

**ÜÇ BOYUTLU YAZICIYLA YUMUŞAK DOKU  
ÜRETİMİ**

YÜKSEK LİSANS TEZİ

Gökçe GÜRSES

DANIŞMAN

Doç. Dr. Atilla EVCİN

BİYOMEDİKAL MÜHENDİSLİĞİ ANABİLİM DALI

Haziran 2019

Bu tez çalışması 18.FEN.BİL.02. numaralı proje ile Afyon Kocatepe Üniversitesi  
Bilimsel Araştırma Projeleri Birimi tarafından desteklenmiştir.

**AFYON KOCATEPE ÜNİVERSİTESİ**  
**FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ**

**YÜKSEK LİSANS TEZİ**

**ÜÇ BOYUTLU YAZICIYLA YUMUŞAK DOKU ÜRETİMİ**

**Gökçe GÜRSES**

**DANIŞMAN**

**Doç. Dr. Atilla EVCİN**

**BİYOMEDİKAL MÜHENDİSLİĞİ ANABİLİM DALI**

**Haziran 2019**

### TEZ ONAY SAYFASI

Gökçe GÜRSES tarafından hazırlanan “ÜÇ BOYUTLU YAZICIYLA YUMUŞAK DOKU ÜRETİMİ” adlı tez çalışması lisansüstü eğitim ve öğretim yönetmeliğinin ilgili maddeleri uyarınca 11/06/2019 tarihinde aşağıdaki jüri tarafından oy birliği ile Afyon Kocatepe Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü **BİYOMEDİKAL MÜHENDİSLİĞİ ANABİLİM DALI** Anabilim Dalı’nda **YÜKSEK LİSANS TEZİ** olarak kabul edilmiştir.

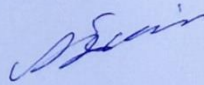
**Danışman** : Doç. Dr. Atilla EVCİN

**Başkan** : Doç. Dr. Nilay DUMAN  
Afyonkarahisar Sağlık Bilimleri Üniversitesi  
Tıp Fakültesi

**Üye** : Doç. Dr. Uçman ERGÜN  
AKÜ Mühendislik Fakültesi

**Üye** : Doç. Dr. Atilla EVCİN  
AKÜ Mühendislik Fakültesi

imza



Afyon Kocatepe Üniversitesi

Fen Bilimleri Enstitüsü Yönetim Kurulu'nun

...../...../..... tarih ve

..... sayılı kararıyla onaylanmıştır.

Enstitü Müdürü

Prof. Dr. İbrahim EROL

## BİLİMSEL ETİK BİLDİRİM SAYFASI

Afyon Kocatepe Üniversitesi

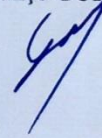
**Fen Bilimleri Enstitüsü, tez yazım kurallarına uygun olarak hazırladığım bu tez çalışmada;**

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

**beyan ederim.**

11/06/2019

Gökçe GÜRSES



## ÖZET

Yüksek Lisans Tezi

### ÜÇ BOYUTLU YAZICIYLA YUMUŞAK DOKU ÜRETİMİ

Gökçe GÜRSES

Afyon Kocatepe Üniversitesi

Fen Bilimleri Enstitüsü

Biyomedikal Mühendisliği Anabilim Dalı

**Danışman:** Doç. Dr. Atilla EVCİN

Bu çalışmada 3 boyutlu tarayıcı yardımıyla görüntüleri elde edilmiş olan kulak burun ve parmak görüntüleri, 3 boyutlu yazıcı ile bastırılmıştır. Elde edilen sert yapıdaki numunelerin, aljinat yardımıyla kalıpları çıkartılarak RTV-830 kodlu PDMS kiti ile hazırlanan %10 boraks pentahidrat içeren ve boraks pentahidrat içermeyen iki adet yumuşak doku numunesi hazırlanmış ve aljinat kalıplara dökülmüştür. Daha sonra morfolojik ve fiziksel yapısı incelenen yumuşak doku numunesinin kalıp içerisinde yeterli seviyede akışmadığı ve süngerimsi bir yapı oluşturduğu gözlemlenmiştir. Daha sonra shore 10 sertlik yapısında, akışkanlığı daha yüksek RTV-2 kodlu PDMS kiti kullanılarak aynı aşamalar tekrarlanmıştır. %10 boraks pentahidrat içeren ve boraks pentahidrat içermeyen olmak üzere iki numune hazırlanmıştır. Morfolojik ve fiziksel olarak uygun sertliğe ulaşılmıştır. Ardından hazırlanmış olan numunelerde çekme ve sertlik deneyi, antibakteriyel test, SEM ve SEM EDX analizleri yapılmıştır. Boraks katkılı silikon polimerin çekme mukavemeti katkısız polimere göre artarken, uzama miktarı azalmıştır. Boraks pentahidrat katkısı sertliği arttırmış, aynı zamanda antibakteriyel özellik ve hidrofilik özellik katmıştır.

**2019, xi + 66 sayfa**

**Anahtar Kelimeler:** Biyomalzeme, Biyomedikal Mühendisliği, Yumuşak Doku,

İmplant, 3 Boyutlu Yazıcı, 3 Boyutlu Tarayıcı, Boraks

## **ABSTRACT**

M.Sc. Thesis

### SOFT TISSUE PRODUCTION WITH THREE DIMENSIONAL PRINTER

Gökçe GÜRSES

Afyon Kocatepe University

Graduate School of Natural and Applied Sciences

Department of Biomedical Engineering

**Supervisor:** Assoc. Prof. Atilla EVCİN

In this study, ear nose and finger images obtained with the help of a 3D scanner were printed with a 3D printer. The molds of the samples were taken with the help of alginate. Two different RTV-830 coded PDMS kits were prepared. The first sample contains 10% borax pentahydrate while the second sample does not contain borax pentahydrate. These samples and alginate were poured into the molds. Afterwards, the morphological and physical structure of the soft tissue specimen was found to be insufficient in the mold and a spongy structure was observed. Then, the same stages were repeated by using the RTV-2 coded PDMS kit with a higher fluidity in the shore 10 hardness structure. Two samples were prepared, containing 10% borax pentahydrate and without borax pentahydrate. Morphologically and physically appropriate hardness was reached. Then, tensile and hardness test, antibacterial test, SEM and SEM EDX analyzes were performed on the prepared samples. While the tensile strength of the borax doped silicone polymer increased. Compared to the undoped polymer, the amount of elongation decreased. The addition of borax pentahydrate increased hardness, but also added antibacterial and hydrophilic properties.

**2019, xi + 66 pages**

**Keywords:** Biomaterials, Biomedical Engineering, Soft Tissue, Implant, 3D Printer, 3D

Scanner, Borax

## TEŞEKKÜR

Tezimi hazırlarken, araştırmaların yapılması, deneysel alışmaların ynlendirilmesi ve sonuçların yorumlanması sırasında hoşgörüsünü, sabrını, desteğini ve tecrübesini esirgemeyen, çalışmaktan onur duyduğum değerli tez danışmanım, hocam Doç. Dr. Atilla EVCİN'e emeklerinden ve katkılarından dolayı teşekkür ederim.

Ayrıca bu çalışmanın gerçekleştirilmesi için gereken altyapı desteğinden dolayı Afyon Kocatepe Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri Koordinatörlüğü'ne teşekkür ederim (18.FEN.BİL.02).

Bugünlere gelmemi sağlayan, desteğini, gücünü her zaman kalbimde hissettiğim, hayatımda tanıdığım en güçlü kadın olan annem merhume Necla KILINçOğLU'na, her zaman arkamda ınar gibi duran, gölgesinin bile g verdiğini hissettiğim, değerli babam İsmail KILINçOğLU'na, diğer yarım olan ablam, Gıda Mühendisi Gamze VURAL'a ve hiçbir desteğini esirgemeyen değerli eşim Biyomedikal Mühendisi Burak GÜRSES'e, tezimin yazım aşamasında hep yanımda olan, manevi destekleri ile g veren, bilgi ve tecrübeleri ile destek veren değerli arkadaşlarım Biyomedikal Mühendisi Aykut MAİLOğLU'na, İnaşaat Mühendisi Nur Demet TUNCA'ya, İnaşaat Mühendisi Hatice Hande YÜCEL'e teşekkür ederim.

Biyomedikal Mühendisi Gökçe GÜRSES

AFYONKARAHİSAR, 2019

## İÇİNDEKİLER DİZİNİ

	<b>Sayfa</b>
ÖZET .....	i
ABSTRACT .....	ii
TEŞEKKÜR .....	iii
İÇİNDEKİLER DİZİNİ.....	iv
ŞEKİLLER DİZİNİ .....	viii
ÇİZELGELER DİZİNİ.....	ix
RESİMLER DİZİNİ .....	x
1. GİRİŞ.....	1
2. BİYOMALZEMELER .....	3
2.1 Biyomalzemelerin Özellikleri .....	5
2.1.1 Biyouyumluluk.....	5
2.1.2 Biyoaktiflik.....	6
2.1.3 Biyoinertlik.....	6
2.1.4 Aşınma direnci .....	6
2.1.5 Uygun tasarım .....	7
2.2 Biyomalzemelerin Kullanım Alanları.....	7
3. BİYOMALZEMELERİN SINIFLANDIRILMASI .....	10
3.1 Metaller.....	11
3.2 Polimerler.....	14
3.2.1 Doğal Polimerler .....	16
3.2.2 Sentetik (Yapay) polimerler .....	17
3.3 Seramikler .....	19
4. LİTERATÜR BİLGİLERİ .....	20
4.1 3 Boyutlu Yazıcı .....	20
4.2 Kullanım Alanları .....	21
4.3 Avantajları .....	22
4.4 Sınırlılıkları .....	22
4.5 Üretim Süreci .....	23
4.5.1 Modelleme.....	25
4.5.2 Dilimleme.....	25
4.5.3 Yazdırma .....	25
4.5.4 Sonlandırma (Tamamlama).....	26



4.6 Teknolojileri.....	26
4.6.1 Birleştirme Yoluyla Yığıma Teknolojisi – (FDM).....	26
4.6.2 Eklemeli üretim (Poly Jet teknolojisini – Additive modelling) .....	27
4.6.3 Seçici Lazer Sinterleme Teknolojisi- SLS (Selective Laser Sintering) .....	28
4.7 Geleneksel Yöntemlerle Yumuşak Doku Üretimi ve 3 Boyutlu Yazıcı .....	29
5. MATERYAL METOT .....	33
5.1 Kullanılan Malzemeler .....	33
5.1.1 PDMS .....	33
5.1.2 Boraks Pentahidrat .....	34
5.1.3 3 Boyutlu Tarayıcı.....	35
5.1.4 3 Boyutlu Yazıcı.....	36
5.1.5 Filament.....	37
5.2 Numunelerin üretilmesi .....	38
5.2.1 3D Tarama işlemleri.....	38
5.2.2 3D Yazdırma işlemleri .....	40
5.2.3 Kalıp Oluşturma .....	42
5.2.4 Döküm.....	45
5.3 Karakterizasyon .....	46
5.3.1 Çekme Deneyi.....	46
5.3.2 Sertlik Deneyi (Shore A).....	47
5.3.3 Temas Açısı Ölçümü.....	48
5.3.4 Antibakteriyel Test.....	49
6. BULGULAR .....	51
6.1 Karakterizasyon .....	53
6.1.1 Çekme Deneyi .....	53
6.1.2 Sertlik Deneyi (Shore A).....	54
6.1.3 Temas Açısı Ölçümü.....	54
6.1.4 Antibakteriyel Test.....	56
6.1.5 SEM Analizi.....	57
6.1.6 SEM-EDX Analizi .....	58
7. TARTIŞMA VE SONUÇ.....	60
8. KAYNAKLAR.....	62
8.1 İnternet Kaynakları .....	65
ÖZGEÇMİŞ.....	66

## SİMGELER VE KISALTMALAR DİZİNİ

### Simgeler Dizini

---

%	Yüzde Birimi
°C	Santigrat Derece
Al <sub>2</sub> O <sub>3</sub>	Alüminyum Oksit
C-C	Karbon Karbon Bağı
CH <sub>2</sub> OH	Metil Metakrilata Metilol
cm <sup>3</sup>	Santimetreküp
Co	Kobalt Simgesi
CO <sub>2</sub>	Karbondioksit
F	Kuvvet Simgesi
Fe	Demir Simgesi
g	Gram
GPa	Elastik Modül Birimi
H <sub>2</sub> O	Su
HAP	Hidroksiapatit
HCL	Hidroklorik Asit
kob	Koloni Oluşturan Birim
MPa	Megapaskal
Ti	Titanyum Simgesi

### Kısaltmalar Dizini

---

ABS	Akrilonitril Bütadien Stiren
AKÜ	Afyon Kocatepe Üniversitesi
ASTM	Amerikan Malzeme Test Birliği
ATCC 6538	Staphylococcus Aerus Bakterisi
CAD	Bilgisayar Destekli Tasarım
cm	Santimetre
dB	Desibel
dk	Dakika
DNA	Deoksiribo Nükleik Asit
EGDMA	Etilenglikol dimetakrilat
FDM	Birleştirme Yoluyla Yıgma Modellemesi
FFF	Filament Yıgma İmalatı
HEMA	Hidroksietilmetakrilat
LOM	Lamine Nesne Üretimi
Mm	Milimetre
ml	Mililitre
PDMS	Polimetilsiloksan
PE	Polietilen
PLA	Polilaktik Asit
PMMA	Polimetilmetakrilat
PP	Polipropilen
PTFE	Politetrafloroetilen

**Kısaltmalar Dizini**  
**(Devam)**

---

PVC	Polivinilklorür
RNA	Ribo Nükleik Asit
RTV	Kalıp Silikonu
s	Saniye
SLA	Stereolithography
SLS	Seçici Lazer Sinterleme
STL	Bilgisayar Destekli Tasarıma Uygun Dosya Formatı
TMMOB	Türk Mühendis Ve Mimar Odaları Birliği
UHMWPE	Ultra Yüksek Molekül Ağırlıklı Polietilen
UV	Ultraviyole

---

## ŞEKİLLER DİZİNİ

	<b>Sayfa</b>
Şekil 2.1 Biyomalzeme biliminin diğer bilimlerle ilişkisi. ....	3
Şekil 2.2 Biyomalzemelerin kullanım alanları. ....	7
Şekil 2.3 Fizyolojik Çevrenin biyomalzemeler üzerindeki etkileri ve bozunmaları (Yetim 2009).....	9
Şekil 3.1 Biyomalzemelerin sınıflandırılması. ....	11
Şekil 4.1 3 boyutlu baskı üretim süreci (Küçük ve Aydın 2015).....	24
Şekil 4.2 3 boyutlu nesnenin elde edilme aşamaları (Campbell <i>et al.</i> 2011). ....	24
Şekil 4.3 FDM teknolojisinin çalışma diyagramı (Şahin vd. 2018).....	27
Şekil 4.4 Poly Jet teknolojisinin çalışma diyagramı (Şahin vd. 2018).....	27
Şekil 4.5 SLS teknolojisinin çalışma diyagramı (Şahin vd. 2018).....	28
Şekil 5.1 Çekme deneyi düzeneği. ....	47
Şekil 5.2 “KSV Attension” marka “ThetaLite TL 101 Optical Tensiometer” cihazı. ...	48

## ÇİZELGELER DİZİNİ

	<b>Sayfa</b>
<b>Çizelge 3.1</b> Vücutta kullanılan biyomalzemelerin avantajları ve dezavantajları (Park 2000). .....	10
<b>Çizelge 3.2</b> Bazı malzeme çeşitlerinin özellikleri (Şahan 2010). .....	10
<b>Çizelge 3.3</b> Bazı metalik biyomalzemelerin yoğunlukları. ....	13
<b>Çizelge 3.4</b> Bazı Metalik Biyomalzemelerin Özellik Karşılaştırması (Pasinli 2004). ...	14
<b>Çizelge 4.1</b> 3 boyutlu yazıcıyla sağlık alanında yapılan çalışmalara örnekler. ....	21
<b>Çizelge 5.1</b> Boraks Pentahidratın çözünürlüğü (organik çözücülerde) (Erkan 2002). ...	35
<b>Çizelge 5.2</b> Çalışmada kullanılan Ultimaker 2 3 boyutlu yazıcı özellikleri. ....	37
<b>Çizelge 6.1</b> Boraks katkılı numune ve katkısız numunenin çekme mukavemeti ve % uzama miktarı karşılaştırması. ....	53
<b>Çizelge 6.2</b> Boraks katkılı numune ve katkısız numunenin sertlik (shore A) karşılaştırması. ....	54
<b>Çizelge 6.3</b> Katkılı ve katkısız numunenin temas açısı ölçüm sonuçları. ....	56
<b>Çizelge 6.4</b> Antibakteriyel test sonuçları. ....	57

## RESİMLER DİZİNİ

	<b>Sayfa</b>
<b>Resim 4.1</b> 3 Boyutlu Yazıcılarda Kullanılan PLA Filamentler (İnt.Kyn.3). ....	21
<b>Resim 4.2</b> Sağlam kulak taranarak yapılmış protezin görüntüsü (Watson and Hatamleh 2014). ....	30
<b>Resim 4.3</b> Sağlam kulak taranarak yapılmış protezin görüntüsü (Watson and Hatamleh 2014). ....	30
<b>Resim 4.4</b> Burun protezi öncesi ve sonrası (Nuseir <i>et al.</i> 2018). ....	32
<b>Resim 5.1</b> RTV 830 kiti .....	33
<b>Resim 5.2</b> RTV 2 kiti .....	34
<b>Resim 5.3</b> Artec Eva el tipi 3 boyutlu tarayıcı. ....	36
<b>Resim 5.4</b> Ultimaker marka 2 model 3 boyutlu yazıcı. ....	36
<b>Resim 5.5</b> Ten rengi filament. ....	37
<b>Resim 5.6</b> 3 Boyutlu tarayıcı ile taranmış parmak görüntüsü. ....	38
<b>Resim 5.7</b> 3 Boyutlu tarayıcı ile taranmış burun görüntüsü. ....	38
<b>Resim 5.8</b> 3 Boyutlu tarayıcı ile taranmış kulak görüntüsü. ....	39
<b>Resim 5.9</b> Ultimaker cura 4.0.0 programının kullanımı (burun). ....	39
<b>Resim 5.10</b> Ultimaker cura 4.0.0 programının kullanımı (kulak). ....	40
<b>Resim 5.11</b> Ultimaker cura 4.0.0 programının kullanımı (parmak). ....	40
<b>Resim 5.12</b> 3 boyutlu yazıcıdan çıkartılmış sert yapıda kulak numunesi. ....	41
<b>Resim 5.13</b> 3 boyutlu yazıcıdan çıkartılmış sert yapıda kulak numunesi. ....	41
<b>Resim 5.14</b> 3 boyutlu yazıcıdan çıkartılmış sert yapıda parmak numunesi. ....	42
<b>Resim 5.15</b> 3 boyutlu yazıcıdan çıkartılmış sert yapıda kulak numunesi. ....	42
<b>Resim 5.16</b> Çalışmada kullanılan aljinat. ....	43
<b>Resim 5.17</b> Aljinat karışımının hazırlanması. ....	43
<b>Resim 5.18</b> Kalıp alma işlemleri. ....	44
<b>Resim 5.19</b> Kalıp alma işlemleri. ....	44
<b>Resim 5.20</b> Kalıp alma işlemleri. ....	45
<b>Resim 5.21</b> RTV830 kiti ile hazırlanmış karışım döküm işlemleri. ....	45
<b>Resim 5.22</b> RTV2 kiti ile hazırlanmış karışım döküm işlemleri. ....	46
<b>Resim 6.1</b> RTV830 kiti ile hazırlanmış yumuşak doku implantı. ....	51

<b>Resim 6.2</b> RTV2 kiti ile hazırlanmış yumuşak doku implantı (burun).....	52
<b>Resim 6.3</b> RTV2 kiti ile hazırlanmış yumuşak doku implantı (kulak). .....	52
<b>Resim 6.4</b> RTV2 kiti ile hazırlanmış yumuşak doku implantı (kulak). .....	53
<b>Resim 6.5</b> Boraks pentahidrat katkısı içermeyen numunenin temas açısı ölçümü. ....	54
<b>Resim 6.6</b> Boraks pentahidrat katkısı içermeyen numunenin temas açısı ölçümü. ....	55
<b>Resim 6.7</b> Boraks pentahidrat katkılı numunenin temas açısı ölçümü. ....	55
<b>Resim 6.8</b> Boraks pentahidrat katkılı numunenin temas açısı ölçümü. ....	55
<b>Resim 6.9</b> Antibakteriyel test yapılan numuneler. ....	56
<b>Resim 6.10</b> Katkısız silikon polimere ait kesit SEM görüntüsü. ....	57
<b>Resim 6.11</b> Boraks katkılı silikon polimere ait kesit SEM görüntüsü. ....	58
<b>Resim 6.12</b> Katkısız silikon polimerin SEM-EDX alan ölçümü. ....	59
<b>Resim 6.13</b> Boraks katkılı silikon polimerin SEM-EDX noktasal ölçümü. ....	59

## 1. GİRİŞ

Kazaya, travmaya veya hastalıklara bağlı oluşan organ hasarları veya organ kayıpları tüm dünyada birçok insanı olumsuz etkileyen bir sağlık sorunudur. Bu sorunların giderilmesi, tamiri ya da protez ile onarımı yeni ortopedik ve cerrahi tekniklerin geliştirilmesini, yeni biyomalzemelerin üretilmesini, geliştirilmesini gerekli hale getirmektedir (Sarıtaş 2015).

