



**Ti-Cr-Co İÇERİKLİ DİŞ İMPLANTI
ÜRETİMİ VE KARAKTERİZESYONU**

YÜKSEK LİSANS TEZİ

Okan Aytuğ KULOĞLU

Danışman

Doç. Dr. Ayhan EROL

METALURJİ VE MALZEME MÜHENDİSLİĞİ

ANABİLİM DALI

EYLÜL 2018

AFYON KOCATEPE ÜNİVERSİTESİ
FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

YÜKSEK LİSANS TEZİ

Ti-Cr-Co İÇERİKLİ DİŞ İMPLANTI ÜRETİMİ VE
KARAKTERİZESYONU

Okan Aytuğ KULOĞLU

Danışman
Doç. Dr. Ayhan EROL

METALURJİ VE MALZEME MÜHENDİSLİĞİ ANABİLİM
DALI

EYLÜL 2018

TEZ ONAY SAYFASI

Okan Aytuğ KULOĞLU tarafından hazırlanan “**Ti-Cr-Co İÇERİKLİ DİŞ İMPLANTI ÜRETİMİ VE KARAKTERİZASYONU**” adlı tez çalışması lisansüstü eğitim ve öğretim yönetmeliğinin ilgili maddeleri uyarınca 26/09/2018 tarihinde aşağıdaki jüri tarafından **oy birliği** ile Afyon Kocatepe Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü **Metalurji ve Malzeme Mühendisliği Anabilim Dalı’nda YÜKSEK LİSANS TEZİ** olarak kabul edilmiştir.

Danışman : Doç. Dr. Ayhan EROL

İmza

Başkan : Prof. Dr. Şükrü TALAŞ

Afyon Kocatepe Üniversitesi, Teknoloji Fakültesi

Üye : Doç. Dr. Ayhan EROL

Afyon Kocatepe Üniversitesi, Teknoloji Fakültesi

Üye : Dr. Öğr. Üye. Fatih ÇOLAK

Uşak Üniversitesi, Teknik Bilimler MYO

Afyon Kocatepe Üniversitesi

Fen Bilimleri Enstitüsü Yönetim Kurulu’nun

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

..... sayılı kararıyla onaylanmıştır.

Prof. Dr. İbrahim EROL

Enstitü Müdürü

BİLİMSEL ETİK BİLDİRİM SAYFASI
Afyon Kocatepe Üniversitesi

Fen Bilimleri Enstitüsü, tez yazım kurallarına elverişli 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 elverişli olarak sunduğumu,
- Başkalarının eserlerinden yararlanılması durumunda ilgili eserlere bilimsel normlara elverişli olarak atıfta bulunduğumu,
- Atıfta bulunduğum eserlerin tümünü kaynak olarak gösterdiğimi,
- Sarf edilen verilerde herhangi bir tahrifat yapmadığımı,
- Ve bu tezin herhangi bir bölümünü bu üniversite ve ya başka bir üniversitede başka bir tez çalışması olarak sunmadığımı

beyan ederim.

26/09/18

İmza



Okan Aytuğ KULOĞLU

ÖZET
Yüksek Lisans Tezi

Ti-Cr-Co İÇERİKLİ DİŞ İMPLANTI ÜRETİMİ VE KARAKTERİZASYONU

Okan Aytuğ KULOĞLU
Afyon Kocatepe Üniversitesi
Fen Bilimleri Enstitüsü
Metalurji ve Malzeme Mühendisliği Anabilim Dalı
Danışman: Doç. Dr. Ayhan EROL

Bu araştırmada; Ti-Cr-Co içerikli implantın toz metalurjisiyle üretilebilirliği incelenmiştir. Biyomalzemeler; insan bedenindeki organların ya da dokuların işlevlerini yerine getirmek ve/ve ya takviye etmek için sarf edilen malzemelerdir. Metaller, seramikler, polimerler ve kompozitler olmak üzere dört gruba ayrılırlar. Yapıları, üstün mekanik özellikleri ve vücuda bütünleşme, uyum göstermeleri bakımından metallerin ve alaşımlarının biyomalzeme olarak kullanımlarındaki oranı önemli seviyededir. Titanyum ve alaşımlarıyla krom-kobalt alaşımları implantasyonda sıklıkla tercih edilen biyometallerdir.

Üretilen implantın karakterizasyonu için; aşınma, sertlik, XRD, EDX deneyleri yapıldı. Yapılan deneyler, malzemelerin canlı dokulara uygunluğu açısından önemlidir. Deney sonuçlarında istenilen seviyelere ulaşılmıştır. Bununla beraber yapılamamış deneylerin (in vivo, in vitro, hayvan testler)ileride yapılması; üretilen malzemeyi insana daha uyumlu duruma getirecektir.

2018, xiii + 102 Sayfa

Anahtar Kelimeler: Biyouyumluluk, Titanyum, Kobalt, Krom, Toz Metalurjisi, İmplant

ABSTRACT
M.Sc. Thesis

**PRODUCTION AND CHARACTERIZATION OF Ti-Cr-Co BASED DENTAL
IMPLANTS**

Okan Aytuğ KULOĞLU

Afyon Kocatepe University

Graduate School of Natural and Applied Sciences

Department of Metallurgy And Material Engineering

Supervisor: Assoc. Prof. Ayhan EROL

In this research, the manufacturability of Ti-Cr-Co based implant with powder metallurgy was investigated. Biomaterials are materials used to perform and/or support the functions of organs or tissues in the human body. Metals, ceramics, polymers and composites are divided into four groups including. The ratio of metals and alloys to their use as biomaterials is significant in terms of their structure, superior mechanical properties and their adaptation to the body. Titanium and alloys and chromium-cobalt alloys are frequently preferred biomaterials in implantation.

