPMY desenlerinde en düşük % şekil değişimi, Gyroid deseninde % 12 iken en yüksek şekil değişimi 3D Hex deseninde % 40 olarak bulunmuştur. Şekil 3.17 (b) PLA+HAp+TPE kullanılarak üretilen ÜPMY modellerinde en düşük % şekil değişimi, Schwarz D deseninde % 41 iken en yüksek şekil değişimi Schwarz P deseninde % 48 olarak bulunmuştur. PLA ve PLA+HAp+TPE kullanılarak üretilen ÜPMY desenleri arasında en fazla fark PLA'ya (% 12) kıyasla % 308 daha fazla olan PLA+HAp+TPE'de (% 45) % şekil değişimi gösteren Gyroid desenine aittir.



Şekil 3.23. % 25 doluluk oranına sahip ÜPMY modellerinin (a) PLA (b) HAP+PLA+TPE basma gerilim- şekil değişim grafiği

PLA ve PLA+HAP+TPE kullanılarak üretilen ÜPMY modellerlinden elde edilen sonuçlar incelendiğinde; PLA 3D Hex ortalama akma mukavemeti 25,4 MPa' dan PLA+HAp+TPE 3D Hex ortalama basma gerilimi 39,44 MPa' a % 55,3 artış göstermiştir. PLA Gyroid ortalama akma mukavemeti 13.02 MPa' dan PLA+HAp+TPE Gyroid' in ortalama akma mukavemeti 64,93 MPa'a % 398,7 artış sergileyerek ÜPMY modelleri arasında en yüksek artışı gösteren grup olmuştur.



Şekil 3.24. % 25 doluluk oranına sahip ÜPMY modellerinin a) PLA (b) HAP+PLA+TPE basma gerilim- basma modülü sütun grafiği

Şekil 3.24'te görüldüğü gibi PLA ÜPMY modellerinde ortalama en yüksek ve en düşük basma modülü sırasıyla Schwarz P (0,31 GPa) ve Schwarz D' ye (0,23 GPa) aitken, PLA+HAp+TPE ÜPMY modellerinde ortalama en yüksek ve en düşük basma modülü sırasıyla 3D Hex (0,124 GPa) ve Gyroid'e (0,10 GPa) aittir. Lil ve diğerleri [83] kortikal kemiğin sertlik değerinin 0,09 GPa ile 0,2 GPa arasında olduğunu ifade etmişlerdir. % 25 doluluk oranların sahip ÜPMY desenleri kemik sertlik aralığını sağlamaktadır.

Tablo 3.6'da görüldüğü gibi 3B basma test numunelerine ait mekanik ve fiziksel özelliklerine ait sonuçlar verilmiştir. Burada PLA ham malzemesi kullanılarak üretilen numunelerde 3,18 g/cm^2 yoğunluğundaki % 25 3D Hex numunelerinde en yüksek özgül dayanım ve şekil değişimi görülmüştür. Bunlar sırasıyla 5,5 MPa ve % 0,4 olarak bulunmuştur.

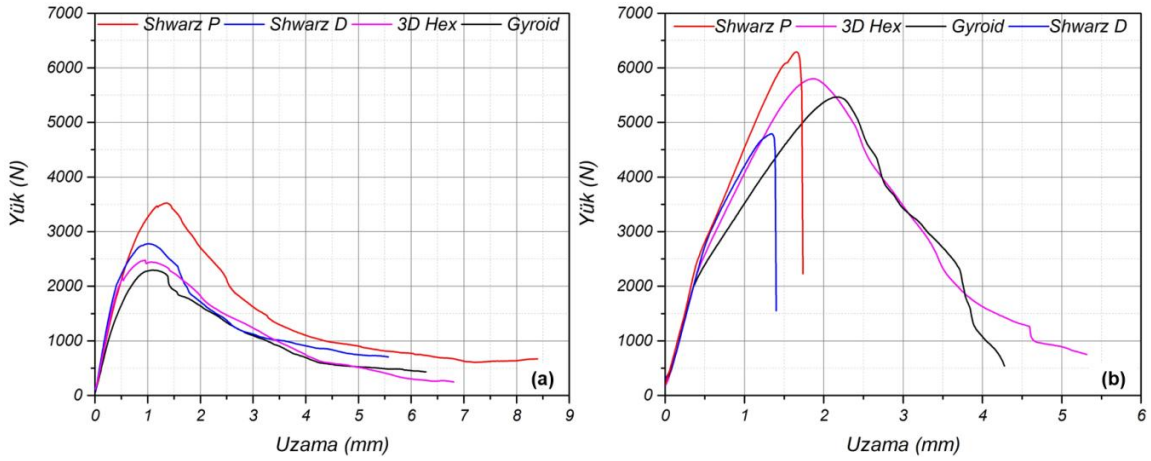
PLA+HAP+TPE ham malzemeleri ile üretilen 3B numunelerde ise en yüksek özgül dayanımı 6,4 g/cm^2 yoğunluğundaki % 45 şekil değişimi yapmış olan % 25 Gyroid numunesinde 10,1 MPa olarak gözlemlenmiştir. PLA+HAP+TPE % 25 Gyroid test grubunun özgül dayanımın PLA % 25 3D Hex grubunun iki katı değerde olduğu gözlemlenmiştir.

Tablo 3.6. ÜPMY 3B basma test numunelerinin mekanik ve fiziksel özellikleri

Malzeme	Doluluk (%)	Model	Akma Mukavemeti (MPa)	Basma Modülü (GPa)	Şekil Değişimi (%)	Yoğ. (g/cm^3)	Özgül Dayanım (MPa g/cm^3)
PLA	15	Gyroid	12,38	0,6	12	4,59	2.7
		Schwarz P	13,01	0,3	14	5,13	2.5
		Schwarz D	15,08	0,41	18	5,21	2.9
		3D Hex	15,73	0,31	15	6,32	2.4
	20	Gyroid	13,57	0,24	14	3,73	3,6
		Schwarz P	12,85	0,36	15	3,85	3,3
		Schwarz D	15,42	0,24	35	4,05	3,8
		3D Hex	17,98	0,27	20	5,23	3,5
	25	Gyroid	13,02	0,3	12	3,07	4,1
		Schwarz P	12,92	0,31	14	3,18	3,9
		Schwarz D	19,22	0,23	33	3,53	5,4
		3D Hex	25,49	0,3	40	3,18	5,5
PLA + HAP + TPE	15	Gyroid	26,82	0,2	31	8,53	3,1
		Schwarz P	53,73	0,12	40	10,29	5,2
		Schwarz D	56,49	0,11	41	7,7	7,3
		3D Hex	33,91	0,14	40	12,7	2,7
	20	Gyroid	59,23	0,12	39	8,6	6,9
		Schwarz P	57,21	0,14	45	7,7	7,4
		Schwarz D	52,8	0,13	36	7,8	6,7
		3D Hex	37,87	0,18	44	9,5	4
	25	Gyroid	64,93	0,10	45	6,4	10,1
		Schwarz P	61,14	0,124	48	6,3	9,7
		Schwarz D	56,5	0,34	41	6,8	8,3
		3D Hex	39,44	0,16	5	7,9	5