Çene yüz gibi organların protezleri insan vücudunun sorunlu bölümünü restore etme sanatı olarak tanımlanır (Watson and Hatamleh 2014).

Yapay burun, göz, kulak gibi yumuşak doku protezleri maksillofasiyal tedavilerde oldukça fazla kullanılmaktadır (He *et al.* 2014).

3 boyutlu yazıcı ile kişisel gereksinimlere özgü ürünlerin üretilmesi oldukça kolaylaşmıştır. Klasik yumuşak doku implantlarının üretim aşamaları izlenim, alçı çoğaltma, taban plakası imalatı, kalıp imalatı ve dış yüzey işlemleri gibi zahmetli, pahalı ve uzun süren basamaklardan oluşmaktadır. Ancak 3 boyutlu yazıcı yardımıyla bu yöntemlerin oldukça kısa sürdüğü gözlemlenmiştir. Bu yöntemin klasik yöntemlere göre daha ucuz, kolay ve kısa sürede implant üretimine olanak sağlaması ileride yumuşak doku üretiminde bu yöntemin yaygınlaşabileceğini göstermektedir.

Boraks pentahidrat ve boraks dekahidrat temizlik ürünlerinde hammadde olarak ve kişisel bakım ürünlerinde kullanılırlar ayrıca endüstriyel kirlerin giderilebilmesi için sabunların yapımında da kullanılırlar (TMMOB 2016). Tüm bunların yanında ağartma ve leke çıkarma, asidite ve alkalinite dengeleme, yüksek iletkenlik ve nötron absorpsiyonu kapasiteleri antiseptik, antibakteriyel özellikleri, alev geciktirme ve anti-korozif özellikleri sayesinde birçok alanda kullanılabilirler.



Bu çalışmada 3 boyutlu yazıcı ve tarayıcı kullanılarak kişiye özel burun, el parmağı ve kulak implantının üretilmesi hedeflenmiştir. 3 boyutlu tarayıcı ile kulak, burun ve el parmağı taranmış, implant için kalıp oluşturulup ardından bu kalıba hazırlanan, boraks pentahidrat katkılı silikon polimer ile antibakteriyel özellik, hidrofilik özellik katılmış, esnek ve biyobenzer özellikli yumuşak doku dökülerek implant üretiminin ucuz, hızlı ve zahmetsiz bir şekilde elde edilmesi sağlanmıştır ve çalışma başarılı olmuştur.

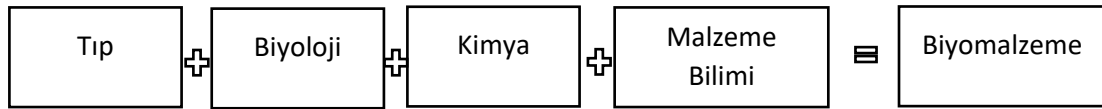
Boraks pentahidrat içermeyen numune ile %10 boraks pentahidrat katkılı numune arasındaki çekme mukavemeti, uzama miktarı, sertliği, antibakteriyel özelliği ve yapısal özellikleri arasındaki farklılıklar incelenmiştir.

## 2. BİYOMALZEMELER

Canlı dokuların görevlerini gerçekleştirmek ve desteklemek amacıyla tıbbi olarak kullanılan doğal ya da sentetik malzemeler biyomalzemeler olarak adlandırılır. Canlılar ile ilişki içerisinde olan ve canlı ile reaksiyona girmeyen malzemelerdir. Dokularla ve canlı sıvılarıyla (kan gibi) sürekli veya aralıklarla temas halinde bulunurlar. (Gümüşderelioğlu 2002).

Cerrahi işlemlerde biyomalzeme, canlı ile temasa girebilecek, canlı sistemde bir parçanın yerine kullanılabilen bir malzeme olarak tanımlanır. Biyomalzemeler, Avrupa Biyomalzeme Topluluğuna göre canlı sistemler ile ara bir yüzey oluşturur. Dokuların, organların ve vücut fonksiyonlarının yerine geçen ve bu doku organ ve vücut işlevlerinin düzeltilmesini, iyileştirilmesini sağlayan malzemelerdir.

Biyomalzeme bilimi ise sentetik ve doğal malzemelerin fiziksel ve biyolojik çalışmalarını ve ayrıca malzemelerin canlı ortamlardaki etkileşimlerini inceleyen disiplinler arası bir dilim dalıdır. Biyomalzeme biliminin diğer bilim dallarıyla ilişkisi Şekil 2.1’de gösterilmiştir.



Şekil 2.1 Biyomalzeme biliminin diğer bilimlerle ilişkisi.

Biyomalzeme sentezlenmesi, optimizasyonu, karakterizasyonu, test metotları ve doku-malzeme etkileşimi çeşitli bilim dallarının yardımıyla incelemektedir. Malzemelerin biyolojik performanslarını belirlemek için “biyomalzeme” ve “biyoyumluluk” terimleri kullanılmıştır. Biyoyumluluk; biyomalzemenin kullanıldığı doku organ gibi yapılara olumlu ve uyumlu olması yeteneği olarak tanımlanmıştır ve biyoyumlu olan malzemeler biyomalzeme olarak adlandırılırlar.

Bir biyomalzemededen beklenen başlıca özellik malzemenin biyoyumlu olmasıdır. Biyoyumlu malzemeler, yani doku ve organ gibi sistemlerle uyum sağlayabilen bir biyomalzemeler, ilişki içerisinde olduğu dokuların çalışmalarına engel olmayan ve sistemde istenmeyen reaksiyonlar (iltihap oluşumu, pıhtılaşma, gibi) oluşturmeyen malzemedir (Hulbert *et al.* 1987).

Genel olarak biyomalzemelerden;

- Yerini aldığı sistemin malzemenin mekanik özelliklerine yakınlık göstermesi (mekanik bütünlük, esneklik, hafiflik mukavemet, aşınma direnci ve sistemle uyumluluğu)
- Kimyasal tepkimeye girmemesi (iltihap oluşumu, doku ölümü (kangren), pıhtı oluşumu, hücre zehirlenmesi, enfeksiyon, korozyon, bakteriyel ve benzeri olumsuz etkiler doğurması bakımından biyolojik uyumluluk ve biyolojik bütünlük)
- Ekonomik bir şekilde üretilebilmesi ve uygulanabilmesi

gibi temel özellikler beklenmektedir.

Biyomalzemeler son zamanlarda gelişmeler olmasına rağmen ilk çağlarda bile implant kullanımlarına rastlanmıştır. Biyomalzemelerin gelişme süreçleri tahta, fildişi altın, gümüş ve bakırın yaygın olduğu 1850'lerden öncelere dayanmaktadır. Daha sonra anestezinin keşfiyle biyomalzeme kullanımları da artış göstermiştir. X ışınının keşfedilmesiyle vücuttaki sorunlu bölgeler daha kolay tespit edilebilmiş biyomalzeme kullanımı da bu şekilde daha da artış göstermiştir.

Biyomalzemelerin insan vücudunda kullanılması artış gösterdikten sonra vücutta çeşitli tepkiler engellemeler ortaya çıkmaya başlamıştır.

Bunlar;

- Pıhtı oluşması,
- Korozyon oluşması,
- Kireçlenme,
- İltihap oluşması,
- Hücrelerde zehirlenme,
- Kan ile uyuşmama,
- Mekanik problemler (hafiflik, esneklik, yorulma, dayanım, ömür),
- Ekonomik,
- Hammadde problemi,
- Cerrahi olarak uygulanabilirlik,
- Tasarım, kolay şekillendirilmesi ve üretimdir (Yetim 2009).

## **2.1 Biyomalzemelerin Özellikleri**

Genel olarak biyomalzemelerden;

- Mekanik bütünlük, biyoyumluluk, esneklik, hafiflik, aşınma direnci, mukavemet yani kullanıldığı yerin elastisite modülüne yakın olması,
- Korozyon, enfeksiyon kangren, iltihaplanma, pıhtılaşma ve benzeri etkiler oluşturmaması için kimyasal tepkimeye duyarlı olması ve biyolojik bütünlük,
- Cerrahi olarak uygulanabilirliği kolay hammadde temini kolay, şekillendirilebilmesi kolay ve ekonomik açıdan üretilebilir

gibi temel özellikler beklenmektedir (Martin 1998).

### **2.1.1 Biyoyumluluk**

Biyomalzeme ile canlı sistemin kimyasal etkileşimi sırasında oluşan fizyolojik sonuçların uyumu biyoyumluluk olarak adlandırılır. Biyoyumlu malzemeler, yani vücutla uyum sağlayabilen bir biyomalzeme, ilişki içerisinde olduğu sistemin olağan

çalışmasına engel olmayan ve istenmeyen reaksiyonlar (iltihap oluşumu, pıhtılaşma, gibi) oluşturmeyen malzemedir (İnt.Kyn.1).

Bulunduğu sistem tarafından kabul edilen bir malzeme biyouyumlu olarak tanımlanabilir. Kullanıldığı yerler bakımından farklılıklar göstermesi sebebiyle net bir biyouyumluluk tanımı yapılamaz. Örneğin kemikle ya da dokuyla temas eden biyomalzemelerin uyumluluk tanımları birbirlerinden farklıdır (İnt.Kyn.2).

### **2.1.2 Biyoaktiflik**

Biyoaktiflik implant ve implantın etrafındaki dokular ile kimyasal bağ oluşturan malzemelerin özelliğidir. Bu bağlanma implantın vücut tarafından bir biyolojik tepkime ile kabul edilmesini sağlar. Örneğin hidroksiapatit, cam-seramik, kompozitler ve biyocamlar. İmplantın üzerinde oluşan hidroksiapatit tabakası kemiğin yapısına çok benzerdir (fiziksel ve kimyasal olarak) bu benzerlik aradaki yüzeyde birleşmenin oluşmasını sağlar (Black *et al.* 1998).

### **2.1.3 Biyo inertlik**

Malzemeler doku ile etkileşirken mekanik bağ oluştururlar ve bu mekanik bağ dokuyu değiştirmeden doku ile uyum sağlar. Bu malzemenin biyo inert olduğu anlamına gelir. Malzemenin doku ile arasındaki uyum malzemenin elastisite modülünün değeri, basma ve eğme mukavemetinin doku ile uyumlu olması sayesinde gerçekleşir.

### **2.1.4 Aşınma direnci**

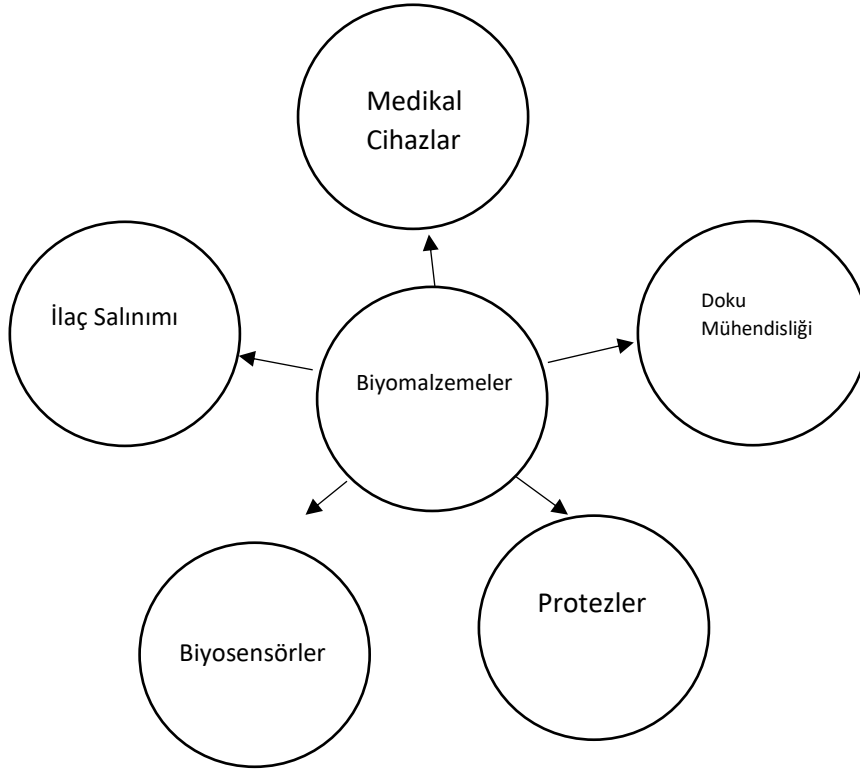
Vücut, malzemelerin aşınmasını kolaylaştıracak bir ortamdır. Vücut içerisinde kullanılacak malzemenin korozyona uğramaması gerekir. Korozyona uğrayan malzemeler vücut içerisinde tehlike oluşturur. Bu sebeple aşınma direnci yüksek olan malzemeler tıbbi uygulamalarda büyük kolaylıklar sağlamaktadır (Keskin 2000).

### 2.1.5 Uygun tasarım

Fiziksel ve kimyasal özellikleri uygun olan bir malzeme aynı zamanda doğru tasarlanmazsa çeşitli beklenmedik hazarlara sebep olabilir. Bu durum düşünüldüğünde malzemeye en uygun tasarımın yapılması en önemli durumlardan biridir (Keskin 2000).

## 2.2 Biyomalzemelerin Kullanım Alanları

Biyomalzemelerin genel kullanım alanları aşağıdaki Şekil 2.2’de gösterilmiştir.



Şekil 2.2 Biyomalzemelerin kullanım alanları.

Biyomalzemeler;

- Medikal cihazlarda,
- Doku mühendisliği uygulamalarında,
- İlaç salınımı uygulamalarında,
- Biyosensör üretiminde ve

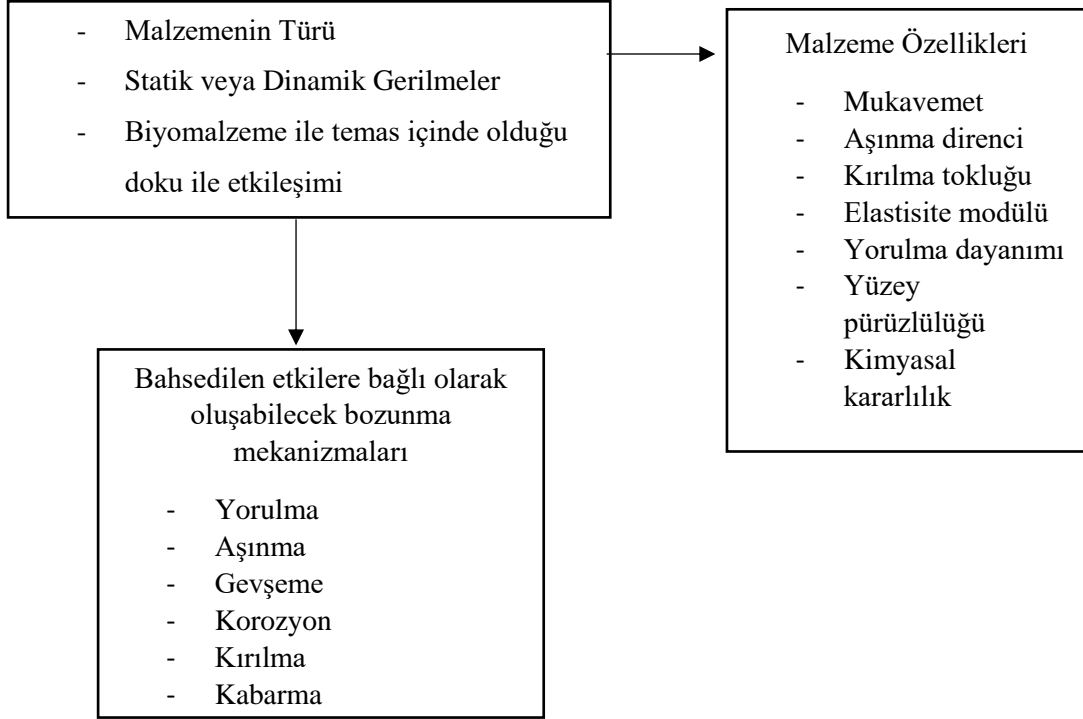
- Protez üretiminde kullanılabilirler.

Bazı biyomalzemeler yumuşak dokuların yerine kullanılırken (kalp, damar, genel plastik cerrahi, gibi) bazı biyomalzemeler sert dokuların yerine kullanılabilir (ortopedik implantlar, diş implantları ve benzerleri). Ancak bazı durumlarda da (kalp kapakçığında olduğu gibi) hem polimerlerden yani yumuşak doku yerine geçebilen biyomalzemelerden hem de metallere yani sert doku yerine geçebilen biyomalzemelerden yapılabilir (İnt.Kyn.1).