For the characterization of the produced implant; wear, hardness, XRD, EDX experiments were performed. Experiments made are important in terms of the suitability of materials for living tissues. The desired levels are reached in the test results. Nevertheless, in the future, inexperienced experiments (in vivo, in vitro, animal tests) will bring the manufactured material to a more harmonious state.

2018, xiii + 102 Pages

Keywords: Biocompatibility, Titanium, Cobalt, Chrome, Powder Metallurgy, Implant

TEŞEKKÜR

Bu araştırmanın konusu, deneysel çalışmaların yönlendirilmesi, sonuçların değerlendirilmesi ve yazımı aşamasında yapmış olduğu büyük katkılarından dolayı tez danışmanım Sayın Doç. Dr. Ayhan EROL'a, araştırma ve yazım süresince yardımlarını esirgemeyen Sayın Dr. Öğr. Üye. Ahmet YÖNETKEN'e, Sayın Arş. Gör. Sinan ATLI'ya, Dr. Öğr. Üye. Sayın Yusuf KAYALI'ya, Sayın Doç. Dr. Halil AYTEKİN'e, Sayın Arş. Gör. Serhat TIKIZ'a, Sayın Doç. Dr. Mustafa Serhat BAŞPINAR'a. Sayın Prof. Şükrü TALAŞ'a her konuda öneri ve eleştirileriyle yardımlarını gördüğüm hocalarıma ve arkadaşlarıma teşekkür ederim.

Bu araştırma boyunca maddi ve manevi yardımlarından dolayı aileme ve nişanlıma teşekkür ederim.

Okan Aytuğ KULOĞLU
AFYONKARAHİSAR, 2018

İÇİNDEKİLER DİZİNİ

Sayfa

ÖZET	i
ABSTRACT.....	ii
TEŞEKKÜR.....	iii
İÇİNDEKİLER DİZİNİ	iv
SİMGELER ve KISALTMALAR DİZİNİ.....	vii
ŞEKİLLER DİZİNİ	x
ÇİZELGELER DİZİNİ	xi
RESİMLER DİZİNİ	xii
1. GİRİŞ.....	1
2. LİTERATÜR.....	2
2.1 Biyomalzemeler.....	2
2.2 Biyomalzemelerden Beklenen Temel Özellikler.....	5
2.2.1 Biyoyumluluk.....	6
2.2.2 Korozyon Direnci.....	6
2.2.3 Biyoaktivite.....	7
2.2.4 Dizayn.....	7
2.3 Biyomalzemelerin Sınıflandırılması.....	8
2.3.1 Biyopolimerler.....	8
2.3.1.1 Polietilen (PE).....	9
2.3.1.2 Polipropilen (PP).....	9
2.3.1.3 Polimetilmetakrilat (PMMA).....	9
2.3.1.4 Polivinilklorür (PVC).....	10
2.3.1.5 Poliüretan (PU).....	10
2.3.1.6. Polikarbonat (PC).....	11
2.3.1.7 Politetrafloroetilen (PTFE).....	11
2.3.1.8 Poliaktik Asit (PA).....	11

2.3.2 Biyoseramikler.....	11
2.3.2.1 Kalsiyum Fosfat Bileşikleri.....	12
2.3.2.2 Biyocamlar ve Karbonlar.....	18
2.3.2.3 Alümina.....	19
2.3.2.4 Zirkonya.....	21
2.3.3 Metalik Biyomalzemeler.....	22
2.3.3.1 Çelikler.....	24
2.3.3.2 Co-Cr ve Alaşımları.....	25
2.3.3.3 Ti Alaşımları.....	28
2.3.4 Kompozitler.....	34
2.4 Biyoyumluluğun Tespiti İçin Uygulanan Deneyler.....	34
2.4.1 Hücre Kültürü.....	36
2.4.2 Sitotoksosite.....	37
2.4.3 Direkt Hücre Kültürü.....	38
2.4.4 Bariyer Deney Metodu.....	38
2.4.5 Agar Difüzyon Deneyi.....	39
2.4.6 Milipor Filtre Difüzyon Deneyi.....	39
2.4.7 Hemoliz Deney Metodu.....	40
2.4.8 Ames Mutajenite Deney Metodu.....	40
2.4.9 Hayvan Deneyleri.....	41
2.4.10 Klinik Çalışmalar.....	42
2.5 Dental İmplant Tanımı ve Tarihçesi.....	43
2.5.1 Dental İmplantların Sınıflandırılması.....	44
2.5.2 Dental İmplant İmâlat Metotları.....	45
2.5.2.1 Talaşlı İmâlat Ve Talaş Oluşumu.....	46
2.5.2.2 Eklemeli İmâlat.....	48