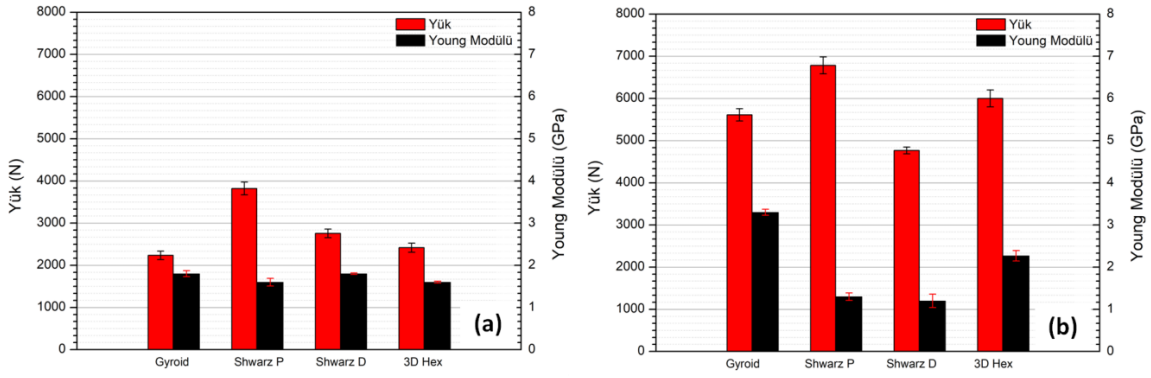
3.5.2.2. Vida Çekme Testleri

%15 Doluluk Oranlarına Sahip Numuneler; Üçlü periyodik yüzey model geometrilerine sahip % 15 doluluk oranlarındaki test numunelerine uygulanılan testler sonucunda, PLA ile üretilen 3B modellerde ortalama en yüksek ve en düşük yük (N) sırasıyla Shwarz P ve Gyroid' de gözlemlenmiştir. HAP+PLA+TPE ham malzemelerinden üretilen 3B modellerde en yüksek ve en düşük ortalama yük (N) değeri sırasıyla, Shwarz P ve Shwarz D' de görülmektedir (Tablo 3.7).



Şekil 3.25. % 15 doluluk oranına sahip ÜPMY vida çekme modellerine ait (a) PLA (b) HAp+PLA+TPE yük-uzama eğim grafiği

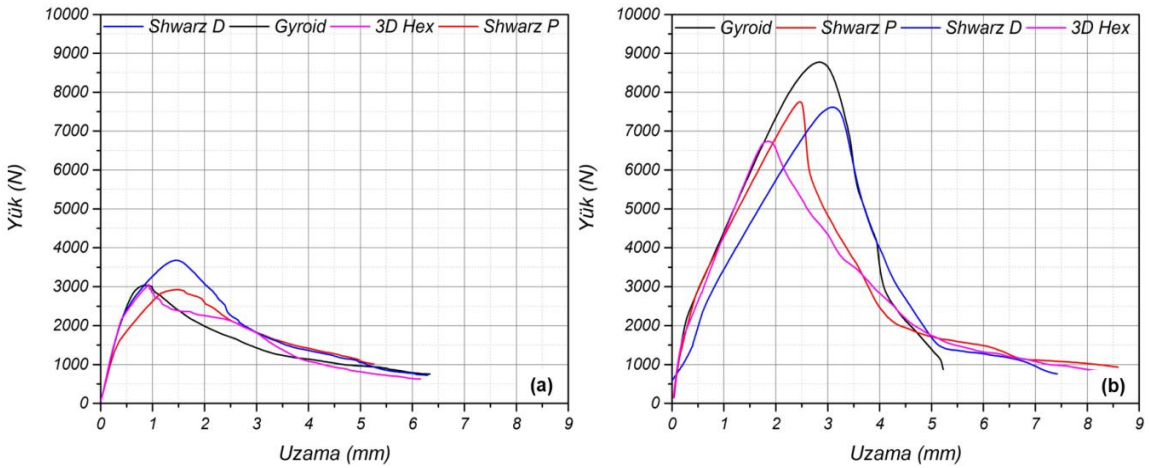
PLA ve PLA+HAp+TPE kullanılarak üretilen ÜPMY desenlerinden elde edilen modellerin vida çekme test sonuçları incelendiğinde PLA Schwarz P ortalama yükü 3442 N' dan kompozit Schwarz P ortalama yükü 6783 N' a % 97,06 artış göstermiştir. % 15 doluluk oranına sahip ÜPMY desenler arasında Gyroid test gruplarında PLA modellerinin yük değeri 2235 N' dan PLA+HAp+TPE modellerinin yük değeri 3165 N' a % 151 artış göstererek en fazla artışı göstermiştir.



Şekil 3.26. % 15 doluluk oranına sahip ÜPMY vida çekme modellerine ait (a) PLA (b) HAp+PLA+TPE yük-Young modülü sütun grafiği