İlaç salınımlarında; manyetik kontrollü sistemler, geçişme kontrollü, şişme kontrollü yöntemler kullanılabilir ve istenen salınım biçimine göre farklı polimerler seçilebilir. Dokuların yenilenebilmesi için polimerik biyomalzemeler kullanılırlar.

Biyomalzemeler kullanım yerlerine göre çeşitli hasarlara uğrayabilirler. Şekil 2.3.'de fizyolojik çevrenin biyomalzemeler üzerindeki etkileri gösterilmiştir. Fizyolojik çevrenin biyomalzemeler üzerinde etkisinin azaltılması için kullanılan implantların yüzey özellikleri yapısal özelliklerinin kullanıldıkları yerlere göre uygun seçilmesi gereklidir (Martin 1998, Chu *et al.* 2002).

Ortopedik olarak doku ve doku yerini alabilecek sistemler, protezler, protez birleştiriciler, kemik deformasyonunu düzelteren implantlar, kemik yerine geçen biyomalzemeler, kalp kapakçığı implantlarını içine almaktadır. Örnek olarak, bir kalça protezi metallerin ve polimerlerin kompozitlerinden yapılabilirken, bir kalp kapakçığı protezi, karbon, metal ve polimerden yapılabilir (Gümüşderelioğlu 2002).



**Şekil 2.3** Fizyolojik Çevrenin biyomalzemeler üzerindeki etkileri ve bozunmaları (Yetim 2009).



### 3. BİYOMALZEMELERİN SINIFLANDIRILMASI

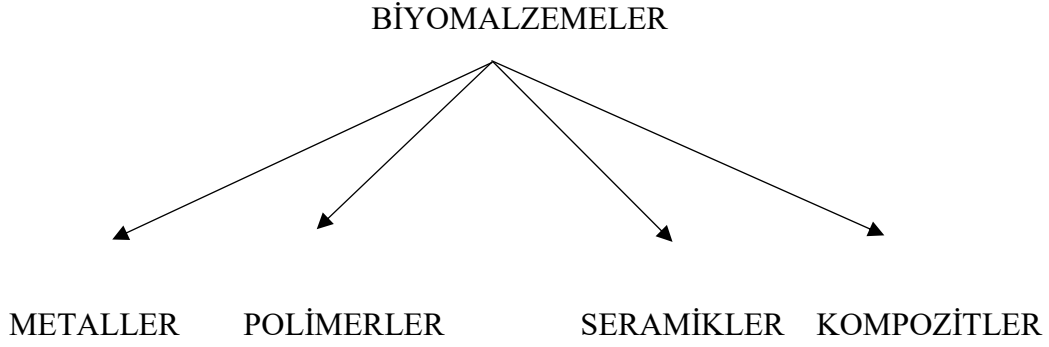
Biyomalzemeler, dört farklı gruba ayrılmaktadırlar. Bunlar; metalik biyomalzemeler, seramikler, polimerler, kompozitlerdir. Tıbbi çalışmalar sırasında metaller ve polimerler seramiklere göre daha büyük kullanım alanına sahiptir. Bununla birlikte kompozitler de metallere ve polimerlere göre daha az kullanım alanına sahiptirler (Hulbert *et al.* 1987). Biyomalzeme sınıflarının avantaj ve dezavantajları Çizelge 3.1’de gösterilmiştir. Çizelge 3.2’de ise Biyomalzeme sınıflarının özellik karşılaştırılması gösterilmiştir.

**Çizelge 3.1** Vücutta kullanılan biyomalzemelerin avantajları ve dezavantajları (Park 2000).

Malzeme Çeşitleri	Avantajları	Dezavantajları
<b>Metaller</b>	Dayanıklı, sert	Korozif, yoğun ve üretimi zor
<b>Seramikler</b>	Basınca dayanıklı, biyouyumlu	Kırılgan, üretimi zor dayanıksız
<b>Polimerler</b>	Üretimi kolay, elastiklik	Bozunabilir, dayanıksız, zamanla deforme olabilir
<b>Kompozitler</b>	İsteğe göre üretim, güçlü	Üretimi zor

**Çizelge 3.2** Bazı malzeme çeşitlerinin özellikleri (Şahan 2010).

Malzeme Çeşidi	Elastik Modül (GPa)	Çekme Dayanımı (MPa)
<b>Kortikal Kemik</b>	17	130
<b>Metaller</b>		
Paslanmaz Çelik	190	1000
Titanyum Alaşımı	110	900
Co-Cr Alaşımı	210	660
<b>Seramikler</b>		
Zirkonya	220	820
Alümina	380	300
<b>Polimerler</b>		
PMMA	2	30
PE	0,88	35
UHMWPE	1	30



**Şekil 3.1** Biyomalzemelerin sınıflandırılması.

- Metaller yapısı bakımında dayanıklılığı yüksek, yüksek doygunluğa sahip, aşınmaya uğrayabilir, sünebilir, yüksek yoğunluktur. Örnek olarak kemik plakaları, kalça protezleri, eklem protezleri ve diş implantları gösterilebilir. Metalik biyomalzemeler titanyum, Co-Cr alaşımları ve paslanmaz çeliklerdir.
- Polimerler yapısı bakımından tokluğu yüksek, dayanıklılığı düşük, üretimleri kolay, zamanla yıpranabilen ve bozulabilen malzemelerdir. Örnek olarak yapay kan damarları, ameliyat iplikleri, kalça yuvaları verilebilir. Nylon, Slikon, Teflon gibi malzemeler polimerler sınıfındadır.
- Seramikler yapısı bakımından biyouyumlu, basma dayanıklılığı yüksek, kırılğan, zor üretilen malzemelerdir. Örnek olarak; Kalça yuvaları, diş tedavilerinde kullanılırlar. HAP, Al<sub>2</sub>O<sub>3</sub>, TCP ve karbon esaslı malzemeler seramikler sınıfındadırlar.
- Kompozitler (C-C); Mukavemeti yüksek, kolay şekillendirilebilir, bileşimleri arzu edilen şekilde ayarlanabilir ve üretim aşamaları zordur. Örnek olarak diş hekimliğinde, eklem protezlerinde ve kalp kapakçığı yapımında kullanılırlar.

### **3.1 Metaller**

İmplant malzeme olarak genelde birçok uygulamada metaller kullanılmaktadır. Sherman vanadyum çeliği kemik plakaları ve vidaları yapımında kullanılan ilk

biyomalzemelerdendir. Metalik biyomalzemelerin günümüzde en çok kullanılanları titanyum, kobalt, titanyum alaşımları, paslanmaz çelikler ve kobalt alaşımlarıdır. Metalik biyomalzemelerin biyoyumlulukları oldukça düşüktür. Dokulara göre sert olana yapıları ile birlikte korozyona uğramaları, yoğunluklarının yüksek olması ve metal iyonu salınımı gibi dezavantajları vardır. Ancak güçlü metalik bağları ve kristal yapıları sayesinde mekanik özellikleri güçlüdür. Metalik biyomalzemeler bu sebeple en çok ortopedik uygulamalarda, diş implantlarında ve yapay kalp kapakçıkları gibi uygulamalarda kullanılırlar (Yetim 2009).

Metaller özellikleri bakımından yüksek mukavemetlidir, yüksek tokluğa sahiptir, korozyona uğrayabilir ve yoğunlukları yüksektir. Ti, Paslanmaz çelik, Co-Cr alaşımları vb. malzemeler metaller sınıfına girer. Örneğin, Kalça protezleri, eklem protezleri, kemik plakaları, diş implantları olarak metaller kullanılabilir.

İnsan kas sisteminin ve iskelet sisteminin mekanik şartlarına en iyi entegrasyon sağlayan malzemelerden en önde geleni metalik biyomalzemelerdir. Ağır yapıda, sürekli durumlarda, değişken durumlarda ve ani durumlarda özelliklerini kaybetmemeleri nedeniyle metalik biyomalzemeler tercih edilmektedir. Metaller vücudun farklı yerlerinde farklı şekillerde implant olarak kullanılmıştır. Bu implantlar özellikle kemiklerde plaka olarak veya vida olarak kullanılmaya başlanmıştır. İmplantların üretimleri için farklı metaller (örneğin demir, titanyum, tungsten, krom, kobalt, tantal, molibden, nikel ve niyobyum gibi) kullanılmışlardır. Bu metallerden bazıları vücutta doğal formlarda bulunur ancak miktar olarak oldukça az bir kısmı vücut tarafından tolere edilebilir. Örneğin B vitamini sentezlenirken (Co), hücre fonksiyonlarında (Fe vb.) İmplant olarak kullanılan metaller biyoyumlulukları bakımından vücutta paslanabilir ve korozyona uğrayan implant metallerin zayıflamasına malzemenin kaybına ya da dokuya zararına sebep olabilir (Park and Lakes 1992).

Metallerin biyoyumlulukları düşük, doku yapısına göre sert, alerjik, korozyona uğramaları ve yoğunluklarının yüksek olmasına rağmen oldukça önem taşımaktadır.

Mekanik özellikleri, güçlü metalik bağları sebebiyle paslanmaz çelikler, titanyum ve alaşımları, platin, altın, gümüş gibi metaller ve alaşımlarının kullanım alanları oldukça geniştir. Eklem protezlerinde kemik yenilemesinde, yüz cerrahisinde, kalp damar cerrahisinde ve diş implantlarında ve benzeri alanlarda kullanılmaktadırlar. Metalik biyomalzemelerden bazılarına ait yoğunluk değerleri Çizelge 3.3’de verilmiştir.

**Çizelge 3.3** Bazı metalik biyomalzemelerin yoğunlukları.

<b>Malzeme Çeşidi</b>	<b>Yoğunluk</b>
CoCrMo	8,3 g/cm <sup>3</sup>
Ti ve Ti Alaşımları	4,5 g/cm <sup>3</sup>
316 Paslanmaz Çelik	7,9 g/cm <sup>3</sup>
NiTi	6,7 g/cm <sup>3</sup>
CoNiCrMo	9,2 g/cm <sup>3</sup>

İnsan vücudu, içerdiği çeşitli iyonlar (protein, hidroksit, su, çözülmüş oksijen vb) içerdiğinden metaller için oldukça korozyona sebep olabilecek bir ortamdır. Korozyon hem malzemenin yapısını değiştirebilir hem de dokulara zarar verebilir. Bu sebeple vücut içinde kullanılacak metal implantlar çok iyi test edilmelidir. İnsan vücudundan bulunan uzun kemiklerin asıl görevi yük dayanımıdır ve bu tür uzun kemiklerin ve eklemlerin hasarlı olanları için en çok kullanılan malzemeler metaller olup bu yerlerde kullanılan metallerin en önemlileri Co-Cr alaşımları ve paslanmaz çeliklerdir (Ratner *et al.* 2004, Şahinler 2005).

Metalik biyomalzemeler;

- Paslanmaz çelikler
- CoCr alaşımları
- Ti alaşımları
- Amalgamlar
- Altın
- Gümüş

- Platin

Şeklinde sınıflandırılabilir.

Bazı metalik biyomalzemelerin avantaj, dezavantajları ve özelliklerinin karşılaştırılması Çizelge 3.4’de gösterilmiştir.

**Çizelge 3.4** Bazı Metalik Biyomalzemelerin Özellik Karşılaştırması (Pasinli 2004).

	<b>Ti Alaşımları</b>	<b>Paslanmaz Çelikler</b>	<b>Kobalt Alaşımları</b>
<b>Avantajları</b>	-Korozyon direnci -Biyoyumluluk -Düşük elastisite modülü -Yorulma dayanımı	-Kolay temin edilebilirlik -Düşük maliyet	-Yorulma dayanımı -Korozyon direnci -Aşınma direnci
<b>Dezavantajları</b>	-Düşük Aşınma Direnci -Düşük Kayma Mukavemeti	-Yüksek elastisite modülü -Uzun süre kullanıma uygun olmaması	-Yüksek elastisite modülü -Biyoyumluluğunun düşük olması
<b>Kullanım Alanları</b>	Plakalar, Kalça ve diz protezleri	Kalça protezleri, vidalar, plakalar	Kalça ve diz protezleri, diş implantları
<b>Yoğunluk (g/cm<sup>3</sup>)</b>	4,50	7,90	7,80
<b>Elastisite Modülü (MPa)</b>	117	200	235

### 3.2 Polimerler

Polimerler yumuşak dokulara benzeyen yapıları sayesinde biyomalzeme alanında oldukça yaygın bir kullanım alanına sahiptirler. Uzun zincirli, küçük yapılı, yinelenen birimlerin oluşturduğu moleküllerdir ve yinelenen birimler “mer” olarak isimlendirilir. Küçük molekül ağırlıklı birimler (birbirine kovalent bağlar ile bağlı monomerler) polimerizasyon sırasında doygun hale getirilerek (zincir polimerizasyonu) veya H<sub>2</sub>O ve HCL gibi küçük moleküllerin yapıdan ayrılması ile zincire katılırlar. Yapı olarak polimerler yapılarındaki monomerlerden farklı özellikler gösterirler. Doğal polimerlere örnek olarak pamuk, tahta, deri verilebilir. Günümüzde sıklıkla kullanılan

polimerin birçoğu sentetik olarak üretilir (Callister 1991). Tıbbi uygulamalarda kullanılan polimerlere örnek olarak poliüretan, politetrafloroetilen, polietilen, silikon kauçuk, polisülfon, polilaktik asit, poliglikolik asit poliasetal, polimetilmetakrilat ve polietilenteraftalat gibi örnekler verilebilir. Lenslerde, tıbbi cihazlarda, vasküler uygulamalarda ve kateter uygulamalarında polimerik malzemelerin kullanımı geniş bir yere sahiptir. Mekanik özelliklerinin sınırlı olması sebebiyle sadece belirli ortopedik uygulamalarda kullanılabilirler (kalça yuvaları gibi). Ortopedik olarak genellikle yapay eklemlerin sürtünen yüzeylerinde ve doğal kemik ile implantı bağlayan yerlerde harç olarak kullanılmaktadırlar. Yapay eklemlerin yüzeylerinde kullanılan polimerin düşük aşınma oranı ve düşük sürtünme katsayısına sahip olması gerekmektedir.

Günümüzde yapay kalça uygulaması için yaygın olarak UHMWPE (ultra yüksek molekül ağırlıklı polietilen) kullanılmaktadır. Teflon, naylon, silikon ve benzeri malzemeler polimerler sınıfındadırlar. Örnek olarak, yapay kan damarları, ameliyatlarda kullanılan iplikler ve kalça yuvaları implantlarında kullanılabilirler. Kemik harçları olarak kullanılan polimerler implant ile doğal kemik dokusunun birbirleri ile yüzeyel olarak sabitlenmesinin gerçekleştirilmesi için kullanılır ve bu polimerlerin vücut içinde şekil verilebilmesi ve yine vücut içinde sertleşmesi gibi özellikleri taşıması gerekmektedir. PMMA günümüzde kemik harcı olarak yaygınca kullanılan polimer (Simon 1991, Rather 2004).

Polimerler;

- Rezilyansı yüksek,
- Düşük mukavemetli,
- Üretimleri kolaydır,
- Zamanla deforme olabilir ve
- Bozulabilirler.

Polimerler kemiklere göre daha zayıf mekanik yapıya sahip olsalar da mekanik özelliklerinin geliştirilebilir olması ve biyobozunur olması sebebiyle kemik tedavileri

için kullanılan önemli bir alternatiftir. Vücut içine yerleştirilen biyobozunur polimerler aşamalı şekilde metabolize olur ve yenilenen doğal kemik dokusunun yerine geçmesine izin verir ve bu durum “gerilme engellemesi” durumunu azaltır böylece kemiğin dayanımı artar. Bu implantların bozunması ile vücut içinden çıkarılması gerekmez bu da ikinci bir ameliyat gerekmeyeceği için önemli bir avantajdır. Ancak vücut içinde bozulan implanttan açığa çıkan küçük moleküller vücutta toksik etki yaratabilir bu sebeple biyobozunur polimerlerin biyouyumluluğu oldukça önemlidir.

Biyomedikal uygulamalarda kısıtlı da olsa kullanım alanı bulan biyobozunur polimerler: polilaktik asit, poliglikolik asit, polikaprolakton, poli (orto esterler) ve polianhidritlerdir. Biyomalzeme olarak kullanılan polimerler doğal ve sentetik (yapay) olarak gruplanır.

### **3.2.1 Doğal Polimerler**

Biyolojik üretilen polimerler benzersiz fonksiyonel özelliklere sahiptir ve doğal polimerler olarak sınıflandırılırlar. Elastin, kollajen, aktin, jelatin, gibi proteinler; nişasta, selüloz, dekstran, kitin gibi polisakkaritler ve DNA ve RNA gibi polinükleotidler başlıca doğal polimerlerdir. Biyomalzeme alanında vazgeçilmez kaynaklar olan doğal polimerler uygulandıkları biyolojik konumlarda moleküllerin yapısı ile aynı ya da benzer oldukları için toksik etki ve enfeksiyon gibi reaksiyonlar meydana getirmezler. Sıcaklığın yüksek olduğu durumlarda yapılarında bozulmalar gerçekleşebilir. Bu nedenle şekil verilirken zorluklarla karşılaşılabilir. Kullanılan kaynağa bağlı olarak bileşimlerinin değişmesi ve bunların dışında immünojenik (bağışıklık oluşturmaları) olmaları, canlı organizmaların kompleks yapıları sebebiyle imal edilmesinde maliyetlerin yüksek olması, yeterince fazla üretimin olamaması doğal polimerlerin dezavantajlarındandır. Enzim varlığında biyobozunur yapıları ile geçici uygulamalarda kullanılan biyomalzemeler için avantaj sağlarlar. Sahip oldukları çeşitli işlevsel özelliklere bağlı olarak birçok farklı alanda kullanılabilirler. Örneğin; kayganlaştırıcı, jel yapıcı, bağlayıcı, kalınlaştırıcı, implant materyali ve yapıştırıcı olarak kullanılabilirler (Pekşen 2012).

### 3.2.2 Sentetik (Yapay) polimerler

Yapay polimerlerin monomerleri karbon ve hidrojenle oluşan yapısı uzun hidrokarbon zincirine sahip olurlar. En basit yapay monomerler “etilen”dir. Polimer oluşturmasıyla “polietilen” oluşur. Etilen moleküllerinin yapılarındaki çiftli bağlar açılır. Açılan çift bağlar kovalent bağlarla bağlanır ve bu bağlanma sonucunda polietilen zinciri oluştururlar. Çoğunlukla karbon ve hidrojenle oluştuğu bilinse de başka atomlardan oluşan polimerlerde bulunmaktadır bunlar inorganik polimerler” olarak adlandırılır. Örneğin; azot, silisyum veya fosfor atomlarından oluşan polimer zincirleri.

Polimer zincirleri, doğrusal ya da dallanmış yapılarda olabilirler. Dallanma ana zincire bağlanan yan zincirlerden oluşur. Oluşan yan dallar diğer zincirin ana kısmına bağlanır ve çapraz bağlanmış polimerler oluşur. Polimerlerin dallanması çözünürlüğü zorlaştırırken çapraz bağlı yapılar çözünmez, yapılarına çözücü alırlar ve şişerler (Holmes 1990, Katti 2004).