2.5.2.3 Doğrudan Metal Lazer Sinterlemeyle İmâlat	51
2.6 Toz Metalurjisi	53
2.6.1 Toz Metalurjisinin Üstünlükleri Ve Zayıflıkları	54
2.6.2 Toz İmâlat Metotları	55
2.6.3 Toz Metalurjisi Kullanım Alanları	55
2.6.4 Toz Metalurjisi Aşamaları	56
2.6.4.1 Karıştırma ve Harmanlama İşlemleri	56
2.6.4.2 Presleme İşlemleri	57
2.6.4.3 Sinterleme ve Türleri	60
2.6.4.4 Sinterleme Sonrası İşlemler	65
3. MATERYAL ve METOT	67
3.1 Numunelerin Hazırlanması	67
3.2 Metalografi	68
3.3 Sertlik Deneyi	69
3.4 Aşınma Deneyi	70
3.5 XRD ve EDX Yapılışı	71
4. BULGULAR	72
4.1 Metalografi Bulguları	72
4.2 Sertlik Deneyi Bulguları	77
4.3 Aşınma Deneyi Bulguları	79
4.4 XRD ve EDX Bulguları	84
5. TARTIŞMA ve SONUÇ	89
6. KAYNAKLAR	92
ÖZGEÇMİŞ	102

SİMGELER VE KISALTMALAR DİZİNİ

Simgeler

g	Gram
kg	Kilogram
N	Newton
nm	Nanometre
μm	Mikrometre
mm	Milimetre
m	Metre
mm^2	Milimetre Kare
mm^3	Milimetre Küp
YY	Yüzyıl
X-Ray	X Işını
μ	Mikro
Kalsiyum Fosfat	$\text{Ca}_3(\text{PO}_4)_2$
Al_2O_3	Alümina
ZrO_2	Zirkonya
Cr_2O_3	Krom Oksit
TiO_2	Rutil, Titanyum Oksit
pH	Asitlik Derecesi
S	Kükürt
Si	Silisyum
P	Fosfor
H	Hidrojen
Mn	Mangan
C	Karbon
Fe	Demir
Ar	Argon
N	Azot
Cu	Bakır
Ni	Nikel
Mo	Molibden
Nb	Niobyum
Zr	Zirkonyum
Al	Alüminyum
%	Yüzde
F	Kuvvet
α	Faz Adlandırmada Kullanılan Sembol
β	Faz Adlandırmada Kullanılan Sembol
d	Uzaklık Sembolü
$K\alpha$	Dalgaboyu
Co	Kobalt
Cr	Krom
Cr_2Ti	Krom İki Titanyum
CrTi	Krom Titanyum
$^{\circ}\text{C}$	Santigrat Derece
%ağ.	Ağırlıkça Yüzde
%at.	Atomsal Yüzde

Simgeler (Devamı)

Ω	Ohm
<	Küçüktür
>	Büyüktür

Kısaltmalar

3DP	Üç Boyutlu Yazıcı
ABD	Amerika Birleşik Devletleri
AISI	Amerikan Demir ve Çelik Enstitüsü
ASTM	Amerikan Malzeme ve Test Derneği
CDHA	Kalsiyum Eksik Hidroksiapatit
CIP	Soğuk İzostatik Presleme
DCP	Dikalsiyum fosfat
DCPD	Dikalsiyum Fosfat Dihidrat
DMLS	Doğrudan Metal Lazer Sinterleme
EDX, EDS	Enerji Dağıtıcı Spektroskopisi
FDM	Eriyik Depozit Modelleme
GKÇ	Gerilmeli Korozyon Çatlağı
GPa	Gigapascal
HA, HAP	Hidroksiapatit
HIP	Sıcak İzostatik Presleme
Hİ	Hızlı İmâlat
HP	Hızlı Prototipleme
IUPAC	Uluslararası Temel ve Uygulamalı Kimya Birliği
İnt. Kayn.	İnternet Kaynakçası
Kln	Kalan
L	Düşük
LOM	Katmanlı Yapıştırırmalı Parça Üretimi
LVM	Düşük Vakumlu Ergitme
max.	Maksimum
MPa	Megapascal
OCP	Oktakalsiyum fosfat
PC	Polikarbonat
PE	Polietilen
PLA	Polilaktik Asit
PMMA	Polimetilmetakrilat
PP	Polipropilen
Pslnmz ç.	Paslanmaz Çelik
PTFE	Politetrafloroetilen, Teflon
PU	Poliüretan
PVC	Polivinilklorür
SEM	Taramalı Elektron Mikroskobu
SLA	Tarayarak Işıklı Kütleme Tekniği
SLS	Seçici Lazer Sinterleme
SPF	Katı Folyo Polimerizasyonu
STL	Standart Döşeme Dili
TCP	Tri Kalsiyum Fosfat
TM	Toz Metalurjisi

Kısaltmalar (Devamı)

Ts	Sinterleme Sıcaklığı
V	Vanadyum, Hacim, Hız
VHN-HV	Vickers Sertlik Değeri
XRD	X Işını Kırınımı
Xs	Herhangi Bir Bileşim