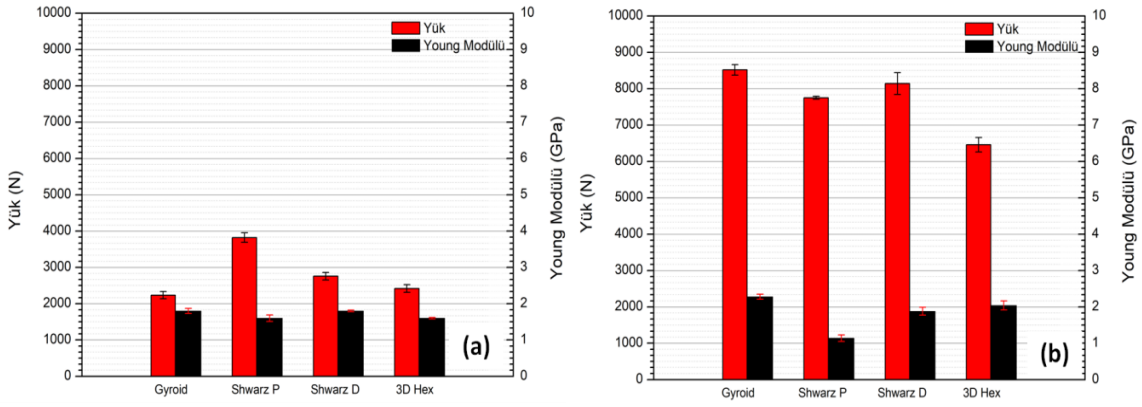
Şekil 3.26'da görüldüğü gibi PLA ÜPMY modellerinde ortalama en yüksek ve en düşük Young modülü Schwarz D, Gyroid'de (1,8 GPa) ve Schwarz P (1,5 GPa) aitken, kompozit ÜPMY modellerinde ortalama en yüksek ve en düşük Young modülü Schwarz P ile Schwarz D' de (0,1 GPa) ve Gyroid ile 3D Hex' de (0,2 GPa) aittir.

% 20 Doluluk Oranlarına Sahip Numuneler; ÜPMY desenlerine sahip % 20 doluluk oranlarındaki test numunelerine uygulanılan testler sonucunda, PLA ile üretilen 3B modellerde ortalama en yüksek ve en düşük şekil değişimi (mm) sırasıyla Schwarz D ve Schwarz P' de gözlemlenmiştir.(Tablo 3.7).



Şekil 3.27. % 20 doluluk oranına sahip ÜPMY vida çekme modellerine ait (a) PLA (b) HAp+PLA+TPE yük-uzama eğim grafiği

PLA ve PLA+HAP+TPE ham malzemeleri ile üretilen ÜPMY modellerlinden elde edilen vida çekme test sonuçları incelendiğinde; PLA Gyroid ortalama yükü 3044 N'dan kompozit Gyroid ortalama yükü 8517 N' a % 179,8 artış ile en fazla artışı sergilerken PLA 3D Hex ortalama yükü 3106 N' dan kompozit Gyroid ortalama yükü 6460 N' a % 107,6 artış ile en az artışı sergilemiştir.

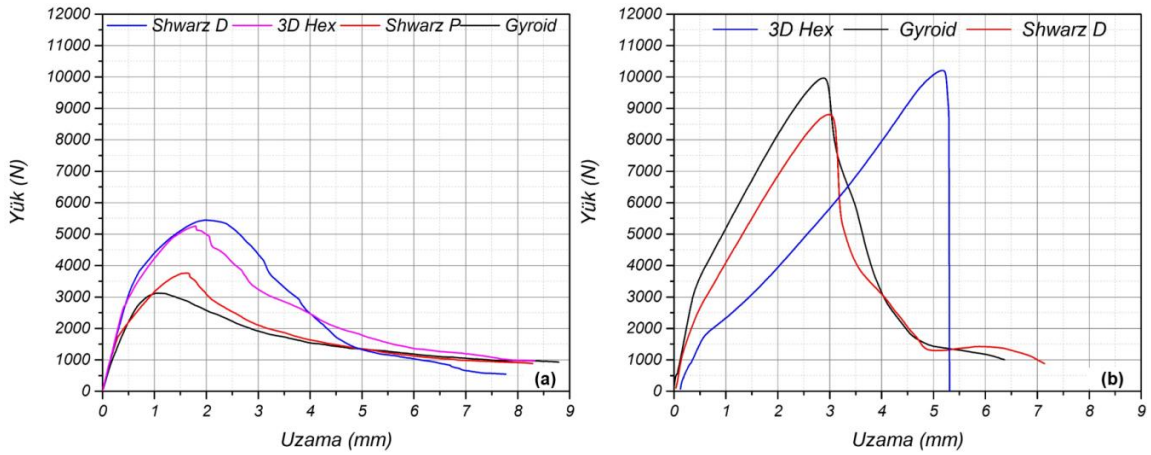


Şekil 3.28. % 20 doluluk oranına sahip ÜPMY vida çekme modellerine ait (a) PLA (b) HAp+PLA+TPE yük-Young modülü sütun grafiği

Şekil 3.28'de görüldüğü gibi PLA ÜPMY modellerinde ortalama en yüksek ve en düşük Young modülü Schwarz D (1,54 GPa) ve 3D Hex (1,24 GPa) aitken, kompozit ÜPMY modellerinde ortalama en yüksek ve en düşük young modülü Schwarz P' de (0,04 GPa) ve 3D Hex' de (0,2 GPa) aittir.

% 25 Doluluk Oranlarına Sahip Numuneler; Üçlü periyodik yüzey model geometrilerine sahip % 25 doluluk oranlarındaki test numunelerine uygulanılan testler sonucunda, PLA ile üretilen 3B modellerde ortalama en yüksek ve en düşük yük (N) sırasıyla Schwarz D ve Gyroid' de gözlemlenmiştir. PLA+HAp+TPE' den üretilen 3B modellerde en yüksek ve en düşük ortalama yük (N) değeri sırasıyla, Gyroid ve 3D Hex' de görülmektedir (Tablo 3.7).

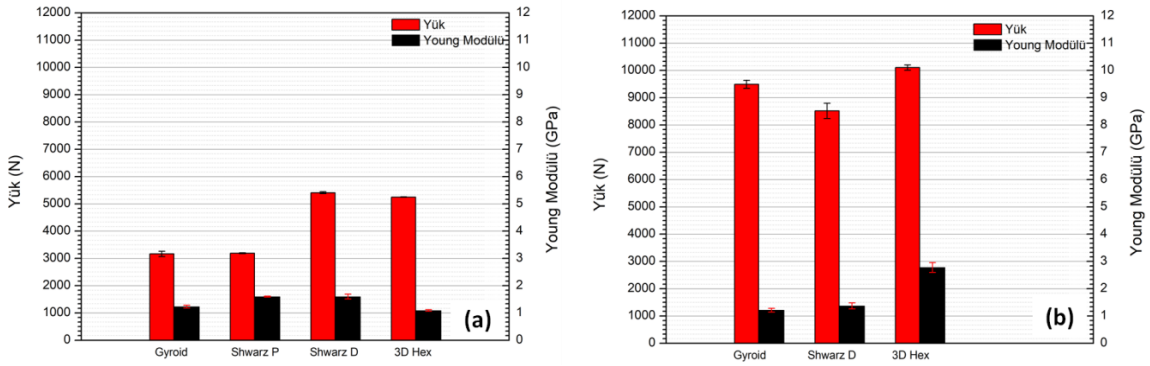
PLA ve PLA+HAp+TPE ham malzemeleri ile üretilen ÜPMY modellerlinden elde edilen vida çekme test sonuçları incelendiğinde; PLA Gyroid ortalama yükü 3165 N' dan kompozit Gyroid ortalama yükü 9462 N' a % 199 artış ile en fazla artışı sergilerken PLA Schwarz D ortalama yükü 5411 N' dan kompozit Gyroid ortalama yükü 8519 N' a % 57,4 artış ile en az artışı sergilemiştir. Kadavra kemiğe uygulanılan vida çekme testleri sonucunda sağlıklı omur kemiğin yaklaşık dayanımı 900-1200 N arasında olduğunu ifade etmişlerdir. % 25 doluluk oranındaki Gyroid modeli bu dayanımın neredeyse 10 katı kadar bir değere sahiptir [83].