PMMA (polimetilmetakrilat) Oda sıcaklığında camsı yapıda bulunan zincir yapısı doğrusal, hidrofobik bir zincir polimeridir. Ticari isimleri Lucite ve Plexiglass’dır. Yapıları serttir, ışık geçirgenliği iyidir ve kararlıdır bu sebeplerden dolayı göz içi lensler ve sert kontak lenslerin yapımında kullanılırlar.

Yumuşak kontak lensler ise hidroksietilmetakrilat (HEMA) metil metakrilata metilol (-CH<sub>2</sub>OH) grubunun eklenmesiyle sentezlenir. Poli(HEMA) ve küçük ölçüde etilenglikol dimetakrilatın (EGDMA) karşılıklı zıt yönlü bağlanmasıyla sulu ortamda polimerin çözünmesi engellenir ve yumuşak kontak lensler hazırlanırlar (Pekşen 2012).

Yüksek yoğunluklu PE (polietilen) tıbbi uygulamalarda kullanılırken düşük yoğunluklu olanları sterilizasyon sıcaklığına dayanamaz. Polietilen özellik bakımından değerlendirilirse sertliği iyidir ve yağlara karşı dirençlidir. Kateterlerde, tüp biçimindeki çalışmalarda kullanılırken, molekül ağırlığı çok yüksek olan polietilen yapay kalça implantlarında kullanılabilir.



Polietilene benzeyen polipropilen (PP) polietilene kıyasla yapı olarak daha serttir. Kimyasal mukavemeti yüksektir. Çekme direnci yüksektir. Polietilenin kullanıldığı uygulamalarda polipropilen de kullanılabilir.

Diğer bir polimer ise teflon adıyla bilinen politetrafloroetilendir (PTFE). Polietilene benzeyen bir yapısı vardır. Polietilendeki hidrojen atomlarının yerine flor atomlarının geçmesiyle sentezlenir. İşlenmesi zor olan PTFE hidrofobik, mükemmel kayganlığa sahip, ısı ve kimyasal açıdan kararlı bir polimerdir. Damar protezlerinde Gore-Tex olarak bilinen formu kullanılır (Silver 1989, Holmes 1990).

Diğer bir polimer tıbbi uygulamalarda tüp formunda kullanılan PVC yani Polivinilklorürdür. Beslenme amaçlı, kan naklinde ve diyalizde kullanılabilir. Yapısı açısından PVC, sert ve kırılmandır. Ancak plastikleştirici eklenmesi ile esnek ve yumuşak yapı oluşmaktadır. Uzun süreli uygulamalar için kullanıldığında çeşitli sorunlar yaratabilir. Örneğin plastikleştiricinin yapıdan sızması ile PVC esnekliğini kaybedebilir ve ayrıca toksik etki oluşturabilir (Pekşen 2012).

Sıklıkla çalışmalar yapılan başka bir polimer türü ise Polimetilsiloksandır (PDMS). PDMS’de karbon temel zinciri yerine siliyum-oksijen temel zinciri bulunur. PDMS’nin en önemli özelliği, diğer kauçuklara kıyasla daha az bağımlı olmasıdır. Kateterlerde, damar protezlerinde, drenaj borularında ve yüksek oksijen geçirmeleri sebebiyle solunum cihazlarındaki membranlarda kullanılmaktadırlar. Yapı olarak esnek olması ve kararlı olması sebebiyle parmak eklemlerinde, kalp kapakçıklarında, dış kulak, çene ve burun implantlarında kan damarlarında ve göğüs implantlarında kullanılırlar (Holmes 1990).

Polikarbonat, bisfenol A ve fosgenin polimerizasyonu sonucu sentezlenir. Polikarbonat yapı olarak sert bir malzemedir ve çarpma dayanımı yüksektir. Bu özelliği sayesinde gözlük camları ve emniyet camlarında solunum cihazları ve kalp-akciğer pompalarında kullanılır.

Poliamidler yani naylonlar, dibazik asitlerle diaminlerin reaksiyonu sonucunda oluşur. Naylonların kullanım alanına örnek olarak ameliyat ipliği verilebilir.

Yumuşak ve sert segmentlerden oluşan blok kopolimerler Poliüretanlar olarak adlandırılır. Kanla uyuşabilirlikleri çok iyidir bu sebeple özellikle kalp ve damar uygulamalarında tercih edilen bir malzemedir (Holmes 1990, Katti 2004).

### **3.3 Seramikler**

Seramikler, bir ya da birden çok metal ile metal olmayan elementin kaynaşması ve sinterlenmesi ile oluşan inorganik bileşiklere denir. Seramiklerin biyoyumlulukları oldukça iyidir özellikleri bakımından inerttir, basma dayanımları iyidir ve gevrek yapıya sahiptir. Ayrıca üretimleri zordur ve rezilyansları (toklukları) düşüktür. Ancak kırılma olmaları, esnek olmamaları ve zor işlenmeleri olumsuz yönleridir (Qing 1997, Hench 1998).

Genel olarak kullanılan biyoseramikler;

- Metal oksitler,
- Kalsiyum fosfatlar ve
- Cam seramikleridir.

Metalik oksitler biyolojik ortamda biyo inert davranış sergilerken kalsiyum fosfat ve cam seramikleri ise biyoaktif malzemelerdir ve bu sayede kemik ile doğrudan bağlanabilirler.

## 4. LİTERATÜR BİLGİLERİ

### 4.1 3 Boyutlu Yazıcı

3 boyutlu yazdırma terimi ASTM (American Societyfor Testing Materials) komitesi tarafından ‘Bir printer kafası, nozul veya diğer yazıcı teknolojilerini kullanarak malzemenin çökeltilmesi ile objelerin üretilmesi yöntemi.’ şeklinde tanımlanmaktadır. Üç boyutlu çıktı sanal ortamda oluşturulmuş dijital görüntülerin ya da 3 boyutlu tarama ile oluşturulmuş görüntülerin 3 boyutlu objelere dönüştürülmesidir. Diğer bir deyişle 3 boyutlu dijital dataların gerçek dünyaya aktarılması 3 boyutlu yazıcılar ile sağlanmaktadır. 3 boyutlu yazıcılar kartezyen robot mantığıyla ve x,y,z koordinatlarında çalışırlar. 3 boyutlu yazıcıların yüksek doğruluk ve hassasiyete sahip kademeli/basamaklı çalışan motorları mevcuttur.

Üç boyutlu yazıcıların üretim aşamaları sırasıyla, modelleme, çıktı işlemi, son aşama ve üretim işlemleridir. Çıktı işlemlerinden önce modelleme yapılırken bilgisayar destekli tasarımları (CAD) nokta bulutunu ifade eden STL formatına çevrilir ve işleme devam edilir. Modelleme aynı zamanda bir 3 boyutlu tarayıcı yardımıyla çekilen görüntünün STL dosyasına çevrilmesiyle de yapılabilir. Modelleme aynı zamanda bir 3 boyutlu tarayıcı yardımıyla çekilen görüntünün STL dosyasına çevrilmesiyle de yapılabilir.

3 boyutlu çıktılarının ilkinin Stereolithography (SLA) cihazı olarak örnek gösterebiliriz. Charles Hull tarafından 1984 yılında icat edilmiştir. Lazer ile eritilen malzeme istenilen şekle sokularak obje elde edilir bu, en yaygın metottur. Çalışma prensibi 1986 yılında değişikliğe uğramıştır. Ancak günümüzdeki teknolojilere bakılacak olursa bahsedilen bu eski metotlar yetersiz görünmektedir. O yıllarda bu icadın gerçekleşmesi bir düşünceden öteye gidemezken 2000’li yıllarda bu konu üzerinde tekrar çalışmalar yapılmış ve günümüzdeki teknolojinin de yardımıyla başarılı bir şekilde üretime başlanmıştır (Barnatt 2013).

3 boyutlu yazıcıların çıktıları için genellikle termoplastik polimer malzemeler kullanılır. Bunlar çoğunlukla PLA veya ABS gibi malzemelerdir. ABS yüksek dayanıklılık

açısından elverişli gibi görünse de yüksek sıcaklıkta tehlikeli gazlar çıkarırlar. Bu sebeple PLA kullanımı daha yaygındır (Polat 2016). 3 boyutlu yazıcılarda kullanılan PLA filamentlere örnek Şekil 4.1’de gösterilmiştir.



**Resim 4.1** 3 Boyutlu Yazıcılarda Kullanılan PLA Filamentler (İnt.Kyn.3).

## 4.2 Kullanım Alanları

Üç boyutlu yazıcı mimarlık, mühendislik, otomotiv, endüstriyel tasarım, askeri, coğrafi mücevher ve moda gibi birçok alanda kullanılmasının yanında; sağlık alanında implant üretimleri ve diş hekimliği gibi birçok alanda da kullanım alanı bulmuştur.

Sağlık alanında kullanımı gün geçtikçe artan 3 boyutlu yazıcılar ile birçok çalışma yapılmıştır. Bu çalışmalara örnekler Çizelge 4.1 ‘de gösterilmiştir.

**Çizelge 4.1** 3 boyutlu yazıcıyla sağlık alanında yapılan çalışmalara örnekler.

---

### Uygulamalar

---

Kan damarı basımı (Bellan *et al.* 2009)

Pelvis kemiği basımı (Gerrand 2014)

Kıkırdak doku iskelesi basımı (Williams 2014)

Kıkırdak, kemik doku iskeleleri basımı (Murphy *et al.* 2014)

Alt çene implantı basımı (Singare *et al.* 2015)

Protez üretimi (Jin *et al.* 2015)

---

3 boyutlu yazıcılar ayrıca amaçlara yönelik çeşitli alanlarda da kullanılırlar bunlara örnek olarak;

- Mühendislik ve tasarım alanlarında prototip üretilmesi veya kalıp oluşturulması,
- Kişiye özgü ürünler üretilmesi,
- Protez ve implant uygulamaları,
- Yedek parça üretilmesi ve
- Herhangi bir yüzeyin topoğrafik yapısının incelenmesi için fiziksel veri oluşturulması verilebilir (Şahin vd. 2018).

### **4.3 Avantajları**

3 boyutlu yazıcının avantajları aşağıdaki gibidir.

- Zaman ve maliyet tasarrufu (Campbell *et al.* 2011).
- Üretilecek üründe kolaylıkla değişiklik yapılabilmesi (Şahin vd. 2018).
- Yedeklemede kolaylık ve ürünün farklı boyut ve renklerde uyarlanıp çoğaltılabilmesi,
- Kişiye özgü istenilen şekilde ürün üretilmesi (Şahin vd. 2018).
- Karmaşık yapılu ürünlerin kolay üretilebilmesi (Segerman 2012).
- Maliyet hesabının kolay yapılabilmesi (Şahin vd. 2018).
- Tasarımın aktarılmasında kolaylık (Şahin vd. 2018).
- Firenin minimum olması (Şahin vd. 2018).
- Çevre dostu üretim,
- İşçilik masraflarının ortadan kalkması,

### **4.4 Sınırlılıkları**

3 boyutlu yazıcının sınırlı olduğu durumlar ise aşağıdaki gibidir.

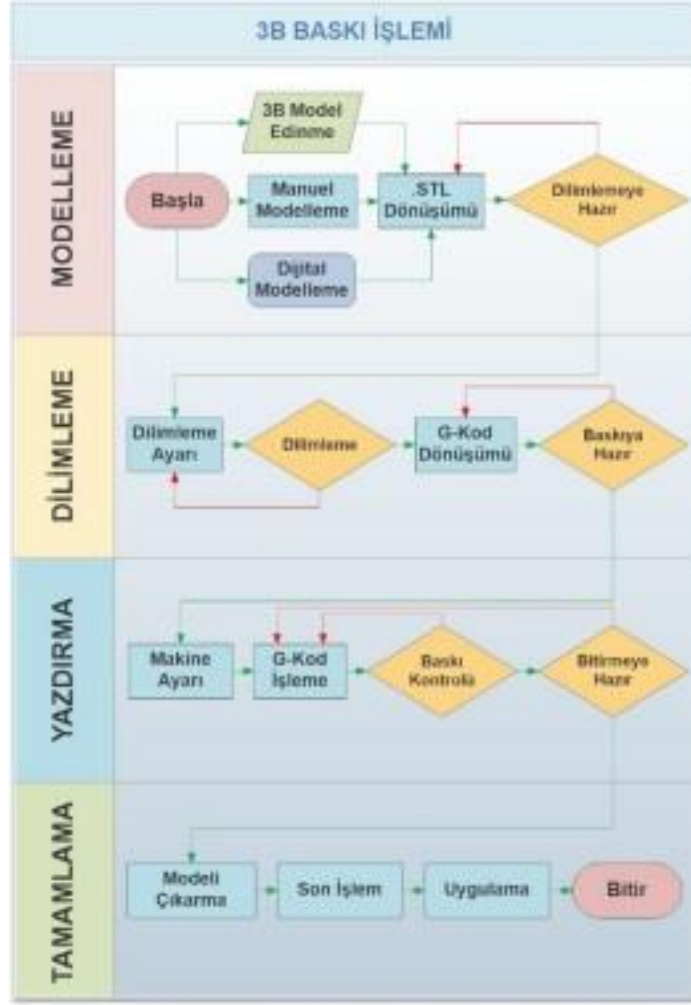
- Malzeme özellikleri renkleri ve çeşitleri açısından çeşitliliğin az olması (Şahin vd. 2018).
- Ürünlerin dayanıklılıklarının az olması (sıcaklık, nem ve kırılabilirlik gibi)
- Kişisel üretimin yapılabilmesi fikri mülkiyet hakları konusunda ihlallere yol açabilmesi (Bradshaw *et al.* 2010).
- Düşük hassasiyetli olması (diğer üretim yöntemlerine göre) (Şahin vd. 2018).

#### **4.5 Üretim Süreci**

3 boyutlu yazıcılarda üretim süreci belli aşamalardan oluşmaktadır. Bu aşamalar genel hatlarıyla;

- Modelleme
- Dilimleme
- Yazdırma
- Sonlandırma (Tamamlama) olarak tanımlanabilir.

3 boyutlu yazıcı ile üretim süreci Şekil 4.1’de gösterilmiştir. Modellemeden, 3 boyutlu nesnenin oluşturulmasına kadar geçen aşamalar Şekil 4.2’de gösterilmiştir.



Şekil 4.1 3 boyutlu baskı üretim süreci (Küçük ve Aydın 2015).



Şekil 4.2 3 boyutlu nesnenin elde edilme aşamaları (Campbell *et al.* 2011).

#### **4.5.1 Modelleme**

Yazdırılmak istenen objenin bilgisayar ortamında model olarak hazırlanması ilk yapılması gereken işlemdir. Bu model bilgisayar ortamında çeşitli programlarla hazırlanacağı gibi internet ortamında hazır kütüphanelerden de yararlanılabilir. Modelin sahip olması gereken en önemli özelliklerden biri uygun et kalınlığına sahip olması ve kapalı bir yüzey oluşturmasıdır. Model hazırlandıktan sonra STL dosyası olarak çıkarılmalıdır. (Şahin vd. 2018) Bu yöntemlere ek olarak manuel modelleme ve dijital modellemenin yanı sıra 3 boyutlu modelleme de yapılabilmektedir. 3 boyutlu modelleme 3 boyutlu tarayıcılar sayesinde yapılabilmektedir. 3 boyutlu yazıcılar, 3 boyutlu modelleme yazılımlarından ortak olarak STL uzantısını kullanarak çıktı almaktadır (Küçük ve Aydın 2017).

#### **4.5.2 Dilimleme**

STL olarak kaydedilmiş olan 3 boyutlu modellerin G koduna dönüştürülmesi dilimleme adımıyla gerçekleştirilmektedir. Dilimleme algoritması kullanılır ve 2 boyutlu kesitlere yani katmanlara ayrılmaktadır. 3 boyutlu yazdırma sırasında gerekli olacak; katman kalınlığı (Z yönü hassasiyet parametresi), dolgu deseni(iç dolgu yapısı geometrisi), dolgu miktarı (iç hacim doluluğu, dayanıklılık), hız ve sıcaklık gibi bütün parametreler bu adımda belirlenmektedir. En çok kullanılan dilimleme yazılımları, “Skeinforge” ve “Kisslicer”dır (Küçük ve Aydın 2015, 2017).

#### **4.5.3 Yazdırma**

Üretileme işlemi bu aşamada gerçekleştirilir. Dilimleme adımıyla elde edilmiş olan G-kod’lar ile 2 boyutlu katmanları sıralayarak 3 boyutlu nesnenin üretilmesi sağlanır. Yazdırma işlemleri dilimleme adımıyla parametrelerin sonucu olarak uzun sürede ya da kısa sürede tamamlanabilir. Üretim sırasında istenilen herhangi bir (katı, sıvı, toz) polimer malzeme kullanılabilir.



#### **4.5.4 Sonlandırma (Tamamlama)**

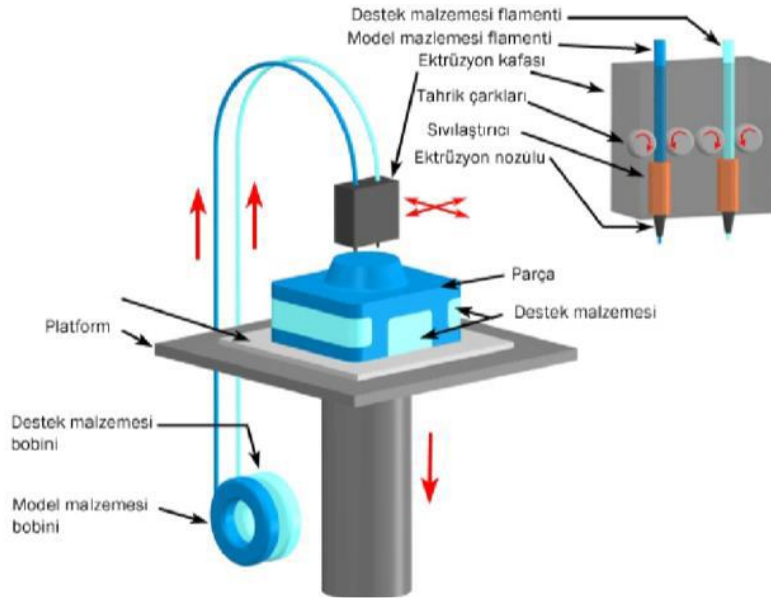
Tamamlama yani sonlandırma aşamasında üretilmiş olan numunenin zımparalanması ya da ısıl işlemler, çözelti ve gaz gibi yöntemler kullanılması ile pürüzsüz hale getirilmesi sağlanmaktadır (Küçük ve Aydın 2015, 2017).

#### **4.6 Teknolojileri**

3 boyutlu yazdırma teknikleri, geleneksel yöntemlerle zahmetli, pahalı ve uzun süren üretimi kısaltarak geleneksel yöntemlerle üretilmeyecek geometrilerin bile üretilmesini sağlamaktadır. 3 boyutlu yazıcılar üretimi gerçekleştirebilmek için katmanların oluşturulma farklılıklarına dayanan birçok teknolojilerden yararlanmaktadırlar (Şahin vd. 2018). 3 boyutlu yazdırma teknolojilerinin çeşitleri aşağıda ayrıntılı şekilde anlatılmıştır.