ŞEKİLLER DİZİNİ

	Sayfa
Şekil 2.1 İnorganik biyomalzemelerin bedendeki uygulama alanları.....	5
Şekil 2.2 Co-Cr denge diyagramı.....	28
Şekil 2.3 Co-Ti denge diyagramı.....	32
Şekil 2.4 Cr-Ti denge diyagramı.....	33
Şekil 2.5 Bir dental implantın görünümü.....	44
Şekil 2.6 Dental implantların sınıflandırılması.....	45
Şekil 2.7 İmâlat usulleri.....	45
Şekil 2.8 Talaş oluşumu ve deformasyon bölgeleri.....	47
Şekil 2.9 Talaş oluşum aşamaları.....	47
Şekil 2.10 Tornalama işlemindeki kesme kuvvetleri.....	48
Şekil 2.11 Hızlı prototiplemenin hızlı imâlata dönüşümü.....	51
Şekil 2.12 Doğrudan metal lazer sinterleme cihazı çalışma prensibi.....	52
Şekil 2.13 Toz metalurjisi süreçlerinde sarf edilen toz örnekleri.....	57
Şekil 2.14 Tek eksenli preslemenin şematik gösterimi.....	58
Şekil 2.15 Soğuk izostatik presleme sistemi şeması.....	60
Şekil 2.16 Sinterleme metotları.....	61
Şekil 2.17 Katı faz sinterleme aşamaları.....	62
Şekil 2.18 Sıvı faz sinterleme şematik gösterimi.....	62
Şekil 2.19 İki fazlı iki farklı sisteme ait faz diyagramı.....	63
Şekil 2.20 İki fazlı sistemde kalıcı sıvı faz sinterleme noktası.....	64
Şekil 3.1 Vickers sertlik deneyinin şematik gösterimi.....	70

ÇİZELGELER DİZİNİ

	Sayfa
Çizelge 2.1 İnsanlarda implant olarak kullanılan malzemeler.....	4
Çizelge 2.2 İmplant olarak kullanılan biyoseramikler.....	12
Çizelge 2.3 Kalsiyum fosfat bileşikler.....	13
Çizelge 2.4 Hidroksiapatitin fiziki özellikleri.....	14
Çizelge 2.5 Biyomedikal karbonların özellikleri.....	19
Çizelge 2.6 Alümina seramiklerin fiziki özyellikleri.....	20
Çizelge 2.7 Zirkonyayla alüminanın fiziki özelliklerinin karşılaştırılması.....	22
Çizelge 2.8 Biyometallerin kimyevi bileşimleri.....	23
Çizelge 2.9 Biyometallerin mekanik özellikleri.....	23
Çizelge 2.10 316 L paslanmaz çelik bileşimi.....	25
Çizelge 2.11 Co alaşımların özellikleri.....	26
Çizelge 2.12 İmplant CoCr alaşımlarının kimyevi bileşimi.....	27
Çizelge 2.13 Ti ve alaşımlarının mekanik özellikleri ve faz yapıları.....	31
Çizelge 2.14 Biyomedikaldeki Ti ve alaşımlarının ASTM-UNS standart numarası.....	33
Çizelge 2.15 Biyoyumluluk testleri üstün-zayıf yönler.....	36
Çizelge 2.16 Hızlı prototipeme sistemleri ve geliştirildiği yıllar.....	50
Çizelge 4.1 Sertlik deneyi sonuçları.....	77
Çizelge 4.2 Aşınma öncesi-sonrası ağırlıkları, ağırlık kayıpları.....	79
Çizelge 4.3 Numunelerin sürtünme katsayıları ve aşınma hızları.....	80
Çizelge 4.4 Numunelerin özkütle ve hacim değerleri.....	83
Çizelge 4.5 900°C'deki numunenin 2kX büyütmede elementel analizi.....	85
Çizelge 4.6 1300°C'deki numunenin 2kX büyütmede elementel analizi.....	87

RESİMLER DİZİNİ

Sayfa

Resim 3.1 (a) Karıştırma cihazı, (b) Hidrolik pres, (c) Tüp Fırın.....	68
Resim 3.2 (a) 900 °C’de tutulan numune (b) 1000 °C’de tutulan numune (c) 1100 °C’de tutulan numune (d) 1200 °C’de tutulan numune (e) 1300 °C’de tutulan numune.....	69
Resim 4.1 (a) 900°C 200x büyütme (b) 900°C 500x büyütme.....	72
Resim 4.2 (a) 900 °C 1kX büyütme (b) 900 °C 2kX büyütme (c) 900°C 2kX büyütme.....	72
Resim 4.3 (a) 1000°C 200x büyütme (b) 1000°C 500x büyütme.....	73
Resim 4.4 (a) 1000°C 1kX büyütme (b) 1000°C 2kX büyütme (c) 1000°C 3kX büyütme.....	73
Resim 4.5 (a) 1100°C 200x büyütme (b) 1100°C 500x büyütme.....	74
Resim 4.6 (a) 1100°C 1kX büyütme (b) 1100°C 2kX büyütme (c) 1100°C 3kX büyütme.....	74
Resim 4.7 (a) 1200°C 200x büyütme (b) 1200°C 500x büyütme.....	75
Resim 4.8 (a) 1200°C 1kX büyütme (b) 1200°C 2kX büyütme (c) 1200°C 3kX büyütme.....	75
Resim 4.9 (a) 1200°C 200x büyütme (b) 1200°C 500x büyütme.....	76
Resim 4.10 (a) 1300°C 1kX büyütme (b) 1300°C 2kX büyütme (c) 1300°C 3kX büyütme.....	76
Resim 4.11 Sertlik değerleri	77
Resim 4.12 Ortalama Sertlik Değerleri.....	78
Resim 4.13 Numunelerin başlangıç ağırlıkları.....	79
Resim 4.14 Numunelerin son ağırlıkları.....	79
Resim 4.15 Numunelerin sürtünme katsayıları.....	80
Resim 4.16 Numunelerin sürtünme aşınma hızları.....	80
Resim 4.17 900 °C’de bekletilen numunenin sürtünme katsayısı grafiği.....	81
Resim 4.18 1300 °C’de bekletilen numunenin sürtünme katsayısı grafiği.....	81