Şekil 3.29. % 25 doluluk oranına sahip ÜPMY vida çekme modellerine ait (a) PLA (b) HAp+PLA+TPE yük-uzama eğim grafiği

Şekil 3.29'da görüldüğü gibi PLA ÜPMY modellerinde ortalama en yüksek ve en düşük Young modülü Schwarz P (1,62 GPa) ve 3D Hex (1,1 GPa) aitken, kompozit

ÜPMY modellerinde ortalama en yüksek ve en düşük Young modülü 3D Hex (0,04 GPa) ve Schwarz D (0,2 GPa) dır.



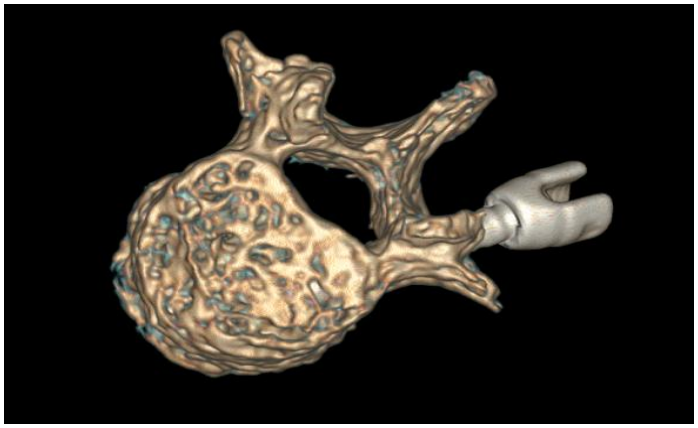
Şekil 3.30. % 25 doluluk oranına sahip ÜPMY vida çekme modellerine ait (a) PLA (b) HAp+PLA+TPE yük-Young Modülü sütun grafiği

Tablo 3.7. ÜPMY 3B vida çekme test numunelerinin mekanik ve fiziksel özellikleri

Malzeme	Doluluk (%)	Model	Basma Gerilimi (MPa)	Yük (N)	Young Modülü (GPa)	% Şekil Değişimi	Yoğ. (g/cm^3)
PLA	15	Gyroid	16,8	2235	1,8	1,81	4,08
		Schwarz P	26,33	3443	1,5	2.3	4,52
		Schwarz D	20,8	2757	1,8	2	14,09
		3D Hex	18,2	2418	1,6	1,52	4,24
	20	Gyroid	23	3044	1,32	1,55	3,32
		Schwarz P	22	2916	1,42	1,81	3,36
		Schwarz D	25	3.317	1,54	2,25	3,57
		3D Hex	23,4	3106	1,24	1,55	3,62
	25	Gyroid	23,8	3165	1,23	1,7	2,9
		Schwarz P	24,03	3188	1,62	2,7	2,8
		Schwarz D	40,8	5411	1,15	3,7	3,24
		3D Hex	39,6	5248	1,1	2,9	3,05
PLA + HAP + TPE	15	Gyroid	42,3	5610	0,02	3,6	6,94
		Schwarz P	51,3	6783	0,01	3,087	9,03
		Schwarz D	36,33	4766	0,01	2,05	7,9
		3D Hex	45,2	5999	0,02	3,3	7,6
	20	Gyroid	66,15	8517	0,03	5,05	6,42
		Schwarz P	58,43	7751	0,02	4,1	6,25
		Schwarz D	61,37	8147	0,035	5,22	6.23
		3D Hex	48,7	6460	0,04	4,25	6,4
	25	Gyroid	69	9492	0,031	4,6	5,3
		Schwarz D	66,34	8519	0,02	4,5	5,5
		3D Hex	76,2	10106	0,04	8,06	5,43

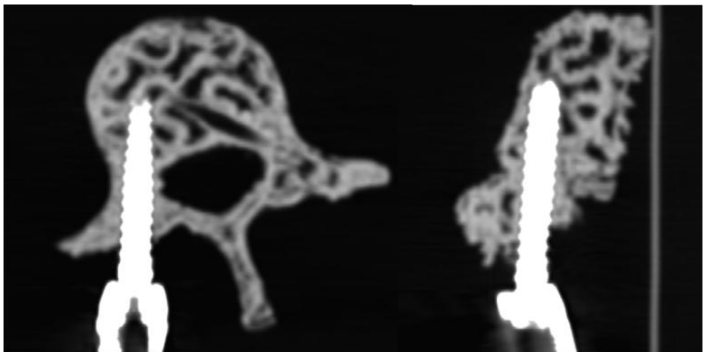
3.6. 3B Omur Modellerine Ait Bilgisayarlı Tomografi Görüntüleri

PLA ve PLA+HAp+TPE filamentlerinden üretilen her bir ÜPMY desen grubu için % 15, % 20, % 25 doluluk oranlarındaki test numunelerine ait basma testinde en yüksek basma modülü PLA+HAp+TPE filamentinden üretilen % 25 Gyroid desenine aittir. Ayrıca, vida çekme testinde hem test sürecindeki gösterdiği davranış hem de test sonuçlarına göre 3D Hex' den sonra en yüksek çekme dayanımı PLA+HAp+TPE filamentinden üretilen % 25 doluluk oranına sahip Gyroid deseni ortaya koymuştur. Bu neden ile 3B omur modellerinin oluşturulmasında hammadde olarak PLA+HAp+TPE kullanılmıştır ve kemikte bulunan süngerimsi yapıyı taklit etmek için Gyroid modeli 3B omur modelinin % 25' i dolu olacak şekilde üretilmiştir.