##### **4.6.1 Birleştirme Yoluyla Yığma Teknolojisi – (FDM)**

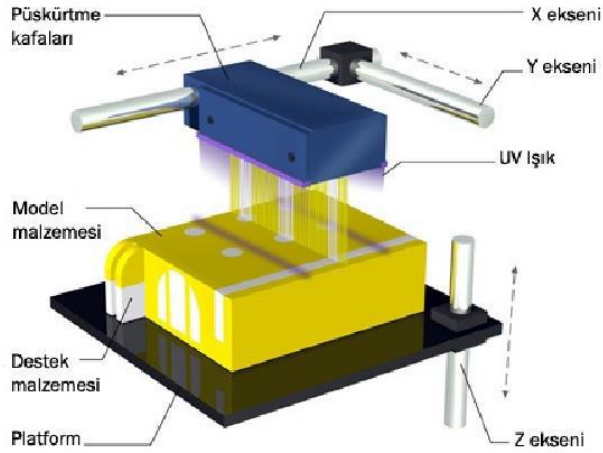
Birleştirme yoluyla yığma teknolojisi en çok tercih edilen ve kabul gören yöntemdir. Isı ile şekil alabile ABS, PLA gibi malzemeler bu yöntemde kullanılmaktadırlar. Yatay eksen temelli bir sistemin üç eksende hareketini temel alan bu teknoloji ile üçüncü eksende yığma yapılarak modelin oluşturulması sağlanmaktadır. Baş bölümü kullanılan polimer malzemeyi eriterek şekillendirme gerçekleştirir. Polimer olarak en çok tercih edilenler ABS ve PLA'dır. Çözünürlüğü ve pürüzlülüğü orta seviyede, mukavemeti iyi olan FDM teknolojisi maliyeti düşük, hızlı ve ofis ortamında kullanılabilir bir teknolojidir. Birleştirme yoluyla yığma teknolojisinin şeması Şekil 4.3'de gösterilmiştir (Şahin vd. 2018).



Şekil 4.3 FDM teknolojisinin çalışma diyagramı (Şahin vd. 2018).

#### 4.6.2 Eklemeli üretim (Poly Jet teknolojisi – Additive modelling)

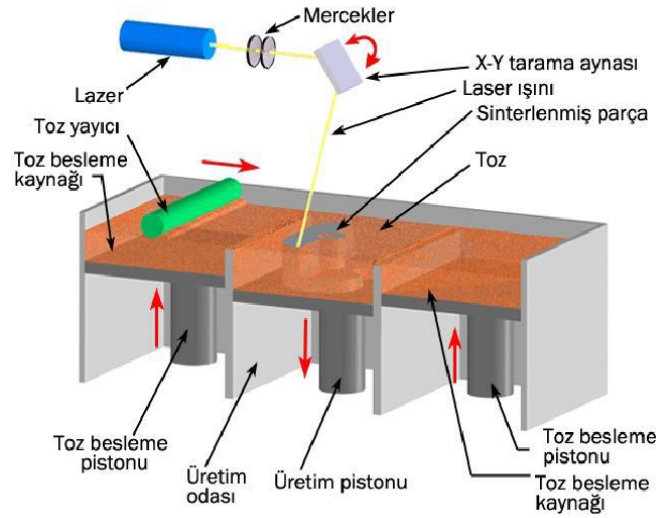
Mürekkep püskürtmeli yazıcılara benzer özelliklere sahiptir. Yumuşak yüzeyler elde edilebilir bir teknolojidir. Karışık şekillerin üretiminde daha başarılı ve çözünürlükleri daha yüksektir. Fotopolimer püskürtme yöntemini esas alır ve UV ile katılaştırma yapılan poly jet teknolojisinde malzeme olarak akrilik kullanılır. Poly Jet teknolojisine sahip yazıcının çalışma diyagramı Şekil 4.4’ de gösterilmiştir (Şahin vd. 2018).



Şekil 4.4 Poly Jet teknolojisinin çalışma diyagramı (Şahin vd. 2018).

#### 4.6.3 Seçici Lazer Sinterleme Teknolojisi- SLS (Selective Laser Sintering)

Seçici lazer sinterleme teknolojisi çok kullanılan teknolojilerden bir diğeridir. Toz metallere ısı ve basınç altında lazer ışınlarının yansıtılması ile katı cisimlerin üretilmesi prensibi ile çalışmaktadır. Başka bir deyişle tozun CO<sub>2</sub> lazer ile sinterlenmesi prensibi ile çalışmaktadır (Şahin vd. 2018). FDM teknolojisine göre oldukça yavaş olan SLS teknolojisinde metal, seramik ve plastik gibi malzemeler kullanılabilir (Yiğit 2016). Şekil 4.5 'de SLS teknolojisinin çalışma diyagramı gösterilmiştir.



Şekil 4.5 SLS teknolojisinin çalışma diyagramı (Şahin vd. 2018).

Bu teknolojilere yanı sıra aşağıdaki teknolojiler de kullanılmaktadır.

- Fotopolimer püskürtme yöntemini esas alan ve UV ile katılaştırma yapılan başka bir yöntem olan tarayarak ışıkla kütleme tekniğinde (SLA), malzeme olarak akrilik, epoksi, reçine bazlı malzemeler kullanılmaktadır (Şahin vd. 2018).
- Tabakaların lazer yardımıyla kesilip birleştirilmesini esas alan başka bir teknik ise tabakalı yapıştırılmalı parça imalatı teknolojisinde (LOM) plastik, köpük kağıt gibi malzemeler kullanılmaktadır (Şahin vd. 2018).

- Toz dolu tabakaların sıvı ile doldurulması çalışma esasına dayanan bir teknik olan bağlayıcı püskürtme teknolojisinde (binder jet) plastik toz malzeme olarak kullanılmaktadır. Bu teknoloji detaylı parçalar üretilirken kullanılabilir (Şahin vd. 2018).

#### **4.7 Geleneksel Yöntemlerle Yumuşak Doku Üretimi ve 3 Boyutlu Yazıcı**

Protezlerin yapımı için geleneksel yöntemler birçok adımdan oluşur. Zaman alan bu üretim yöntemi aynı zamanda maliyet açısından da oldukça pahalı, zahmetli ve iş gücü gerektiren bir süreçtir. Geleneksel yöntemlerle yumuşak doku ya da protez üretimi aşamaları; izlenim, alçı çoğaltma, taban plakası imalatı, kalıp imalatı, kalıp ambalajı, kütleme ve dış yüzey işlemleri gibi süreçlerden oluşmaktadır. Yapılan çalışmalara göre, maksillofasiyal protez takımı uzmanı protezin doğru boyutunu, şeklini ve konumunu belirler. Her bireysel hasta için balmumu üzerinde bir izlenim elle şekillendirir, daha sonra silikon döküm işlemi yapılır. El yapımı bir silikon kulak veya burun 4000 dolara kadar maliyete ve özelleştirme için 5-7 hastane ziyaretine ihtiyaç duyar. İşlem toplamda 5-10 hafta sürer (Yeong *et al.* 2004).

Birçok araştırmacı 3 boyutlu baskının protezlerin üretimini hızlandırmanın etkili bir yolu olarak göstermiştir. Kısa süreli daha ucuz ve iş gücü gerektirmeyen, kişiye özel bir yumuşak doku üretimi için 3 boyutlu yazıcıların kullanımı artmaktadır.

3 Boyutlu yazıcı kullanılarak hastanın kusurlu olan kısımları kolaylıkla proteze dönüştürülebilir. Örneğin bir kulağını kaybetmiş bir hastanın 3 boyutlu tarayıcı ile taranmış diğer sağlam kulağının ayna görüntüsü alınarak kaybetmiş olduğu kulağı yerine protezi kolaylıkla yapılabilir.

Konu ile ilgili yapılmış başlıca çalışmalar incelendiğinde Watson J. ve Hatamleh M.M. (2014) tarafından kulağın anatomisi tarandı ve döküm kalıbı tasarlandı, basıldı ve cilalandı. Sonra, medikal dereceli silikon kalıba döküldü. Bu işlem yumuşak bir yüzey ve karmaşık bir yumuşak doku protezi sunmuştur. Kulak şeklindeki protezlerin şeklini, dokusunu, yönünü ve rengini geliştirmek için, lazer taramanın dijital teknolojisi, 3D

yazdırma ve dijital renkli tarama entegre edildi. Hastanın normal kulağı tarandı ve protez tasarımı için aynalı görüntü kullanıldı. Sonunda, kulak basıldı ve klinik uygulama için kullanıldı. Resim 4.2. ve Resim 4.3.'de çalışmalar gösterilmiştir.



**Resim 4.2** Sağlam kulak taranarak yapılmış protezin görüntüsü (Watson and Hatamleh 2014).



**Resim 4.3** Sağlam kulak taranarak yapılmış protezin görüntüsü (Watson and Hatamleh 2014).

Yong He, Guang-huai Xue Jian-zhong Fu tarafından 3D tarayıcıyla taranan kulağın görüntüsünün zıttı bir program yardımıyla oluşturuldu. Bu kalıp 3D yazıcıyla yazdırıldı ve bu şekilde protez üretildi.

Yapılmış diğer bir çalışmada 27 yaşındaki kaza geçirmiş hastanın kaybetmiş olduğu burnu için çıkarılabilir bir burun protezi yapılmıştır. Eksik olan burnunu dijital olarak yeniden yapılandırmak, 3D yazdırmak ve bu iş akışını geleneksel iş akışıyla karşılaştırmak amaçlanmıştır. Materyalizasyon yazılımı (CMF Pro Plan; Materialize, Leuven, Belçika) hastanın BT taramasını dışa aktarmak ve yüz yapılarını bölümlere ayırmak için kullanıldı. Hastanın yüzünün tonu monokromatikti, çünkü doğrudan BT taramasından ayrıldı. Bu nedenle, hastanın 3D rekonstrüksiyonlarını dijital olarak renklendirmek için cilt kayıtlarıyla birlikte renkli bir fotoğrafı kullanıldı. Daha sonra, ZRrush yazılımı (ZBrush Software; Pixologic Inc., Los Angeles, CA) kullanılarak, dijital kazıma kullanılarak hastanın kusuru üzerine protez bir burun tasarlandı. Yüzünün renkli bir 3D dosyasını üretmek için Zbrush yazılımına içe aktarılan bir 2D resim ile başladı. Bir Dynamesh küresel aracı yüklenmiş ve 3D yüz modeline eklenmiştir. Tasarım dosyaları (yüz ve burun) .wrml'e çevrildi ve 3D yazıcı (J750; Stratasys Ltd., Eden Prairie, MN) kullanılarak esnek ve renkli malzemeyle 16 um dilim kalınlığında 3D olarak basıldı. Optimum estetik için buruna dış renk pigmentasyonları uygulandı. Burun sıvı silikon (P799 Extrinsic Sealant; Technovent, Bridgend, UK) ile kapatıldı ve 15 dakika süreyle polimerleşmeye bırakıldı. Protez burun yüze iyi bir şekilde yerleşti ve hasta memnun kaldı. Protez burnu yerinde tutmak için tıbbi dereceli yapıştırıcı (S520; Factor II Inc., Lakeside, AZ) kullanıldı. Bu burun geçici bir protez görevi gördü. Hasta 1 hafta sonra tekrar değerlendirildi ve geçici burnundan sorun yaşamadı. Açıklanan 3D iş akışı, geleneksel iş akışının izlediği aynı aşamalarla karşılaştırıldığında nazal protezi üretmek için önemli ölçüde daha az zaman gerektiriyordu (Nuseir *et al.* 2018). Yapılan çalışma Resim 4.4'de gösterilmiştir.



**Resim 4.4** Burun protezi öncesi ve sonrası (Nuseir *et al.* 2018).

## 5. MATERYAL METOT

### 5.1 Kullanılan Malzemeler

#### 5.1.1 PDMS

PDMS (Polimetilsiloksan) polimerlerdeki karbon temel zinciri yerine silisyum-oksijen temel zincirine sahiptir. Özellikleri bakımından esnek ve kararlı yapıdadır. Bu sebeple dış kulak implantlarında çene implantlarında, burun implantlarında ve parmak eklemlerinde kullanım alanı bulmalarının yanı sıra kan damarlarında ve göğüs implantlarında kullanılırlar (Holmes 1990).

Yapılan çalışmada iki çeşit PDMS kullanılmıştır. İlk kullanılan RTV 830 kiti shore 16 sertliğinde şeffaf yapıdadır ve Resim 5.1’de gösterilmiştir. İkinci olarak kullanılan RTV 2 kiti shore 10 sertliğinde ve beyaz yapıdadır ve Resim 5.2’de gösterilmiştir.



Resim 5.1 RTV 830 kiti.





Resim 5.2 RTV 2 kiti.

### 5.1.2 Boraks Pentahidrat

Boraks Pentahidratın kimyasal formülü  $\text{Na}_2\text{B}_4\text{O}_7 \cdot 5\text{H}_2\text{O}$  aşındırması yüksektir ve sulu çözeltilerde  $60.8 \text{ }^\circ\text{C}$ ' in üzerinde hızlı bir şekilde kristalleşirler (İnt.Kyn.4). Boraks dekahidrat doğada tinkal minerali olarak bulunur.  $50 \text{ }^\circ\text{C}$ ' ye ısıtıldığında boraks pentahidratı oluşmaktadır. Bor kimyasallarının ergime sıcaklıklarının düşük olması camsı yapı oluşmasını kolaylaştırır ayrıca ısıl dayanıklılık sağlar. Tüm bunların yanında ağartma ve leke çıkarma, asidite ve alkalinite dengeleme, yüksek iletkenlik ve nötron absorpsiyonu kapasiteleri antiseptik, antibakteriyel özellikleri, alev geciktirme ve anti-korozif özellikleri sayesinde birçok alanda kullanılabilirler.

Boraks pentahidrat ve boraks dekahidrat temizlik ürünlerinde hammadde olarak ve kişisel bakım ürünlerinde kullanılırlar ayrıca endüstriyel kirlerin giderilebilmesi için

sabunların yapımında da kullanılırlar (TMMOB 2016). Boraks pentahidratın organik çözücüler içindeki çözünürlüğü Çizelge 5.1’ de gösterilmiştir (Erkan 2002).

**Çizelge 5.1** Boraks Pentahidratın çözünürlüğü (organik çözücülerde) (Erkan 2002).

<b>Çözücü</b>	<b>Sıcaklık</b>	<b>% Ağırlık</b>
<b>Etilen Glikol</b>	25 °C	31,2
<b>Propilen Glikol</b>	25 °C	21,9
<b>Dietilen Glikol</b>	25 °C	10,0
<b>Metanol</b>	25 °C	16,9

Yapılan çalışmada boraks pentahidratın yumuşak dokuya antibakteriyel özellik katıp katmadığı test edilmiştir. Çalışmamızda boraks pentahidrat, kullanılan PDMS’nin %10’u oranında kullanılmıştır.

### **5.1.3 3 Boyutlu Tarayıcı**

3 boyutlu nesnelerin modellerini oluşturmak amacıyla taranması ve dijital veriye dönüştürülmesi işlemine 3 boyutlu tarama denir. 3 boyutlu tarama, modelin, numunenin 3 boyutlu tarama cihazlarıyla sayısallaştırılarak bilgisayar ortamına aktarılması işlemidir. 3 boyutlu tarayıcı, nesnelere saniyede 15 kare hızında tarar. Çalışmada kullanılan 3 boyutlu tarayıcı Artec marka Eva model el tipi ışık tarayıcısıdır ve Resim 5.3’de gösterilmiştir. Tarayıcı bilgisayar bağlantısıyla görüntü oluşturmaktadır. Yapılan çalışmada 3 boyutlu el tipi tarayıcı kullanılmıştır. Kullanılan tarayıcı el tipi olması sebebiyle tarama işlemi sırasında yavaş hareket etmesi önemlidir. Bu sayede bitişik çerçeve alanlarının üst üste binmesini sağlamış olur. Örtülmüş alanların özellikleri, çekilen çerçevelerin otomatik olarak hizalanması için kullanılır. Kare hizalaması, tarama sırasında gerçekleştirilir. Tek bir koordinat sisteminde görüntülenmiş ve hizalanmış karelere anında erişilebilir. 3D tarayıcıda tarayıcı ve hedef nesne arasındaki mesafe çok önemlidir. Tarama sırasında nesneye çok yakın olursa, görüntü yakalanamayabilir. Tarayıcı nesneden çok uzakta olursa, tarama yüzeyi çok gürültülü

olabilir ve bu, 3 boyutlu modelin işlenmesi zorlaştırıp olumsuz sonuçlar çıkabilir. Bu nedenle el tipi 3 boyutlu tarayıcı yakın kesme düzleminde geçerken mümkün olduğunca nesneye uygun yerleştirilmelidir.



**Resim 5.3** Artec Eva el tipi 3 boyutlu tarayıcı.

#### **5.1.4 3 Boyutlu Yazıcı**

Yapılan çalışmada kullanılan 3 boyutlu yazıcı Ultimaker marka 2 model 3 boyutlu yazıcıdır. Resim 5.4’de kullanılan yazıcı gösterilmiştir.



**Resim 5.4** Ultimaker marka 2 model 3 boyutlu yazıcı.

Çalışmada kullanılan 3 boyutlu yazıcıya ait teknik özellikler Çizelge 5.2’de gösterilmiştir.

**Çizelge 5.2** Çalışmada kullanılan Ultimaker 2 3 boyutlu yazıcı özellikleri.

<b>Baskı Teknolojisi</b>	FFF (Fused Filament Fabrication)
<b>Baskı Hacmi</b>	23 x 22,5 x 20,5 cm
<b>Pozisyon Hassasiyeti</b>	X - 12,5 Mikron, Y-12,5 Mikron, Z-5
<b>Filamet Çapı</b>	Mikron
<b>Baskı Ucu Çapı</b>	2,85 mm
<b>Baskı Hızı</b>	0,4 mm
<b>İşleme Hızı</b>	30mm/1-300mm/s
<b>Dosya Türleri</b>	30mm/1-350mm/s
<b>Eksen Boyutları</b>	STL/OBJ/DAE/AMF
<b>Baskı Sırasında Baskı Ucu Sıcaklığı</b>	X - 35,7cm, Y - 34,2cm, Z – 38,8cm
<b>Baskı Sırasında Baskı Levha Sıcaklığı</b>	180-260°C
<b>Baskı Sırasında Baskı Ortalama Gürültü Şiddeti</b>	50-100°C
<b>Baskı Sırasında Ortalama Gürültü Şiddeti</b>	49dBA

### 5.1.5 Filament

3 boyutlu yazıcılarda eritilerek kullanılan malzemelere filament denir. En çok kullanılan türleri ABS ve PLA’dır (İnt.Kyn.5). Çalışmada 3 boyutlu yazıcıda kullanılan 75 mm PLA ten rengi filament Resim 5.5 ‘de gösterilmiştir.