Resim 4.19	Numunelerin hacimleriyle özkütlelerinin gösterimi.....	83
Resim 4.20	900°C’de bekletilen numunenin XRD sonuçları.....	84
Resim 4.21	1300 °C’de bekletilen numunenin XRD sonuçları.....	84
Resim 4.22	900°C’deki numunenin 2kX büyütmede SEM görüntüsü.....	85
Resim 4.23	900°C’deki numunenin 2kX büyütmede elementel analizi.....	85
Resim 4.24	900°C’deki numunenin 2kX büyütmede EDX haritası.....	86
Resim 4.25	1300°C’deki numunenin 2kX büyütmede SEM görüntüsü.....	86
Resim 4.26	1300°C’deki numunenin 2kX büyütmede elementel analizi.....	87
Resim 4.27	1300°C’deki numunenin 2kX büyütmede EDX haritası.....	87

1. GİRİŞ

Biyomalzeme; hasar gören organın – beden parçasının yerine konularak insan hayatını daha konforlu, daha sağlıklı yapmak için sarf edilen elverişli malzemelere yapılan genel bir adlandırmadır. Biyouyumluluk olarak tâbir edilen olgu ise bedende zehirli etken olmama durumu, biyomalzemeler için en önemli kıstastır. Biyouyumluluk deneyleri için birbirlerinden farklı ve elverişli yöntemler bulunmaktadır. Orijin deneyleri; hemoliz, hücresel ve sistemik zehirlilik metodlarıyla malzemenin toksin özelliğini açığa çıkarmak için ikincil deneyler ise; in vivo implantasyon çalışmaları, oral muköz membran iritasyon, sensitizasyon gibi deneyleri kapsamaktadır. Nihai mertebede ise; malzemenin asıl sarfiyat yerlerindeki klinik performansı gözlenerek kullanılabilirliği saptanmaya çalışılmaktadır. Bu bahsi geçen deneylerin tamamının yapılmasının nedeni ise insan bedenindeki hasarları telafi ederken ortaya çıkabilecek başka ve tehlikeli yan etkileri önlemektir.

Biyomalzemelerin biyouyumluluğu kadar mekanik özellikleri de kullanımları bakımından oldukça önemli bir durumdur. Aşınma (eklemlerde görülür), korozyon (beden sıvıları olan tükürük, kan, mukus, idrar gibi), basma (diş implantı, eklemler) ve yorulma dayanımları mümkün mertebede optimum olursa implantasyonun asıl amacına ulaşmak daha olanaklı hâle gelmektedir. Malzemelerin biyolojik özelliklerinin birbirlerinden farklı ve çoğunlukla peşi sıra gerçekleştirilen deneylerde; genelde hücre kültürlerinin sarf edildiği basit in vitro deneyleriyle başlanır. Daha sonra hayvan deneyleri ile değerlendirme işlemi devam eder ve bu deneylerde arzu edilen sonuçlara ulaşırsa; daha geniş ölçekli sarfiyat deneyleri olan in vivo değerlendirme çalışmalarına geçilir. Hayvan deneylerinde özel olarak bu işlemler için yetiştirilen fare (rat vb.), maymun (şempanze vb.) gibi memeli hayvanlar kobay olarak kullanılmaktadır.

2. LİTERATÜR

2.1 Biyomalzemeler

Biyomalzemeler, insan bedenindeki sert ya da yumuşak canlı dokuların fonksiyonlarını yerine getirmek ya da takviye etmek için sarf edilen doğal ya da yapay malzemelerdir. Sürekli olarak ya da belli periyotlarla beden akışkanları ile (örneğin kan ile) temas halindedirler. Muhit doku ile bütünleşme, uyum gösterirse; dokularda pıhtılaşmama, enflamasyona uğramama ve benzeri gibi istenen reaksiyonlara sebebiyet vermezler (Pasinli 2004). Biyomalzemeler için tanımlanan birçok tâbir vardır. Biyoaktivite; implant malzemelerin kemikle ya da canlı organizmanın yumuşak dokusu ile lifli doku arasına girmeden kimyevi bağla birleşmesidir. Biyoinertlik; implant malzemelerin dokuyla etkileşimleri mekanik bağ şeklinde olması durumudur. Mekanik bağ; biyoinert malzemenin dokuyu değişikliğe sebebiyet vermeden dokuyla beraber mevcut olması mânâsına gelir. Biyobozunurluk; implant malzemenin zaman içinde bozunup doku ile yer değiştirmesi durumudur. Biodegradable; bakterilerin ya da diğer organizmaların, implantı ya da kaplamayı parçalama kabiliyetidir. Osteointegrasyon; canlı dokunun ve implantın durağan ve işlevsel olarak birleşmesidir. Biointegrasyon (biyoçözünürlük), biyoaktif bir yüzeyde kemik ile implant arasındaki bağın gelişiminin sağlanmasıdır. Biyotolere; canlı dokuya implante edilince kapsül formunda bir fibröz katmanla kaplanan malzemeler (Köymen 2009, Kartal 2009).

Biyomalzemeler, çok değişebilen şartlara sahip olan insan bedeni ortamında sarf edilmektedirler. Beden sıvı hâldeki maddelerinin asitlik bazlık derecesini sergileyen pH değeri farklı dokulara göre 1 ile 9 arasında farklılaşma ihtiva etmektedir. Sert dokuların iyileştirilmesinde ya da yerine protez implante edilmesinde çoğunlukla metalik biyomalzemeler sarf edilmektedir. Biyometal olarak adlandırabileceğimiz bu metal ve alaşımları; Ti ve Ti içerikli alaşımlar, Co içerikli alaşımları, 316L paslanmaz çelik, altın ve tantaldır. Eklem protezi, kemik rejenerasyon malzemesi, diş implantı olarak sarf edilebilecek bu tarz biyometaller; yerleştirildikten sonra bedenin bir parçası haline gelmektedirler. Bu da implanta azami dayanç olanağı vermektedir.