Şekil 3.31. %25 Gyroid modeline ait 3B katı omur modeli

3B omur modellerine pedikül vida başarılı bir şekilde atılmıştır. Daha sonrasında 3B omur BT görüntüleri alınmıştır. 3B katı omur modelinden alınan BT görüntüleri DICOM üzerinden işlenerek kemik görünümü kullanılmıştır. 3B omur modellerine ait 3B görüntüler Şekil 3.31’ de 2 B görüntü Şekil 3.32’ de verilmiştir. Şekil 3.31’de görüldüğü gibi elde edilen görselde yer yer parlamalar ve renk farklılıkları görülmektedir. Bu renk farklılıkları ve parlamalar HAp etkisiyle oluşmuştur. Şekil 3.32’ de ise pedikül vidanın pedikülden kanal boyunca girişi ve vidanın yerleşkesi görülmektedir. Ayrıca bu görsel üzerinden modele ait desen ve doluluk oranı açık bir şekilde görülmektedir.



Şekil 3.32. %25 Gyroid modeline ait 2B katı omur modeli

4. SONUÇLAR

- Hidroksiapatit üretim yöntemlerinde Kalsinasyon yöntemi yaş çökeltme yöntemine kıyasla zaman, maliyet, ürün verimliliği, fiziksel ve kimyasal özellikleri açısından daha verimlidir.
- PLA-HAp katkılı kompozitlerin TPE katkılı ve katkısız olan modellerinin yüzeylerinde HAp'in dağılımı ve yüzeydeki gözeneklilk oranlarında bariz değişimler görülmüştür. TPE katkılı modellerde daha düz bir görüntü elde edilirken TPE katkısız kompozitlerde daha gözenekli bir görünüm elde edilmiştir.
- XRD ve FTIR analizleri incelendiğinde oluşan HAp katkılı tüm kompozitlerde hem PLA' ya hem de HA'e ait karakteristik özellikler gözlemlendi.
- BU tez çalışmasında amorf PLA kullanıldığı için DSC analizlerinde sadece camsı geçiş sıcaklıkları gözlemlendi. Ayrıca HAp katkılı kompozitlerde camsı geçiş sıcaklığı PLA'ya kıyasla daha az olarak bulundu.
- 3B standart test numunelerinden elde edilen sonuçlara göre genel olarak Pla en iyi sonuçları gösterirken PLA+HAp katkılı numunelerde en düşük değerler görülmüştür. PLA+HAp içerisinde TPE kullanılan numunelerden elde edilen sonuçlara göre PLA+HAp'ın sahip olduğu düşük mekanik özelliklerin iyileştiği gözlemlenmiştir.
- ÜPMY modellerine ait basma testlerinde genel olarak en yüksek değerler Schwarz D ve 3D Hex modellerinde görülmüştür. Pullout testlerinde ise genel olarak Gyroid ve 3D Hex arasında gözlenmiştir.
- 3D Hex ÜPMY modelleri için uygulanılan her iki test yönteminde genel olarak en iyi sonuçları vermesine rağmen 3B katı omur modellerinin oluşturulmasında tercih edilmemiştir. Bunda en büyük etken vida çekme testleri için pedikül vida atımında oluşan gerilimden dolayı malzemede erime yapması ve doğru vida atımının gerçekleşmemesidir.

5. ÖNERİLER

- Bu çalışmada sadece ağırlıkça % 10 HA katkılı kompozitler kullanılmıştır. Farklı oranlarda çalışmalar yapılarak PLA içerisinde farklı ağırlık oranlarına sahip HA'in etkisi incelenebilir.
- % 25 doluluk oranına sahip Gyroid modeli insan vücudunda bulunan farklı kemik bölgeleri üzerinde çalışmalar yapılarak incelenebilir.
- Oluşturulan 3B kemik modeli geliştirilerek tıp anabilim dalında alınan eğitimlerde öğrencilere eğitim modülü olarak kullanılabilir.
- Cerrahi uygulamalarda 3B omur modelleri kullanılabilir.
- Kemik biyomekanik özelliklerini yakınsamak için Hidroksiapatit ve β-Trikalsiyum fosfatın beraber kullanıldığı çift fazlı çalışmalar bulunmaktadır. Bu çalışmalar göz önünde bulunarak PLA için kullanılacak katkı malzemesi yeniden düzenlenerek 3B omur modelleri oluşturulrak mekanik özellikleri üzerinde çalışılabilir.

6. KAYNAKLAR

1. Köseoğlu, N.C., Hidroksiapatit/ Biyoaktif Cam İnce Filmlerinin Üretilmesi ve in vitro Davranışlarının İncelenmesi, Yüksek Lisans Tezi, GYTE Mühendislik ve Fen Bilimleri Enstitüsü, Gebze, Türkiye, 2009.

2. Hench, L.L. ve Wilson, J., An Introduction to Bioceramics, 1. Baskı, 1-8, World Scientific Publishing Co. Pte. Ltd., Singapore, 1993.

3. Evis,Z., Çeşitli İyonlar Eklenmiş Nano Hidroksiapatitler: Üretim Yöntemleri, İç Yapı, Mekanik ve Biyouyumluluk Özellikleri Yönlerinden İncelenmesi, International Journal of Research and Development, 3,1 (2011).

4. Lin, D.Y. ve Wang X.X., A novel method to synthesize hydroxyapatite coating with hierarchical structure, Colloids and Surfaces B: Biointerfaces, 82,2 (2011) 637-640.

5. Weiner, S. ve Wagner H.D., The material bone: structure-mechanical function relations, Annual Review of Material Science, 28(1998) 271-298.

6. Elliott, J.C., Wilson R.M. ve Dowker S.E.P., Apatite Structures. Copyright (c) JCPDS-International Centre for Diffraction Data. Advances in Xray Analysis 20.

7. Rujitanapanicha,S., Kumpapanb, P. ve Wanjanoic, P., Synthesis of Hydroxyapatite from Oyster Shell via Precipitation, Energy Procedia, 56 (2014) 112 – 117.

8. Correia, R.N., Magalhaes, M.C.F., Marques, P.A.A.P., Senos, A.M.R., Wet synthesis and characterization of modified hydroxyapatite powders, Journal of Materials Science: Materials in Medicine, 7 (1996) 501.

9. Murugan, R. ve Ramakrishna S., Development of nanocomposites for bone grafting, Composite Science and Technology, 65,15-16 (2005) 2385-2406.