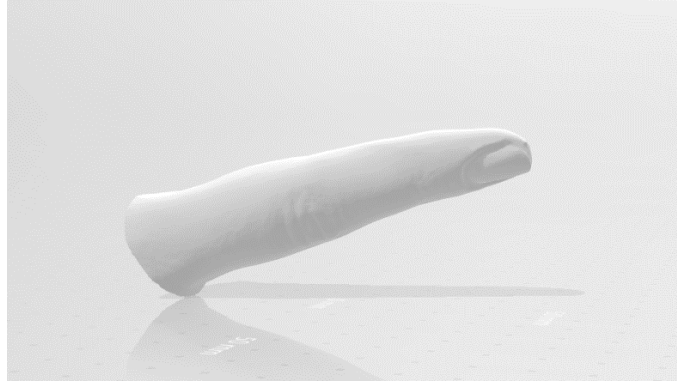


**Resim 5.5** Ten rengi filament.

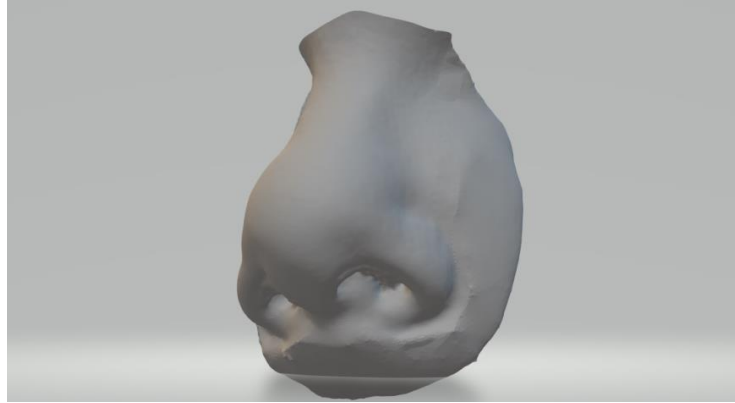
## 5.2 Numunelerin üretilmesi

### 5.2.1 3D Tarama işlemleri

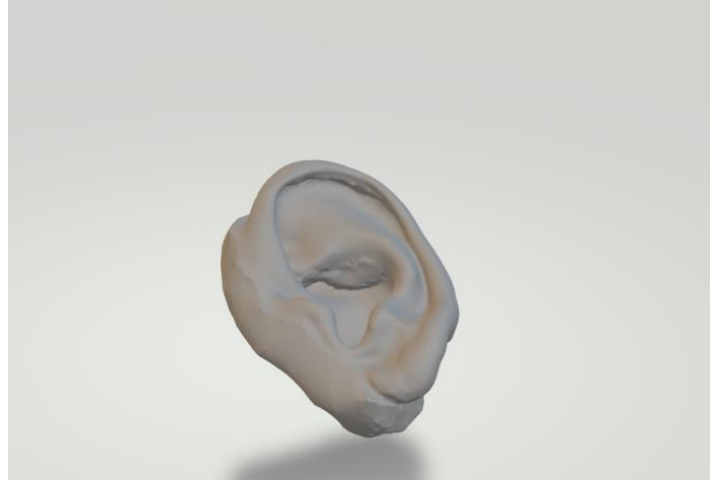
3 boyutlu tarama işlemleri bir firmadan hizmet alımı olarak yapılmıştır. Yapılan çalışmada kullanılan 3 boyutlu görüntüler tez yazarına ait; parmak, burun ve kulak görüntüleridir. Bu görüntülerden parmak görüntüsü Resim 5.6'da, burun görüntüsü Resim 5.7'de ve kulak görüntüsü Resim 5.8'de gösterilmiştir.



**Resim 5.6** 3 Boyutlu tarayıcı ile taranmış parmak görüntüsü.

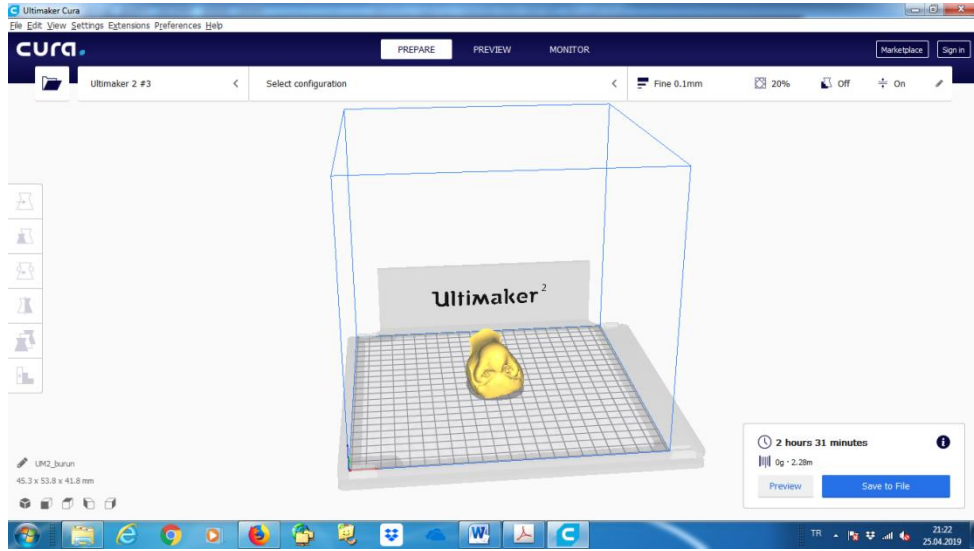


**Resim 5.7** 3 Boyutlu tarayıcı ile taranmış burun görüntüsü.

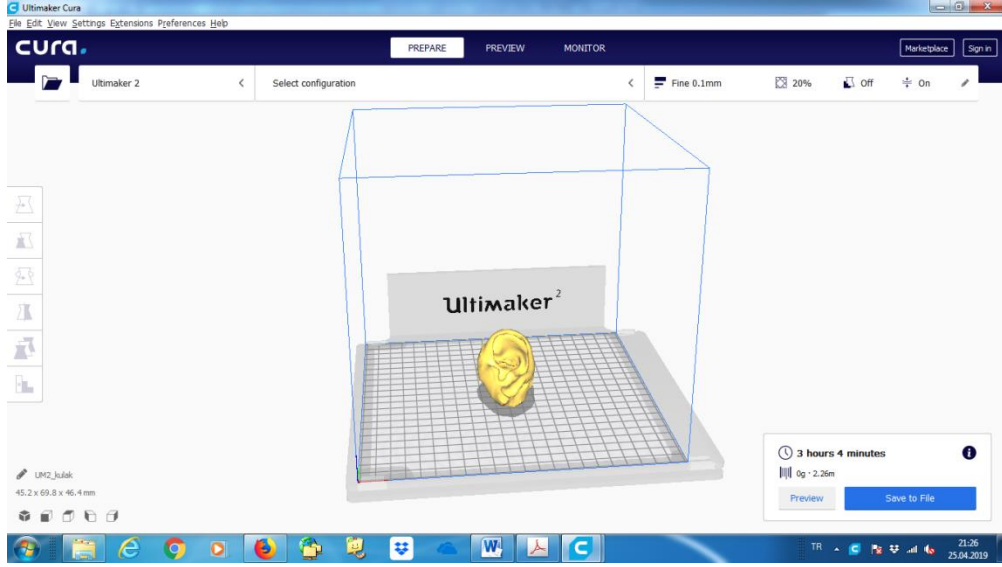


**Resim 5.8** 3 Boyutlu tarayıcı ile taranmış kulak görüntüsü.

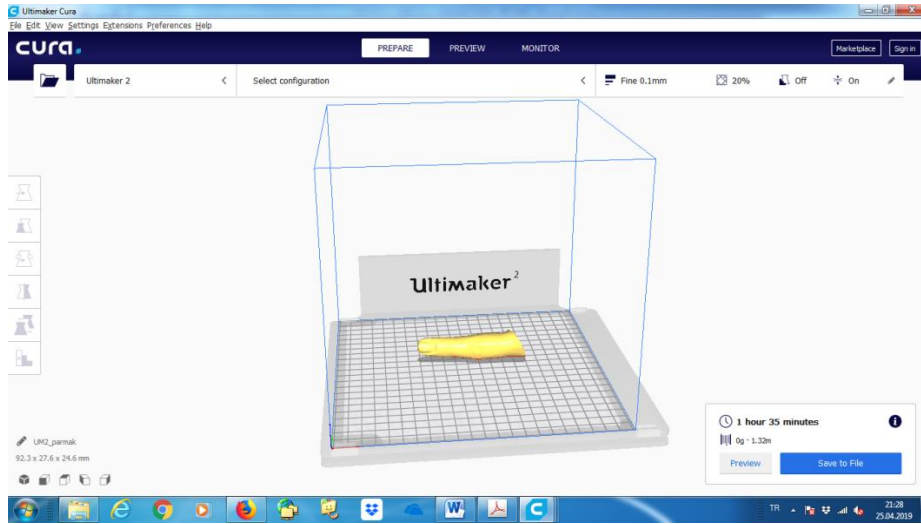
Ultimaker cura 4.0.0 programı yardımıyla tarama dosyaları 3 boyutlu yazıcı ile yazılabilir dosya haline dönüştürülür. Ultimaker cura 4.0.0 programının kullanımı burun çalışması Resim 5.9’da, kulak çalışması Resim 5.10’da, ve parmak çalışması Resim 5.11’de gösterilmiştir.



**Resim 5.9** Ultimaker cura 4.0.0 programının kullanımı (burun).



**Resim 5.10** Ultimaker cura 4.0.0 programının kullanımı (kulak).



**Resim 5.11** Ultimaker cura 4.0.0 programının kullanımı (parmak).

## 5.2.2 3D Yazdırma işlemleri

3 boyutlu yazıcıdan çıkartılmış numunelerden burun numunesi Resim 5.12’de, kulak numunesi Resim 5.13’de, parmak numunesi Resim 5.14’de ve diğer bir kulak numunesi Resim 5.15’de gösterilmiştir.





**Resim 5.12** 3 boyutlu yazıcıdan çıkartılmış sert yapıda kulak numunesi.



**Resim 5.13** 3 boyutlu yazıcıdan çıkartılmış sert yapıda kulak numunesi.





**Resim 5.14** 3 boyutlu yazıcıdan çıkartılmış sert yapıda parmak numunesi.



**Resim 5.15** 3 boyutlu yazıcıdan çıkartılmış sert yapıda kulak numunesi.

### **5.2.3 Kalıp Oluşturma**

Kalıp oluşturmak için aljinat malzemesi kullanılmıştır. 1-2 dk içerisinde donma özelliğine sahip aljinat, genelde diş hekimliğinde kullanılan bir ölçü malzemesi olup donduktan sonra elastik bir yapı oluşturmaktadır. Çalışmamızda 3 boyutlu yazıcı ile üretilmiş olan sert yapıdaki kulak, burun, parmak örneklerinin aljinat içerisine daldırılarak kalıbının çıkarılması sağlanmıştır. Kullanılan aljinat Resim 5.16’de, aljinat ve su karışımının hazırlanması Resim 5.17 ‘de, kalıpların oluşturulması Resim 5.18’de, kalıptan çıkarıldıktan sonraki kalıp şekli Resim 5.19’da ve Resim 5.20’de gösterilmiştir.



**Resim 5.16** Çalışmada kullanılan aljinat.



**Resim 5.17** Aljinat karışımının hazırlanması.



**Resim 5.18** Kalıp alma işlemleri.



**Resim 5.19** Kalıp alma işlemleri.



**Resim 5.20** Kalıp alma işlemleri.

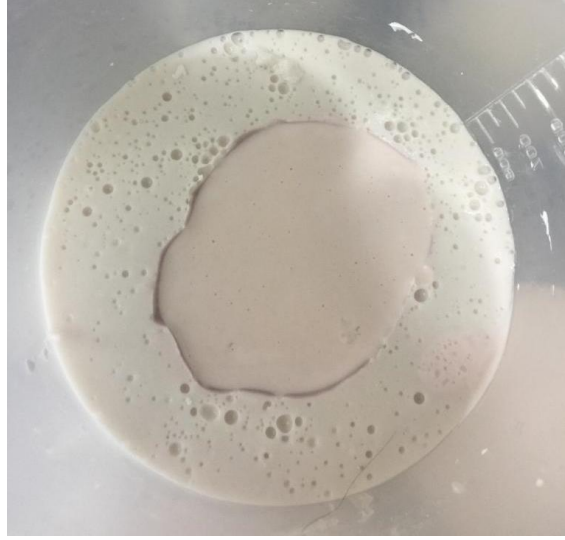
#### **5.2.4 Döküm**

Kalıpların içine hazırlanan PDMS karışımlarından ilk olarak RTV 830 kiti kullanılmıştır. RTV 830 kiti shore 16 sertliğinde ve şeffaf yapıdadır. 1/1 oranında katalizörü ile karıştırılan RTV830'a çözücü olarak diklormetan eklenmiştir. Ayrıca boraks pentahidrat ve renklendirici eklenmiş olan yumuşak doku karışımına ek olarak boraks pentahidrat eklenmemiş ikinci bir karışım hazırlanmıştır. RTV 830 kiti ile hazırlanan yumuşak doku çalışmalarının döküm işlemleri Resim 5.21'de gösterilmiştir.



**Resim 5.21** RTV830 kiti ile hazırlanmış karışım döküm işlemleri.

İkinci olarak shore 10 sertlik değerine sahip RTV 2 kiti kullanılmıştır. RTV 2 kiti yapılan ilk çalışmaya göre daha akışkan yapıya sahiptir. RTV2 %3 oranında katalizörü ile karıştırılmıştır. Ayrıca boraks pentahidrat ve renklendirici eklenmiş olan yumuşak doku karışımı kalıplara dökülerek donması sağlanmıştır. Ayrıca renklendirici ve boraks pentahidrat içermeyen bir karışım daha hazırlanarak testleri yapılmıştır. RTV 2 kiti ile hazırlanan yumuşak doku karışımının döküm işlemleri Resim 5.22’de gösterilmiştir.

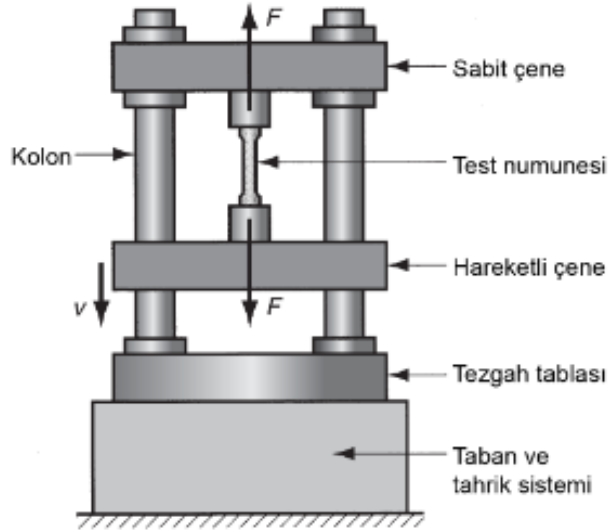


**Resim 5.22** RTV2 kiti ile hazırlanmış karışım döküm işlemleri.

### **5.3 Karakterizasyon**

#### **5.3.1 Çekme Deneyi**

Çekme deneyinin düzeneği aşağı yukarı hareket edebilen iki çenesi bulunan ve bu çenelere test edilecek malzemenin bağlanması sonrasında bu iki çeneye kuvvet veren ve ölçen ünitelerden oluşur. Çenelerden biri sabit hızda hareket ettirilir ve bu sayede test edilecek malzemeye değişken miktarlarda çekme kuvveti uygulanır. Bunun sonucunda test malzemesindeki kuvvete karşılık gelen uzama kaydedilir. Çekme deney düzeneği örneği Şekil 5.1’de gösterilmiştir.



Şekil 5.1 Çekme deneyi düzeneği.

### 5.3.2 Sertlik Deneyi (Shore A)

Malzemenin çizilmeye, sürtünmeye, plastik deformasyona ve kesmeye karşı yani başka bir deyişle kalıcı bir ize karşı göstermiş olduğu dirence sertlik denir. Sertlik ölçümü laboratuvarlarda bulunan özel cihazlarla yapılır ve bulunan değer, malzemenin plastik deformasyona direncidir.

Sertlik ölçümü malzemeler üzerinde yapılan en genel deneylerden birisidir. Gerek deneyin basit olması gerekse diğer testlere oranla numuneyi daha az tahribata uğratması en önemli özellikleri arasındadır. Bir başka önemli özelliği ise bulunan sertlik değerinden yola çıkarak numunenin sertlik değeri ile çekme mukavemetinin

Plastik ve kompozit malzemelerde batma sertlik değeri Shoremetre (durometre) cihazı kullanılarak ölçülür. Shoremetre cihazı A tipi ve D tipi olmak üzere iki çeşittir. A tipi shoremetre yumuşak plastikler, lastik, elastomer, deri, vinil, kauçuk, pvc, silikon, teflon, kauçuk, neopren gibi yumuşak malzemelerin sertliğini ölçmek için kullanılırken, D tipi shoremetre cihazı ise sert plastikler polyester, naylon, ABS, poliamid, poliüretan,

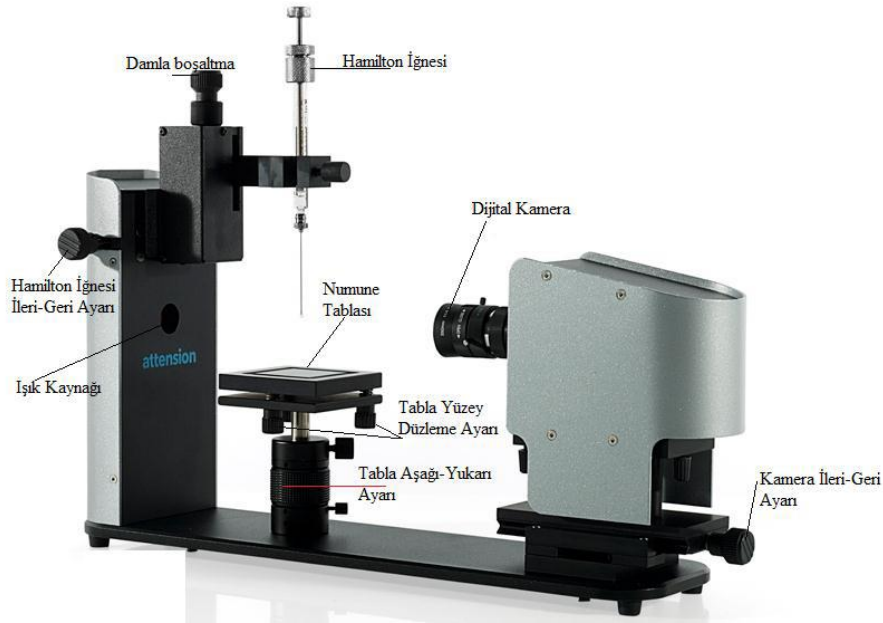


kevlar, ahşap, akril ve polistren gibi rijit olan malzemelerin sertliğini ölçmek için kullanılır (Kayalı 1990).

### 5.3.3 Temas Açısı Ölçümü

Temas açısı ölçümü yapılırken “KSV Attension” marka “ThetaLite TL 101 Optical Tensiometer” cihazı kullanılır. Bu cihaz Sessile Drop (damla yayını) yöntemiyle çalışmaktadır. Kurutma kabından çıkarılmış tablet numuneler üzerine sessile drop yöntemi uygulanır.