Kemik, kollajen içerikli canlısal, organik matris içinde var olan apatit kristallerinden meydana gelen bir malzemedir. Doğal kemik yüzeyinde yaklaşık 100 nanometre büyüklüğünde girintiler çıkıntılar mevcuttur. Kemik doku hasarlarında sarf edilen implantların yüzeylerinde de bu nano girintiler çıkıntılar bulunmalıdır. İmplant yüzeyi girintisiz çıkıntısız olursa, beden implantı kabul etmemeye çalışacaktır çünkü girintisiz çıkıntısız yüzey, implant yüzeyini kaplayan ipliksel doku üretimini tetikleyecek ve meydana gelen bu katman kemik implant etkileşimini minimize ederek implantın dayancının azalmasına ve ileri mertebede enflamasyona sebebiyet verecektir (Köymen 2009). Kalça ve diz protezlerinin yüzeyinde nano büyüklükte taneciklerin oluşturulmasıyla, bedenin implantları kabul etmeme rizikosunun minimize edildiği ve osteoblast (kemik büyümesini ve gelişimini sağlayan hücreler) üretiminin isteklendirildiği ispatlanmıştır. Kemiğin iskeletteki rolü dayanç, yıpranmaya direnç ve hafifliktir (Köymen 2009). Kemik; başlıca kollajen ve hidroksiapatitten meydana gelen bir seramik kompozittir. Kemik % 69 $\text{Ca}_3(\text{PO}_4)_2$, % 20 kollajen, % 9 su ve % 2 canlısal, organik madde ihtiva etmektedir. Kollajen; kemik, deri ve bağ dokunun en temel bileşimi olan jelatinimsi bir proteindir, biyouyumlu ve biyobozunurdur. Kullanılan biyomalzemenin bedende sarf edildiği bölgeye göre özenle seçilmesi icap etmektedir (Taş 2007).

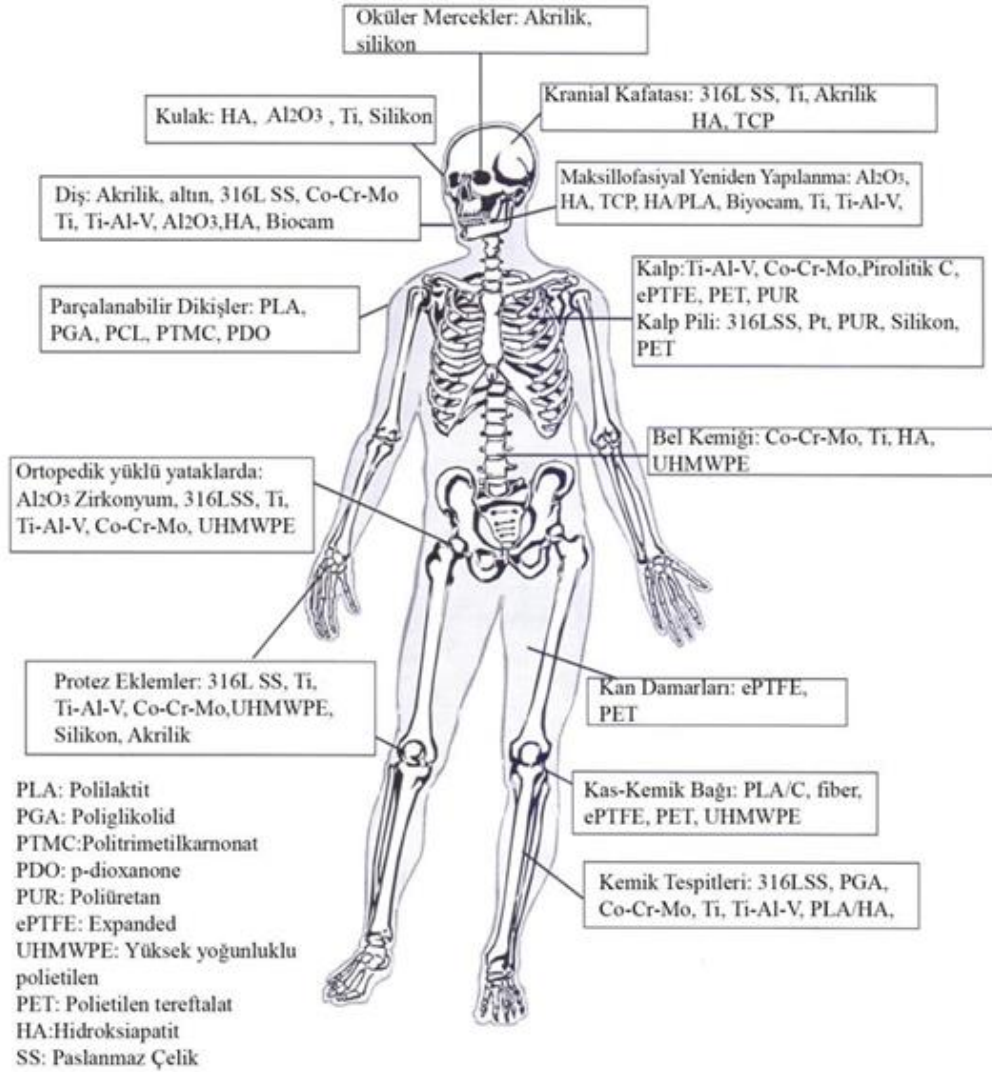
Antik çağlarda tahta, kauçuk, altın, gümüş, cam gibi malzemeler biyomalzeme olarak kullanılmıştır. Antik Mısır'daki mumyalarda yapay göz, diş, ayak, burun bulunmuştur. İnsan bedeninde ilk olarak kemik kırıklarında 1938 yılında vanadyum çeliği kullanılmıştır ama korozyondan dolayı ciddi sağlık problemleri oluşmuştur. 1972'de alümina ve zirkonya kullanılmaya başlanmış olup biyoinert oldukları için kemik dokusuyla bütünleşme sağlayamamışlardır. Ardından biyocam, hidroksiapatit gibi biyoseramikler Hench tarafından geliştirilmiştir (Hench 1991, Park ve Kim 2000). Bu malzemeler; Biyouyumluluk özelliğinde olup zehirli ve kanser yapıcı olmamalıdır (fiziki, kimyevi, biyolojik ve mekanik olarak beden dokusuna elverişli olmalıdır). Ayrıca kimyevi olarak atıl, kararlı bulunmalıdırlar (korozyona uğramamalıdır). Bu tarz malzemelerden beklenen bir diğer önemli özellik de mekanik dayancı, yorulma ömrü, ağırlığı ve özgül kütlesi elverişli olmalıdır. Çizelge 2.1'de insan bedeninin farklı bölgelerindeki biyomalzemeler görülmektedir.