10. Khoo1, W., Nor1, F.M., Ardhyananta, H., ve Kurniawan, D., Preparation of Natural Hydroxyapatite from Bovine Femur Bones Using Calcination at Various Temperatures, Procedia Manufacturing, 2 (2015) 196 – 201.

11. Cox, S., Hydrothermal synthesis of nano-crystalline hydroxyapatite, Birmingham Üniversitesi, Ceram, 2014.

12. Luo, P. ve Nieh, T.G., Synthesis of ultrafine hydroxyapatite particles by a spray dry method, Materials Science and Engineering: C, 3,2 (1995) 75- 78.

13. Chen, H., Chen, Y., Orr, B.G., Banaszak-Holl, M., Majoros, I. ve Clarkson, B.H., Nanoscale Probing Of The Enamel Nanorod Surface Using Polyamidoamine Dendrimers, ACS Publications, 20(2004) 4168-4171.

14. Bouyer, E., Gitzhofer, F. ve Boulos, M.I., Morphological study of hydroxyapatite nanocrystal suspension, Journal Material Science Material and Medicine, 11(2000) 523-31.

15. Webster, T.J., Siegel R.W. ve Bizios R., Enhanced surface and mechanical properties of nano phase ceramics to achieve orthopaedic/dental implant efficacy, Key Engineering Materials, 192-195(2001) 321-324.

16. Ren, J., Biodegrable Poly (Lactic Acid): Syntehis, Modification,Processing and Applications, Springer, Newyork, 2011.

17. https://3dbaskial.com/pla-flament-ile-urun-baskisi/ 22.09.2021,23:08.

18. Auras, R., Lim, L-T., Selke, S.E.M. ve Tsuji, H., Poly (Lactic Acid): Synthesis, Structures, Properties, Processing, and Applications, WILEY, Canada, 2010.

19. https://tr.wikipedia.org/wiki/Plastik_enjeksiyon, 22.09.2021, 23:08.

20. https://tr.wikipedia.org/wiki/Plastik_ekstruderi, 22.09.2021, 23:08.

21. Baird, D.G., Polimer İşleme, Üçüncü Baskı, Fiziksel Bilim ve Teknoloji Ansiklopedisi, 2003.

22. Stevenson, J. F., Özel Polimerler ve Polimer İşleme, Kapsamlı Polimer Bilimi ve Takviyeleri, 1989.

23. Tatlı, O., Özgül, H.G., Üç Boyutlu Yazıcı Tasarımı, İmalatı ve Dolgu Geometrisinin Mekanik Özelliklere Etkisi, Icontech Internatıonal Journal of Surveys, Engineering,Technology, (2020) 2717-7270.

24. Youssef, A., Hollister, S.J. ve Dalton, P.D., Additive manufacturing of polymer melts for implantable medical devices and scaffolds, Biofabrication, 9(2017) 012002.

25. Ma, J., Wang, C. ve Peng K.W., Electrophoretic deposition of porous hydroxyapatite scaffold', Biomaterials, 24(2003) 3505-3510.

26. Slosarczyk, A., Szymura-Oleksiak, J. ve Mycek, B., The kinetics of pentoxifylline release from drug-loaded hydroxyapatite implants, Biometarials, 21(2000) 1215-1221.

27. Takahashi, Y., Yamamoto, M. ve Tabata, Y., Osteogenic differentiation of mesenchymal stem cells in biodegradable sponges composed of gelatin and β-tricalcium phosphate, Biomaterials, 26,17(2005) 3587–3596.

28. Fu, C., Zhang, X., Savino, K., Gabrys, P., Gao, Y. ve Chaimayo, W., Antimicrobial silver-hydroxyapatite composite coatings through two-stage electrochemical synthesis. Surface and Coating Technology, 301(2016) 13–19.

29. Dorozhkin, S.V., Calcium orthophosphate deposits: preparation, properties and biomedical applications, Materials and Science Engineering: C, 55(2015) 272–326.

30. Akindoyo, J.O., Beg, MDH., Ghazali, S., Heim, HP. ve Feldmann, M., Effects of surface modification on dispersion, mechanical, thermal and dynamic mechanical properties of injection molded PLA-hydroxyapatite composites, Composites: Part A, 103(2017) 96-105.

31. Corcione, C. E., Gervaso F., Scalera, F., Montagna F., Maiullaro T., Sannino, A. ve Maffezzoli, A., 3D printing of hydroxyapatite polymer-based composites for bone tissue engineering", Journal Polymer Engineering, 37,8 (2016) 741-746.

32. Corcione, C. E., Gervaso, F., Scalera, F., Montagna, F., Sannino, A. ve Maffezzoli, A., The feasibility of printing polylactic acid–nanohydroxyapatite composites using a low-cost fused deposition modeling 3D printer, Journel Applied Polymer Science, 134(2017) 13.

33. Wang, T., Chow, L.C., Frukhtbeyn, S.A., Ting, A.H., Dong, Q., Yang, M. ve Mitchell J.W., Improve the strength of PLA/HA composite through the use of surface initiated polymerization and phosphonic acid coupling agent, Journal of Research of the National Institute of Standards and Technology, 116,5 (2011) 785–796,

34. Reverchon, E., Pisanti, P. ve Cardea, S., Nanostructured pllahydroxyapatite scaffolds produced by a supercritical assisted technique, Industrial and Engineering Chemistry Research, 48,11(2009) 5310-5316.

35. Senatov, F.S., Niaza, K.V., Zadorozhnyy, M.Yu., Maksimkin, A.V., Kaloshkin, S.D. ve Estrin, Y.Z., Mechanical properties and sHApe memory effect of 3D-printed PLA-based porous scaffolds" Journal of the Mechanical Behaviour of Biomedical Materials, 57(2016),139-148.

36. Kaya, İ., Şahin, M.C., Cingöz, İ.D., Aydın, N., Atar, M., Kızmazoğlu, C., Kavuncu, S. ve Aydın, H.E., Three Dimensional Printing and Biomaterials in the Repairment of Bone Defects;Hydroxyapatite PLA Filaments, Turkish Journal of Medicine Sciences, 49(2019) 922-927.

37. McGurk, M., Amis, A.A., Potamianos, P. ve Goodger, N.M., Rapid prototyping techniques for anatomical modelling in medicine, Annals Royal College Surgeons England, 79,3 (1997) 169-174.