Bu cihazın çalışma prensibi, Hamilton mikro şırınga ile katı yüzeye, enerjisi veya yüzey gerilimi belli olan sıvının damlatılmasının ardından, damlanın katı yüzey ile oluşturduğu açının ölçülmesi şeklinde tarif edilebilir. Ölçüm sırasında oluşan açı bir optik kamera yardımı ile görüntülenir ve ardından temas açısı dijital bir goniometre ile ölçülür. “KSV Attension” marka “ThetaLite TL 101 Optical Tensiometer” cihazı Şekil 5.2’ de gösterilmiştir.



Şekil 5.2 “KSV Attension” marka “ThetaLite TL 101 Optical Tensiometer” cihazı.

Enerjisi veya yüzey gerilimi belli olan sıvı yüzeye damlatıldığı anda 10 farklı görüntü kaydedilir. Bu görüntüler milisaniye aralıklarla alınır. Ardından alınmış tüm görüntülerdeki temas açıları ayrı ayrı ölçülür ve tüm ölçümlerin aritmetik ortalaması alınarak numune tableti yüzeyindeki üç farklı noktanın temas açısı belirlenir. Ardından üç farklı yönden belirlenmiş temas açılarının da aritmetik ortalaması alınır ve numunenin asıl temas açısı belirlenmiş olur (Arsoy 2014).

### 5.3.4 Antibakteriyel Test

*Staphylococcus aerus* bakterilerinin sayısı, yayma plak yöntemiyle Baird Parker agar kullanılarak yapılmıştır. Öncelikle analizlerde kullanılacak bakteri olan *Staphylococcus aerus* (ATCC 6538) bakterileri nutrient broth içerisinde 24 saat 37 °C de çoğaltılmıştır.Çoğaltılan mikroorganizmadan, her bir numune yüzeyine cm<sup>2</sup> 'de 10<sup>6</sup> kob/ml bakteri olacak şekilde inokule edildikten sonra steril pipet ile yüzeye homojen bir şekilde yayılmıştır.

Numuneler deneme düzeyine uygun süre ve ortamlarda bekletildikten sonra her bir numune den steril swap yardımı ile yüzeyden örnekler alınmış ve swaplar içlerinde steril 10 ml ringer bulunan tüpler içerisine aktarılmıştır. Bu tüplerden seri dilüsyonlar hazırlandıktan sonra her dilüsyondan çift paralel olacak şekilde baird parker agara ekim yapılmış ve steril bir drigalski spatülü yardımı ile homojen bir şekilde yayılmıştır.

Analizlerde kullanılacak besiyeri otoklavda 121°C'de, 1 atmosfer basınçta 20 dakika boyunca sterilize edildikten sonra oda sıcaklığına kadar soğutulmuştur. Bu şekilde her ekim yapılacak numune için 3'er adet dilüsyon hazırlanmıştır. Besiyerinin numuneyi emmesi beklendikten sonra besiyerleri 24 saat 37 °C de etüvde inkubasyona bırakılmıştır. İnkubasyon sonrasında 0,5 mm'den daha büyük etrafı beyaz zonlu siyah renkli koloniler sayılarak örneklerin cm<sup>2</sup> sindeki bakteri sayısı aşağıdaki formüle göre hesaplanmıştır (Nickerson and Sinskey 1974, Anonim 1989, Halkman 2005).



$$N = C/[V \times (n1 + 0,1 \times n2) \times d] \quad (5.1)$$

Burada;

N: Örneğin 1 gram ya da 1 mililitresindeki mikroorganizma sayısı

C: Sayımı yapılan tüm petri kutularındaki koloni sayısının toplamı

V: Sayımı yapılan petri kutularına aktarılan hacim (mL)

n1: İlk seyreltiden yapılan sayımlarda sayım yapılan petri kutusu adedi

n2: İkinci seyreltiden yapılan sayımlarda sayım yapılan petri kutusu adedi

d: Sayımın yapıldığı ardışık iki seyreltiden daha konsantre olanın seyrelme oranı

## 6. BULGULAR

Yapılan ilk çalışmada RTV 830 kiti kullanılmıştır. RTV 830 kitinin akışkanlığı oldukça az olması sebebiyle hazırlanmış karışım kalıpların içine yeterli seviyede akışmamıştır. Çalışma başarısız olmuş ve süngerimsi yapılar elde edilmiştir. RTV830 kiti ile hazırlanmış olan yumuşak doku çalışması kalıptan çıkarıldıktan sonra oluşan süngerimsi yapı Resim 6.1’de gösterilmiştir.



**Resim 6.1** RTV830 kiti ile hazırlanmış yumuşak doku implantı.

İkinci çalışmada akışkanlığı daha yüksek shore 10 sertliğinde RTV2 kiti kullanılmıştır. RTV 830 kitine göre daha akışkan yapıya sahip olduğu için kalıp içine yeterli seviyede yerleşmiş ve çalışma başarılı olmuştur. RTV2 kiti ile hazırlanmış olan yumuşak doku çalışması kalıptan çıkarıldıktan sonra oluşan yapılardan burun implant numunesi Resim 6.2’de, kulak implant numuneleri Resim 6.3’de ve Resim 6.4’de gösterilmiştir.



**Resim 6.2** RTV2 kiti ile hazırlanmış yumuşak doku implantı (burun).



**Resim 6.3** RTV2 kiti ile hazırlanmış yumuşak doku implantı (kulak).



**Resim 6.4** RTV2 kiti ile hazırlanmış yumuşak doku implantı (kulak).

## 6.1 Karakterizasyon

### 6.1.1 Çekme Deneyi

Katkısız silikon numunesi ve %10 boraks pentahidrat katkısı içeren numune çekme deneyi sonuçlarına göre boraks katkılı numunenin çekme mukavemetinin yaklaşık %17 oranında arttığı gözlemlenmiştir. Uzama miktarının ise boraks katkılı numunede %130 oranında azaldığı gözlemlenmiştir.

Boraks pentahidrat katkılı yumuşak doku numunesi ile katkısız yumuşak doku numunesinin çekme deneyi sonuçları Çizelge 6.1’de gösterilmiştir.

**Çizelge 6.1** Boraks katkılı numune ve katkısız numunenin çekme mukavemeti ve % uzama miktarı karşılaştırması.

	<b>Katkısız</b>	<b>Boraks Katkılı</b>
<b>Çekme Mukavemeti (MPa)</b>	4,1	4,8
<b>% Uzama</b>	480	350

### 6.1.2 Sertlik Deneyi (Shore A)

Katkısız silikon numunesi ve %10 boraks pentahidrat katkısı içeren numune sertlik deneyi sonuçlarına göre boraks katkılı numunenin shore A değerinin arttığı gözlemlenmiştir.

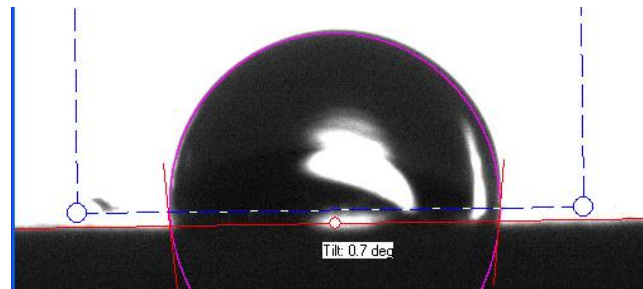
Boraks pentahidrat katkılı yumuşak doku numunesi ile katkısız yumuşak doku numunesinin sertlik deneyi sonuçları Çizelge 6.2’de gösterilmiştir.

**Çizelge 6.2** Boraks katkılı numune ve katkısız numunenin sertlik (shore A) karşılaştırması.

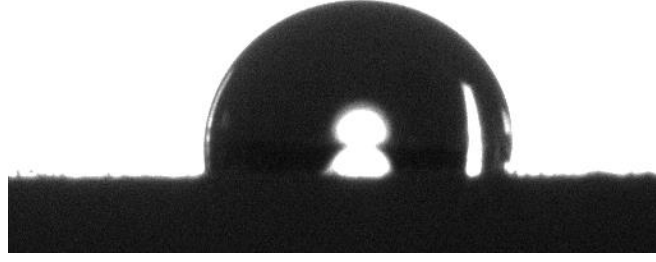
	Katkısız	Boraks Katkılı
Sertlik (Shore A)	22	26

### 6.1.3 Temas Açısı Ölçümü

KSV Attension” marka “ThetaLite TL 101 Optical Tensiometer” cihazı kullanılarak ilk olarak boraks pentahidrat içermeyen numune üzerine hamilton mikro şırınga ile enerjisi veya yüzey gerilimi belli olan sıvının damlatılmasının ardından, damlanın katı yüzey ile oluşturduğu açının ölçülmesi gerçekleştirilmiştir. Ölçüm sırasında oluşan açı bir optik kamera yardımı ile görüntülenmiş ve ardından temas açısı dijital bir goniometre ile ölçülmüştür. Boraks pentahidrat katkısı içermeyen numunenin temas açısı ölçümleri Resim 6.5 ve Resim 6.6’de gösterilmiştir.

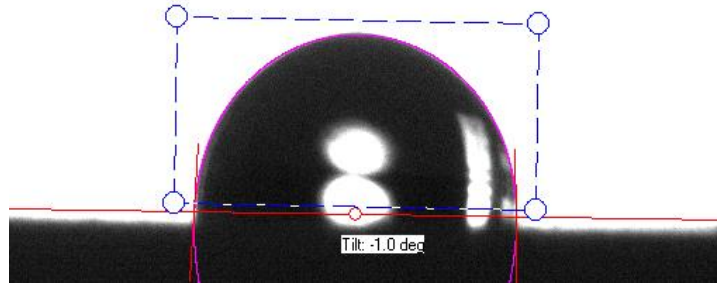


**Resim 6.5** Boraks pentahidrat katkısı içermeyen numunenin temas açısı ölçümü.

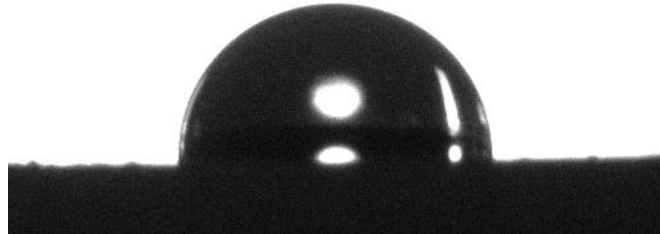


**Resim 6.6** Boraks pentahidrat katkısı içermeyen numunenin temas açısı ölçümü.

KSV Attension” marka “ThetaLite TL 101 Optical Tensiometer” cihazı kullanılarak ilk olarak boraks pentahidrat katkılı numune üzerine hamilton mikro şırınga ile enerjisi veya yüzey gerilimi belli olan sıvının damlatılmasının ardından, damlanın katı yüzey ile oluşturduğu açının ölçülmesi gerçekleştirilmiştir. Ölçüm sırasında oluşan açı bir optik kamera yardımı ile görüntülenmiş ve ardından temas açısı dijital bir goniometre ile ölçülmüştür. Boraks pentahidrat katkılı numunenin temas açısı ölçümleri Resim 6.7 ve Resim 6.8’de gösterilmiştir.



**Resim 6.7** Boraks pentahidrat katkılı numunenin temas açısı ölçümü.



**Resim 6.8** Boraks pentahidrat katkılı numunenin temas açısı ölçümü.

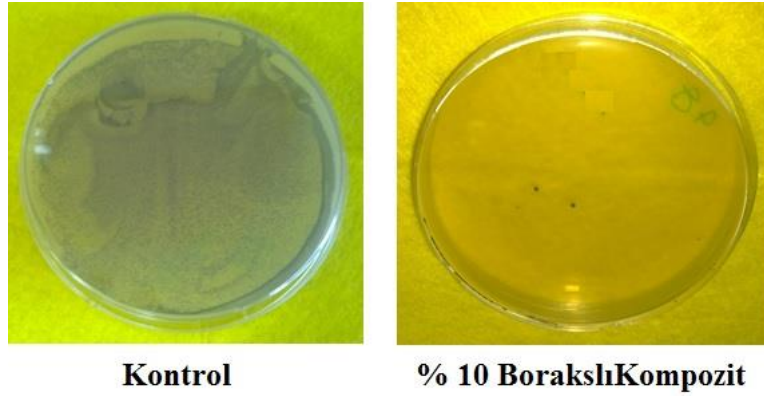
Katkısız silikon ve boraks pentahidrat katkılı silikonun temas açısı ölçüm sonuçlarına göre katkısız numune hidrofobik özellik gösterirken, boraks pentahidrat katkısı numuneye hidrofilik özellik kazandırdığı gözlemlenmiştir. Temas açısı ölçüm sonuçları Çizelge 6.3’de gösterilmiştir.

**Çizelge 6.3** Katkılı ve katkısız numunenin temas açısı ölçüm sonuçları.

<b>Numune Özelliği</b>	<b><math>\Theta</math>(sol)</b>	<b><math>\Theta</math> (sağ)</b>
<b>Katkısız Numune</b>	96,93	96,12
<b>%10 Boraks Pentahidrat İçeren Numune</b>	87,85	88,58

#### 6.1.4 Antibakteriyel Test

Antibakteriyel test sonuçlarına göre boraks içermeyen kontrol numunesinde  $2.10^6$  kob/cm<sup>2</sup> üreme gözlenirken, %10 boraks pentahidrat içeren numunede üreme görülmemiştir. Çalışma yapılan numuneler Resim 6.9’da gösterilmiştir.



**Resim 6.9** Antibakteriyel test yapılan numuneler.

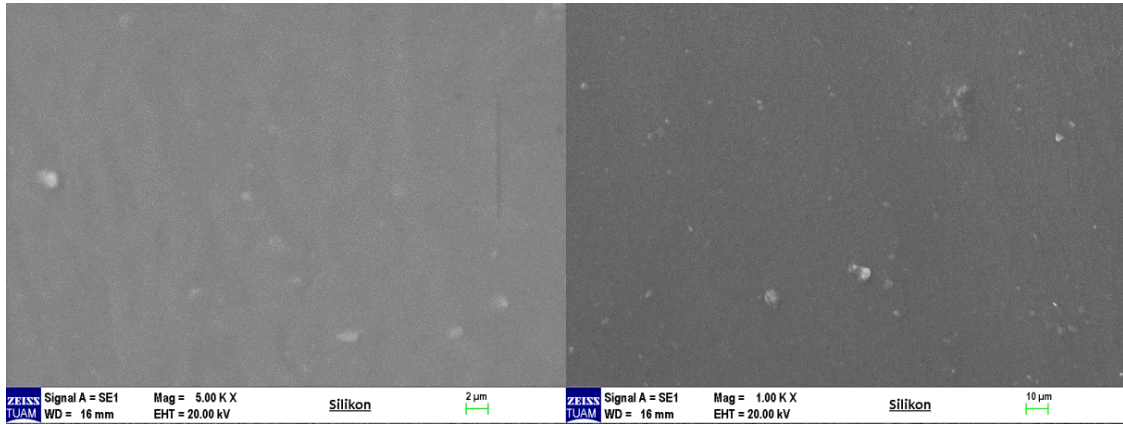
Antibakteriyel test sonuçları Çizelge 6.4’de gösterilmiştir.

**Çizelge 6.4** Antibakteriyel test sonuçları.

Numune özelliği	<i>Staphylococcus aerus</i> bakterilerinin sayısı
<b>Kontrol</b>	2.10 <sup>6</sup> kob/cm <sup>2</sup>
<b>%10 Boraks pentahidratlı numune</b>	0

### 6.1.5 SEM Analizi

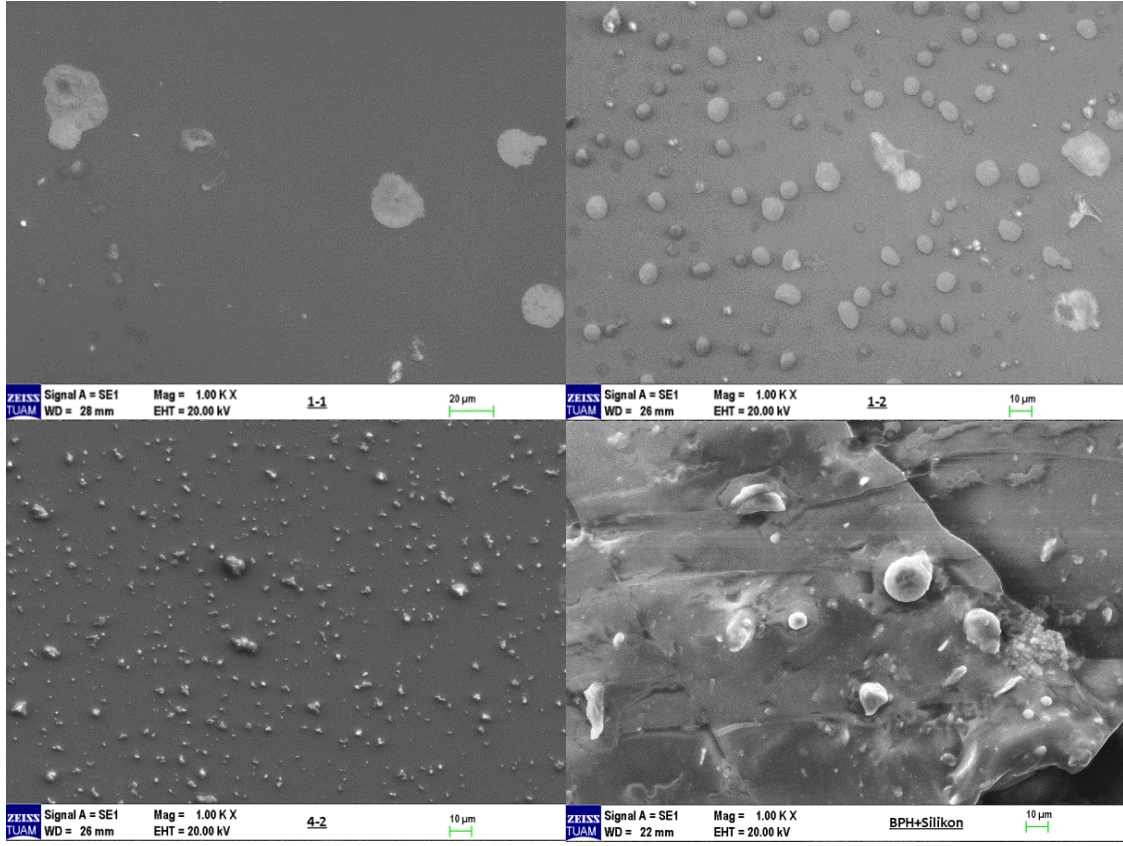
Katkısız silikon numunesinin SEM analizi sonucuna göre gözeneksiz pürüzsüz bir yapı gözlemlenmiştir. Böylece mekanik mukavemetini olumsuz etkileyecek pürüz ve gözenekler tespit edilmemiştir. Katkısız silikon numunenin SEM kesit görüntüleri Resim 6.10'da gösterilmiştir.