Çizelge 2.1 İnsanlarda implant olarak kullanılan malzemeler (Hench 1991).

Uygulama alanı	Malzeme türü
<u>İskelet Sistemi</u>	
Eklemler	Ti, Ti6V4Al alaşımı
Kırık kemik uçlarının belirlenmesinde kullanılan ince metal levhalar	Paslanmaz çelik, Co-Cr alaşımları
Kemik dolgu maddesi	PMMA
Kemikteki şekil bozukluklarının tedavisinde kullanılan maddeler	HA
Yapay tendomlar ve bağlar	PET, Teflon
Dış implantları	Ti, Al ₂ O ₃ , Teflon, PU
<u>Kalp-damar sistemi</u>	
Kalp damarı protezleri	PET, Teflon, PU
Kalp kapakçıkları	Paslanmaz çelik, C
Kataterler	Silikon, Kauçuk, Teflon, PU
<u>Organlar</u>	
Yapay kalp	PU
<u>Duyu organları</u>	
İç kulak kanalında	Platin elektrotlar
Göz içi lensler	PMMA, Silikon, Kauçuk, Hidrojeller
Kontakt lensler	Silikon akrilat, Hidrojeller
Kornea bandajı	Kolajen, Hirojeller

Özetlemek gerekirse, 30 yılda 40'ı aşkın metal, seramik, polimer; bedenin 40'tan fazla farklılaşan parçasının tamirâtı ve yenilenmesi için kullanılmıştır. İmplantlar, hasarlı dokuya sahip olan insanların yaşam süresini ve niteliğini arttırmaktadır. Ama tüm implantların belli sarfiyatta kalma süresi vardır. Biyomalzeme konusundaki araştırmalar, bedenin kendini rejenerasyon sığasını sarf edecek ya da artıracak tarafa doğru ilerlemelidir. Bu şekilde doğal dokuların rejenerasyonunu sağlayacak biyomalzemelerle sarf edilebilecek protezlerin sarfiyat süresi yüksek seviyelere nakledebilecektir (Köymen 2009). Sadece Antik Mısır Uygarlığı'nda değil, Maya Uygarlığı'nda da, Sümer Uygarlığı'nda da implantlara rastlanmıştır. Bu; insanların

hastalıklarını giderme, yaşamlarını idame ettirme, toplumda kabul görme, eksikliklerini ortadan kaldırma gibi nedenlerden dolayı uzun zamandan beri implant üretimiyle ve implantasyon işlemiyle uğraştıklarının ispatıdır. Şekil 2.1’de insan bedeninin farklı bölgelerindeki inorganik biyomalzemeler görülmektedir.



Şekil 2.1 İnorganik biyomalzemelerin bedendeki uygulama alanları (Hench 1991).

2.2 Biyomalzemelerden Beklenen Temel Özellikler

İnsan bedeninde sarf edilecek bir malzemenin, yüklendiği biyolojik işlevi muhit dokulara zarar vermeden yerine getirebilmesi için birtakım özellikleri olmalıdır. İmplantasyon edildiği bölgedeki dokular kabul etmezse, malzeme bedende toksit

olup çevre dokularda çeşitli bozulmalar oluşmaktadır (Hench ve Wilson 1993).