38. Kapfer , S.C., Hyde , S.T., Mecke , K., Arns, C.H. ve Schroder-Turk, G.E., Minimal surface scaffold designs for tissue engineering, Biyomateryaller, 32(2011) 6875-6982.

39. Top, N., Şahin, İ. ve Gökçe, H., Doku Mühendisliğinde Yapay Kemik İskelesi Tasarımı, Selcuk University Journal of Engineering Sciences, 18,3 (2019).

40. Melchels, F.P., Barradas, A.M., Van, B.C.A., De, B.J., Feijen, J. ve Grijpma, D.W., Effects of the Architecture of Tissue Engineering Scaffolds on Cell Seeding and Culturing, Acta Biomaterialia, 6,11(2010) 4208-4217.

41. Melchels, F.P., Bertoldi, K., Gabbrielli, R., Velders, R.H., Feijen, J. ve Grijpma, D.W., Mathematically Defined Tissue Engineering Scaffold Architectures Prepared by Stereolithography, Biomaterials, 31,27(2010) 6909-6916.

42. Yan, C., Hao, L., Hüseyin, A. ve Genç, P., Ti-6Al-4V triply periodic minimal surface structures for bone implants fabricated via selective laser melting, Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials, 51 (2015) 61-73.

43. Abueidda, D.W., Elhebeary, M., Shiang, C-S., Pang, S., Al-Rub, R.K.A, ve Iwona,M.J., Mechanical properties of 3D printed polymeric Gyroid cellular structures: Experimental and finite element study, Materials & Design, 165(2019) 107597.

44. https://www.researchgate.net/figure/The-three-canonical-TPMSs-and-their-graphitic-counterparts-a-Schwarzs-P-surface-b_fig2_264234165 , 22.09.2021.

45. https://www.sandvik.coromant.com/tr-tr/industrysolutions/medical/pediclescrew/pages/default.aspx, 26.09.2021 15:54

46. Demir, T. ve Başgül, C., The Pullout Performance of Pedicle Screws, Springer, 2015.

47. 47. Yalnız, E., Çiftdemir, M., Eskin, D. ve Dülger, H., The Safety of Pedicle Screw fixation in the thoracic spine, Acta Orthopaedıca Traumatologıca et Turcıca, 43,6 (2009) 522-527.

48. Bircan, D.A. ve Çetin, A., Pull out Performance of Medical screw used in Orhopaedic Surgeries, Çukurova Üniversitesi Mühendislik Mimarlık Fakültesi Dergisi, 31,ÖS2(2016) 221-228.

49. Halvorson, T.L., Kelley, L.A., Thomas, K.A., Whitecloud, T.S. ve Cook, S.D, Effects of bone mineral density on pedicle screw fixation, Spine, 19,21 (1994) 2415-2420.

50. Dvorak, M.F., Pitzen, T., Zhu, Q., Gordon, J.D., Fisher, C.G. ve Oxland, T.R., Anterior cervicalplate fixation: a biomechanical study to evaluate the effects of plate design,endplate preparation, and bone mineral density, Spine, 30(2005),294–301.

51. Ramaswamy, R., Evans, S. ve Kosashvili, Y., Holding power of variable pitch screws inosteoporotic, osteopenic and normal bone: are all screws created equal?, Injury, 41,2 (2010),179–83.

52. An, Y.H. ve Draughn, R.A., Mechanical Testing of Bone and The Bone-Implant interface, CRC Pres LLC, USA, 2000.

53. Günaydın, R. ve Karatepe A.G., Kemiğin Biyomekanik Özellikleri ve Yaş ile İlişkili Kırıkların Biyomekaniği, Osteoporoz Dünyasından, 13,2(2007) 44-8.

54. Turner, C.H. ve Burr, D.B., Basic biomechanical measurements of bone: A tutorial, Bone, 14,4 (1993) 595-608.

55. Bouxsein, M.L., Biomechanics of Age-Related Fractures, Osteoporosis (Second Edition) 1(2001), 509-531.

56. Friedman, A.W., Important determinants of bone strength Beyond bone mineral density, Journal of Clinical Rheumatology, 12,2(2006) 70-77.

57. Bouxsein, M.L., Determinants of skeletal fragility, Best Practise&Research Clinical Rheumatology, 19,6 (2005) 897-911.

58. Khoo, W., Ne F. M., Ardhyananta, H., ve Kurniawan D., Preparation of Natural Hydroxyapatite from Bovine Femur Bones Using Calcination at Various Temperatures, Procidia Manufacturing, 2(2015) 196 – 201.

59. Ramesh, S., Loo, Z.Z., Tan, C.Y., Chew, W. K., Ching, Y. C., Tarlochan, F., Chandran, H., Krishnasamy, S., Bang, L.T. ve Sarhan, A.A., Characterization of biogenic hydroxyapatite derived from animal bones for biomedical applications, Ceramics International, 44,9(2018) 10525-10530.

60. Çakmak, S., Kemik Doku Onarımı için Hidroksiapatit / Peptit amfil Bazlı Nanokompozit Doku İskelelerinin Geliştirlmesi", Doktora Tezi, Hacettepe Üniversitesi, Nanoteknoloji ve Nanotıp Anabilim Dalı,Ankara, 2015.

61. Corcione, C.E., Gervaso, F., Scalera, F., Padmanabhan, S. K., Madaghiele, M., Montagna, F., Sannino, A., Licciulli, A., Maffezzoli A., Highly loaded hydroxyapatite microsphere/ PLA porous scaffolds obtained by fused deposition modelling Ceramics International, 45(2019) 2803-2810.

62. Corcione, C, E., Gervaso, F., Scalera, F., Montagna, F., Maiullaro, T., Sannino A., ve Maffezzoli, A., 3D printing of hydroxyapatite polymer-based composites for bone tissue engineering, Journal Polymer Enginering, 37,8(2017) 741–746.

63. Corcine, C.E., Scalera, F., Gersavo, F., Montagna, Sannio, A. ve Maffezoli, A., One-step solvent-free process for the fabrication of high loaded PLA/ HA composite filament for 3D printing, Journal of Thermal Analysis and Calorimetry, 134 (2018) 575–582.

64. Zhang, B., Wang. L., Song. P., Pei, X., Sun, H., Wu, L., Zhou, C., Wang, K., Fan, Y. ve Zhang, X., 3D printed bone tissue regenerative PLA/HA scaffolds with comprehensive performance optimizations, Materials & Desıgn, 201(2021) 109490.