**Resim 6.10** Katkısız silikon polimere ait kesit SEM görüntüsü.

%10 boraks pentahidrat katkısı içeren silikonun farklı büyütme kesit görüntülerinden silikon içerisine katkılanmış boraks pentahidrat tanecikleri homojen olarak dağıldığı topaklaşmanın olmadığı gözlemlenmiştir. Boraks katkılı silikon numunenin SEM kesit görüntüleri Resim 6.11'de gösterilmiştir.

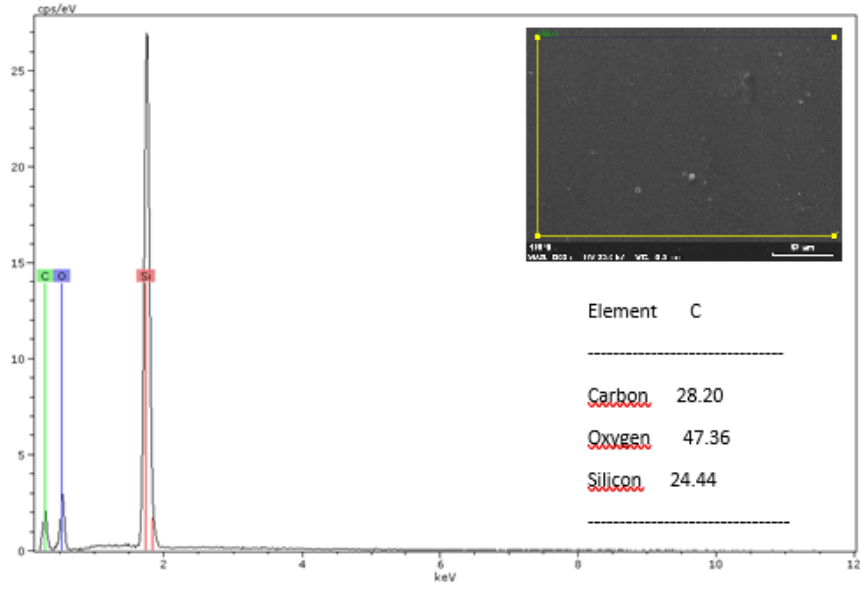




**Resim 6.11** Boraks katkılı silikon polimere ait kesit SEM görüntüsü.

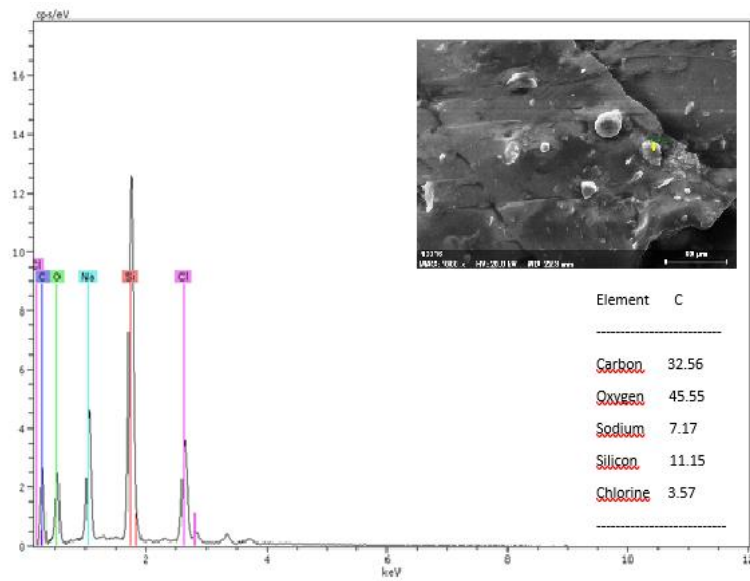
### 6.1.6 SEM-EDX Analizi

Katkısız silikon polimerin SEM-EDX alan ölçümünden silikona ait silisyum oksijen ve karbon elementlerinin varlığı tespit edilmiştir. Başka bir elementin olmaması katkısız silikondaki saflığı göstermektedir. Katkısız silikon polimerin SEM-EDX alan ölçümü Resim 6.12’de gösterilmiştir.



**Resim 6.12** Katkısız silikon polimerin SEM-EDX alan ölçümü.

Boraks katkılı silikon polimerin SEM-EDX noktasal görüntülerinden karbon, oksijen, sodyum, klor ve silisyum elementlerinin varlığı tespit edilmiştir. Boraks içerisindeki bor elementinin atom yarıçapı küçük olduğundan ölçüm yapılan cihazın ölçüm yapabildiği elementler arasında değildir. Bu nedenle bor, atom yüzdeleri arasında yer almamıştır. Ancak sodyumun varlığı boraks taneciğine ait olduğunu göstermektedir. Boraks katkılı silikon polimerin SEM-EDX noktasal ölçümü Resim 6.13’de gösterilmiştir.



**Resim 6.13** Boraks katkılı silikon polimerin SEM-EDX noktasal ölçümü.

## 7. TARTIŞMA VE SONUÇ

Üç boyutlu tarayıcı ile taranmış olan burun, kulak ve parmak görüntülerin üç boyutlu yazıcı ile yazıcı ile yazdırılmıştır. Ardından üç boyutlu yazıcı çıktılarının aljinat ile kalıbı alınmış ve boraks pentahidrat ve RTV 830 silikon ile hazırlanan silikon polimer aljinat kalıbına dökülerek şekillendirilmiştir. Kullanılan RTV830 kitinin uygun sertlikte olmadığı anlaşılmış ve süngerimsi yapılar elde edilmiştir. Ardından aynı işlemler RTV 2 silikon polimer ve boraks pentahidrat ile hazırlanmış ve çalışma tekrarlanmıştır. Uygun sertliğe ulaşılmıştır. Boraks pentahidrat katkılı silikon polimer ve katkısız polimer karşılaştırmalı olarak çekme deneyi, sertlik deneyi, antibakteriyel test, temas açısı ölçümü, SEM ölçümü ve SEM-EDX analizi yapılmıştır. Çalışma başarılı olmuştur.

Çekme deneyi sonucunda boraks pentahidrat katkılı silikon polimerde, katkısız polimere göre çekme mukavemeti 4,1 MPa'dan 4,8 MPa'ya artarken, % uzama miktarı katkısız polimerde % 480 iken, katkılı numunede % 350'ye düştüğü gözlemlenmiştir.

Katkısız silikon numunesi ve %10 boraks pentahidrat katkısı içeren numune sertlik deneyi sonuçlarına göre katkısız polimerin shore A değeri 22 iken boraks katkılı numunenin shore A değeri 26'ya arttığı gözlemlenmiştir. Böylece boraks pentahidrat katkısının sertliği arttırdığı tespit edilmiştir.

Katkısız silikon ve boraks pentahidrat katkılı silikonun temas açısı ölçüm sonuçlarına göre katkısız numunedeki temas açısı yaklaşık 96 derece olarak ölçülmüştür. Böylece katkısız polimerin hidrofobik özellik gösterdiği tespit edilmiştir. Boraks pentahidrat katkılı polimerin temas açısı yaklaşık 87 derece olarak ölçülmüştür. Böylece boraks pentahidrat katkısının numuneye hidrofilik özellik kazandırdığı gözlemlenmiştir.

Katkısız silikon numunesinin SEM analizi sonucuna göre gözeneksiz pürüzsüz bir yapı gözlemlenmiştir. Böylece mekanik mukavemetini olumsuz etkileyecek pürüz ve gözenekler tespit edilmemiştir.

%10 boraks pentahidrat katkısı içeren silikonun farklı büyütmelede kesit görüntülerinden silikon içerisine katkılanmış boraks pentahidrat tanecikleri homojen olarak dağıldığı topaklaşmanın olmadığı gözlemlenmiştir.

Katkısız silikon polimerin SEM-EDX alan ölçümünden silikona ait silisyum, oksijen ve karbon elementlerinin varlığı tespit edilmiştir. Başka bir elementin olmaması katkısız silikondaki saflığı göstermektedir.

Boraks katkılı silikon polimerin SEM-EDX noktasal görüntülerinden karbon, oksijen, sodyum, klor ve silisyum elementlerinin varlığı tespit edilmiştir. Boraks içerisindeki bor elementinin atom yarıçapı küçük olduğundan ölçüm yapılan cihazın ölçüm yapabildiği elementler arasında değildir. Bu nedenle bor, atom yüzdeleri arasında yer almamıştır. Ancak sodyumun varlığı boraks taneciğine ait olduğunu göstermektedir.

## 8. KAYNAKLAR

- Anonim (1989). Süt ve Mamülleri ve Koliformların Sayımı. Bölüm 1. 30°C'da Koloni Sayım Tekniği. Türk Standartları Genel Müdürlüğü. Ankara.
- Arsoy, Z. (2014). Talkın Yüzey Özelliklerine Öğütmenin Etkisi, Afyon Kocatepe Üniversitesi, Fen Bilimleri Enstitüsü, Yüksek Lisans Tezi, 101.
- Aydın, L., Küçük, S. (2017) Üç Boyutlu Yazıcı ve Tarayıcı ile Hastaya Özel Medikal Ortez Tasarımı ve Geliştirilmesi. *Politeknik Dergisi*, **20**:1-8.
- Aydın, L., Küçük S. (2015) Design and Construction Of Ankle Foot Orthosis By Means Of Three Dimensional Printers. *Tıp Tekno 2014*, Perissia Hotel & Convention Center, Kapadokya, 130-132.
- Barnatt, C. (2013) 3d Printing: The Next Industrial Revolution, Createspace Independent Publishing, 2. edition 55-56.
- Bellan, L.M., Singh, S.P., Henderson, P.W., Porri, T.J., Craighead, H.G. and Spector, J.A. (2009) Fabrication Of An Artificial 3-Dimensional Vascular Network Using Sacrificial Sugar Structures. *Soft Matter*. **5**: 1353-1357.
- Black, J., Hastings, G., 1998. Handbook Of Biomaterials Properties, Chapman And Hall Publication, 1. edition, New York 357-360.
- Bradshaw, S., Bowyer, A., and Haufe, P. (2010). The Intellectual Property Implications Of Low-Cost. *Scripted*, **7**: 5-31.
- Callister, W.D. (1991). Materials Science And Engineering: An Introduction, John Wiley & Sons, 4. edition, United States Of America.
- Campbell, T., Williams, C., Ivanova, O. and Garrett, B. (2011). Could 3d Printing Change The World Technologies, Potential, And Implications Of Additive Manufacturing. Washintgon, Dc: Atlantic Council.
- Chu, P.K., Chen, J.Y., Wang, L.P., Huang, N. (2002). Plasma-Surface Modification Of Biomaterials, *Material Science And Engineering R*, **36**:143-206.
- Erkan, N. (2002). Boraks Dekahidrat Kristalizasyonu Üzerine Safsızlıkların Etkisi, Yüksek Lisans Tezi, İstanbul Teknik Üniversitesi, Fen Bilimleri Enstitüsü.
- Ersoy, B., Evcin, A., Arsoy, Z. (2014). Doğaltaşların İslanabilirliğinin İncelenmesi *Yapı Teknolojileri Elektronik Dergisi*. **10**:1-6.

- Gerrand, C. (2014). 3d Printing: A Clinician's Experience. Bulletin Of The Royal College Of Surgeons Of England, **96**: 229-232.
- Gümüşderelioğlu, M. (2002). Tıbbın Geleceği Biyomalzemeler, *Bilim ve Teknik Dergisi*, 2-3.
- Halkman, K. (2005). Gıda Mikrobiyolojisi Uygulamaları. Başak Matbaacılık ve Tanıtım Hizmetleri Ltd. şti. Ankara.
- He, Y., Xue, G., Fu, J. (2014) Fabrication of low cost soft tissue prostheses with the desktop 3D printer.Sci. Rep, **4**:6973.
- Hench, L.L. (1998). Biomaterials: A Forecast For The Future, Biomaterials, **19**:1418-1424.
- Holmes, E.R. (1990). Plastic Surgery. Saunders Company, Abd.**7**:3.
- Hulbert, S.F., Bokros, J.C., Hench, L.L., Wilson, J. And Heimke, G. (1987). Ceramics in Clinical Applications, Past, Present and Future,Ceramics in Clinical Applications, Vincenzini, P., *Elsevier*, NewYork, 3-27.
- Jin, Y.A., Plott, J., Chen. R., Wensman, J. and Shih, A. (2015). Additive Manufacturing Of Custom Orthoses And Prostheses–A Review. Procedia Cırp, **36**:198-204.
- Katti, S.K. (2004). Biomaterials İn Total Joint Replacement, Colloids And Surfaces B: Biointerfaces, **39**:133-142.
- Kayalı, E,S., Ensari, C., Dikeç, F. (1990). Metalik Malzemelerin Mekanik Deneylei İstanbul Teknik Üniversitesi Sayı 1692, İstanbul, Türkiye.
- Keskin, A.O. (2000). Hidroksiapatit Seramiklerin Mekanik Özelliklerinin Zirkonya İlavesi ile Geliştirilmesi, Yüksek Lisans Tezi, İstanbul Teknik Üniversitesi, Fen Bilimleri Enstitüsü, İstanbul.
- Nickerson, J.T., And Sinskey, A.J. (1974). Microbiology Of Food And Food Prossesing. American Elsevier Publishing Company. New York. Usa.
- Nuseir A., Hatamleh M. M., Alnazzawi A., Al-Rabab'ah M., Kamel B., Jaradat E. (2018). Direct 3D Printing of Flexible Nasal Prosthesis: Optimized Digital Workflow from Scan to Fit,1-13.
- Martin, B. (1998). Biomaterials, University Of California, Davis, Usa.
- Murphy, S.V. and Atala, A. (2014). 3d Bioprinting Of Tissues And Organs, Nature Biotechnology, **32**: 773-785.

- Park, J.B., Kim, Y.K. (2000). *Metallic Biomaterials, The Biomedical Engineering Handbook*, 2. edition, Crc Press Llc, 25-100.
- Park, J.B., Lakes, R.S. (1992). *Biomaterials An Introduction*, 3. edition, Plenum Press, USA, 180-750.
- Pasinli, A. (2004). *Biyomedikal Uygulamalarda Kullanılan Biyomalzemeler, Teknolojik Araştırmalar*, **4**:25-34.
- Pekşen, C. (2012). *İmplant Malzemelerine Antimikrobiyal Özellik Kazandırılması, Doktora Tezi*, Anadolu Üniversitesi, Fen Bilimleri, Enstitüsü.
- Polat, E. (2016). *3D Printer (Üç Boyutlu Yazıcı), Bitirme Tezi*, Karabük Üniversitesi, Mühendislik Fakültesi.
- Qing, L. (1997). *Hydroxyapatite/Polymer Composites For Bone Replacement, Thesis (Phd)*, Universiteit Twente.20.
- Ratner, B.D., Hoffman, A.S., Schoen, F.J., Lemons, J.E., (2004). *Biomaterials Science: An Introduction To Materials In Medicine*, 2. edition, Elsevier, China, 1-12.
- Sarıtaş, M.Z. (2015). *Adli Tıp Uygulamalarında 3d (Üç Boyutlu) Teknolojinin Kullanımı, Uzmanlık Tezi*, Pamukkale Üniversitesi, Tıp Fakültesi Adli Tıp Anabilim Dalı.
- Segerman, H. (2012). *3d Printing For Mathematical Visualisation. The Mathematical Intelligencer*, **34**:56–62.
- Silver, F., Doillon, C. (1989). *Biocompatibility: Interactions Of Biological And Implantable Materials*, New York, Vch Publishers.
- Singare, S., Dichen, L., Bingheng, L., Zhenyu, G., and Yaxiong, L. (2015). *Customized Design And Manufacturing Of Chin İmplant Based On Rapid Prototyping. Rapid Prototyping Journal*, **11**:112-118.
- Şahan, B.G. (2010). *Hidroksiapatit Katkılı Yapay Kemik Kompozitlerin Mekanik Özelliklerine Bağlayıcı Ajanların Etkileri, Yüksek Lisans Tezi*, İstanbul Üniversitesi, Fen Bilimleri Enstitüsü, İstanbul.
- Şahin, K., Turan, B.O. (2018). *Üç Boyutlu Yazıcı Teknolojilerinin Karşılaştırılmalı Analizi, Stratejik ve Sosyal Araştırmalar Dergisi*, **2**:100-110.
- Şahinler, S. (2005). *Kemik Harcı Kullanılarak Hazırlanmış Farklı Yapıların Mekanik Özelliklerinin İncelenmesi, Yüksek Lisans Tezi*, İstanbul Üniversitesi, İstanbul.
- Türk Mühendis ve Mimar Odaları Birliği (2016). *Bor Raporu* ISBN 978-605-01-0883

Mayıs.

- Watson, J. and Hatamleh, M.M. (2014). Complete integration of technology for improved reproduction of auricular prostheses. *J. Prosthet. Dent*, **111**:430–436.
- Williams, R., (2014). 3d Printing Human Tissue And Organs To ‘Spark Ethics Debate, *The Telegraph*, 27.
- Yeong, W. Y., Chua, C. K., Leong, K. F. & Chandrasekaran, M. (2004). Rapid prototyping in tissue engineering: challenges and potential. *Trends Biotechnol.* **22**:643–652.
- Yetim, A.F., (2009). Biyomalzeme Olarak Kullanılan AISI 316L Paslanmaz Çelik ve Ti6Al4V Alaşımının Plazma ile Nitrürasyon Davranışı, Ti-DLC İnce Film Kaplama ile Karşılaştırılması, Doktora Tezi, Atatürk Üniversitesi, Fen Bilimleri Enstitüsü, Erzurum.

## 8.1 İnternet Kaynakları

- 1) <http://www.biltek.tubitak.gov.tr/bdergi/yeniufuk/icerik/biyomalzemeler.pdf>,  
02.04.2019
- 2) <http://www.baskent.edu.tr/~mustafak/bme-201/dokumanlar/biyouyumlulukdoc.pdf>,  
15.05.2019
- 3) <https://www.makerlab-electronics.com/product/3d-printer-pla-filament-1-75mm/>,  
03.04.2019
- 4) <http://mta.gov.tr>, 22.03.2019
- 5) <https://www.artiboyut.com/index.php/tr/bilgi-bankasi/39-3d-yazici-filament-ozellikleri>, 15.02.2019



## ÖZGEÇMİŞ

Adı Soyadı : Gökçe GÜRSES  
Doğum Yeri ve Tarihi : Konya - 01.01.1992  
Yabancı Dili : İngilizce  
İletişim (Telefon/e-posta) : (0542 899 68 55 / gokcekilincoglu@gmail.com)

### Eğitim Durumu (Kurum ve Yıl)

Lise : Samsun Anadolu Lisesi (2006-2010)  
Lisans : Erciyes Üniversitesi Biyomedikal Mühendisliği  
(2010-2015)  
Yüksek Lisans : Afyon Kocatepe Üniversitesi Biyomedikal Mühendisliği  
Anabilim Dalı (2015-2019)

Çalıştığı Kurum/Kurumlar ve Yıl : Yapılcan Sağlık Gereçleri LTD. ŞTİ (2015-2016)  
BC Biyomedikal LTD. ŞTİ (2016-2017)  
Burçe Sağlık Gereçleri Biyomedikal (2017- ...)