65. Wu, D. ve Spanou, A., Diez-Escudero, A. ve Persson, C., 3D-printed PLA/HA composite structures as synthetic trabecular bone: A feasibility study using fused

deposition modeling, Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials, 103(2020) 103608.

66. Li, J., Lu, , X.L. ve Zheng, Y.F., Effect of surface modified hydroxyapatite on the tensile property improvement of HA/PLA composite, Applied Surface Science, 255 (2008) 494–497.

67. Zare, R. N., Doustkhah, E.N. ve Assadi, M, H., Three-dimensional bone printing using hydroxyapatite-PLA composite, Materialstoday: Proceedıngs, 42,3(2021) 1531-1533.

68. Yu, S., Sun, J. ve Bai, J., Investigation of functionally graded TPMS structures fabricated by additive manufacturing, Materials and Design, 182(2019) 108021.

69. Abueidda, D. W. ve Bakir, M., Abu Al-Rub , R. K., Bergström, J. S., Sobh, N. A., Jasiuk, I., Mechanical properties of 3D printed polymeric cellular materials with triply periodic minimal surface architectures, Materials and Desıgn, 122(2017) 255-267.

70. Afshara, M., Anarakia, A.P., Montazeriana, H. ve Kadkhodapoura, J., Additive manufacturing and mechanical characterization of graded porosity scaffolds designed based on triply periodic minimal surface architecture, Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials, 62(2016) 481–494.

71. Almeidaa, H. A. ve Bártolo, P. J., Design of tissue engineering scaffolds based on hyperbolic surfaces Structural numerical evaluation, Medical Engineering & Physics, 36,8 (2014) 1033-1040.

72. Ma, S., Tang, Q., Han, X., Feng, Q., Song, J., Setchi, R., Liu, Y., Liu, Y., Goulas, A., Engstrøm, D. S., Tse, Y.Y. ve Zhend, N., Manufacturability, Mechanical Properties, Mass-Transport Properties and Biocompatibility of Triply Periodic Minimal Surface (TPMS) Porous Scaffolds Fabricated by Selective Laser Melting, Materials and Desıgn, 195(2020) 109134.

73. Restrepo, S., Ocampo, S., Ram´ırez, J. A., Paucar, C., ve Garc´ıa, C., Mechanical properties of ceramic structures based on Triply Periodic Minimal Surface (TPMS) processed by 3D printing, Journal of Physics: Conf. Series, 935 (2017) 012036.

74. Tack, P., Victor, J., Gemmel, P. ve Annemans, L., 3D-printing techniques in a medical setting: a systematic literature review, BioMed Eng OnLine, 15(2016) 115.

75. Ventola, C. L. ve M.S., Medical Applications for 3D Printing: Current and Projected Uses, Pharmacy and Therapetics, 39,10(2014) 704-711.

76. Langridge, B., Bsc Hons, Ş.M., BA Hons, B.C., Bsc Hons, E.W., Griffin, M. ve Butler, P., Systematic Review of the Use of 3-Dimensional Printing in Surgical Teaching and Assessment, Journal of Surgical Education 75,1 (2018) 209-211.

77. Garas, M., Vaccarezza, M., Newland, G., McVay-Doornbusch, K. ve Hasani, J., 3D-Printed specimens as a valuable tool in anatomy education: A pilot study, Annals of Anatomy, 219(2018) 57-64.

78. Valverde, I., Three-dimensional Printed Cardiac Models: Applications in the Field of Medical Education, Cardiovascular Surgery, and Structural Heart Interventions Revista Española de Cardiología (İngilizce Baskı), 70,4 (2017) 282–291.

79. Govsa, F., Ozer, M. A., Biceroglu, H., Karakas, A.B., Cagli, S., Eraslan, C. ve Alagoz, A.K., Creation of 3-Dimensional Life Size: Patient-Specific C1 Fracture Models for Screw Fixation, World Neurosurgery, 114(2018) 173-181.

80. Mahmud, K., Azharul, I.Md., Mitsionis, A., Albanis, T. ve Vaimakis, T., Adsorption of direct yellow 27 from water by poorly crystalline hydroxyapatite prepared via precipitation method, Desalination and Water Treatment, 41,1-3 (2012)170-178.

81. Yee, Y.Y., Ching, Y.C., Rozali, S., Hashim, A. ve Sing, R., Preparation and characterization of poly (lactic acid)-based composites reinforced with poly dimethyl siloxane/ultrasound-treated oil palm empty fruit bunc,. Bioresources, 11,1 (2016) 2269-2286.

82. Mathieu, L.M., Mueller, T.L., Bourban, P.E., Pioletti, D.P., Müller, R., Månson, J-A.E., Architecture and properties of anisotropic polymer composite scaffolds for bone tissue engineering, Biomaterials, 27 (2006) 905–916.

83. Li, S., Demirci, E., Silberschmidt, V.V., 2013. Variability and anisotropy of mechanical behavior of cortical bone in tension and compression, Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials, 21(2013),109-120.

84. Chao, K-H,, Lai, Y-S., Chen, W-C., Chang, CM., McClean, CJ., Fan, C., Biomechanical analysis of different types of pedicle screw augmentation: a cadaveric and synthetic bone sample study of instrumented vertebral specimens. Medical Engineering and Physics 35(2013)13–15.

ÖZGEÇMİŞ

Hatice Kübra YERLİ, 1991 yılında Ankarada doğdu. 2010 yılında Özel Çağlayan Fen Lisesinden mezun oldu.2011 yılında Karadeniz Teknik Üniversitesi Metalurji ve Malzeme Mühendisliğinde lisans eğitimine başladı.2017 yılında lisans eğitimini tamamlayıp aynı yıl Karadeniz Teknik Üniversitesi Metalurji ve Malzeme Muhendisliği Ana Bilim Dalın'da yüksek lisans eğitimine başladı. 2017- 2021 yılları arasında bir poster iki tam metin olmak üzere üç bildirisi bulunmaktadır.

Poster Bildiri;

- International Technological Science And Desigyn Semposium (ITESDES) , 30 Haziran2018,Giresun Üniversitesi

Tam Bildiri;

- International Symposium on 3D printing in Medicine,16-17 Kasım 2018,Ankara Üniversitesi Medical Desıgn Research And Application Center (MEDİTAM)
- 8.ULPAS Lif ve Kompozit Malzemeler, 12-13 Haziran 2021, Uludağ Üniversitesi

8. ULPAS Lif ve Kompozit Malzemeler sempozyumu, FYL-2020-8621 kodlu K.T.Ü.BAP 06 tez projesi kapsamında yapılmıştır.