2.2.1 Biyouyumluluk

Biyomalzemeler için en önemli özellik konumundaki biyouyumluluk; biyomalzemenin kendini örten dokularla bütünleşmesi, uyum içinde olması durumu ve dokuların gelişimine engel olmaması, dokuda iltihap ve pıhtı oluşturmaması olarak ifade edilebilmekte olan bir tâbirdir. Araştırmacılar ‘biyomalzeme’ ve biyouyumluluk’ tâbirlerini, malzemelerin biyolojik performanslarını belli kılmak için kullanmışlardır. Biyouyumlu olan malzemeler, biyomalzeme olarak isimlendirilmiş ve biyouyumluluk; uygulama esnasında malzemenin beden sistemine elverişli yanıt verebilme kabiliyeti olarak tanımlanmıştır (Gümüşderelioğlu 2002). Birtakım araştırmacılar, biyouyumluluk tâbirini daha kapsamlı inceleyerek, yüzey uyumluluğu ve yapısal uyumluluk olmak üzere iki farklı alt kademe olarak değerlendirilmiştir. Yapısal biyouyumluluk tâbirinden kastedilen; implant yapısının, çevrelediği dokuların mekanik özyapısına olan uyumdur. Yüzeysel biyouyumluluk tâbirinden kastedilense; implantın, etrafını saran dokularla fiziki, kimyevi, biyolojik ve morfolojik olarak elverişli yüzey özellikleri göstermesidir (Scharnweber 2005). Biyouyumluluğu yüksek seviyede malzemeler bedene yerleştirilerek, işlevini ya da vazîfesini tam anlamıyla yerine getiremeyen dokuların ve/ve ya organların yerine sarf edilmektedirler. İmplant malzeme yapıya implante edildiğinde; doku implant malzemesini ya tam mânâsıyla kabul eder, ya tam mânâsıyla reddeder ya da birtakım yan etkiler yaratarak yapı muhteviyâtında tutar. Bir biyomalzemedan arzu edilen, hiçbir yan etki oluşturmada yapı tarafından kabul edilmesidir (Keskin 2000).

2.2.2 Korozyon Direnci

Korozyon, tıbbî implantasyonlarda önem verilmesi gereken en önemli konuların başlıcalarındandır. Korozivitesi yüksek seviyede olan sıvı durumdaki maddeler; biyometal olarak ifade edilen metalik materyellerin büyük çoğunluğunda zehirli etkiyle sonuçlanan birtakım reaksiyonlara - ki bunlar oksit oluşumu, iltihap oluşumu, canlı doku tarafından bir nevi karantinaya alınarak implantasyon amacını

gerçekleştirememek vb. olarak sıralanabili - sebebiyet vermektedir. İnsan bedeni ve esas olarak beden sıvısı da metallerin geneline yüksek korozyon şartları oluşturacak dinamik ortam olduğundan dolayı implant olarak insan bedenine nakledilen metalin korozyona uğramasıyla reaksiyon ürünleri beden için büyük risk bulundururlar. Biyomedikal alanda insan bedeninde sarf edilecek malzemelerin korozyon direncinin mümkün olduğunca yüksek olması durumu istenmektedir (Güven 2014). Ayrıca doku-nakil arayüzeyinde yalıtılarak uygulanmış nakiller korozyon sonrasında alerjik tepkimelere girebilirler. Sonuçta sarf edilen hekimsel nakil malzemelerin imkân bulduğunca korozyon oluşturmada uygulanması önemlidir (Tezer 1996).

2.2.3 Biyoaktivite

Biyoaktivite; malzemenin arayüzeyinde meydana gelen özel bir biyolojik reaksiyon sayesinde, malzeme ile doku arasında bağ oluşması olarak ifade edilebilir. Örneğin; biyoaktivitesi yüksek seviyede olan malzemelerden biyoseramiklerin en belirgin özelliği, insan bedeninde var olan kollajen doku lifleriyle biyolojik reaksiyona girip yüzeylerinde hidroksikarbonapatit (HCA) katmanı oluşturmalarıdır. İmplant olarak sarf edilen biyoaktif yapıda görülen HCA katmanı; fiziki ve kimyevi bakımdan kemiğe büyük ölçekte benzerlik göstermektedir. Doku-implant arayüzeyinde bağ oluşumunun temel sebebi de bu benzerlik olarak ifade edilebilir (Black ve Hastings 1998). Fibröz doku denen ara katman özü itibarıyla iyiyken toksin etki oluşturan, vücuda zararlı herhangi bir maddeyi sararak karantina altına alır.

2.2.4 Dizayn

Biyomalzemeler için, yukarıda sayılan özelliklerin yanı sıra doğru dizayn edilmiş olması durumu da büyük önem arz etmektedir. Bundan dolayı biyomalzemeler sarfiyat biçimine ve yerine göre gerekli fiziki, kimyevi ve mekanik özellikleri taşıırken ayrıca o bölgeye elverişli dizayna sahip olmalıdır (Keskin 2000). Dizayn, bir düşünceyi bir ürüne ya da bir ürünü kullanım amaçlarına göre zihinde biçimlendirdikten sonra projelendirme olarak ele alınabilir. Yanlış dizayn, yanlış malzeme seçimi ya da yanlış kullanım alanı tespiti gibi nedenler tüm malzeme

gruplarında olduğu gibi biyomalzemeler için de büyük risk teşkil etmektedir. Toksin etki, kangren, beden tarafından reddedilme bu risklerin başındadır.

2.3 Biyomalzemelerin Sınıflandırılması

Biyomalzemeler, insan bedeninde herhangi bir doku ya da organ fonksiyonunu gerçekleştiremediği hâllerde kullanılmaktadırlar. İnsan bedeninde hareket bakımından tespit edilen rahatsızlıkların, bozuklukların ya da yozlaşmaların giderilmesinde; geçirilen kazaların etkilerinin yok edilmesinde, kalıtsal ya da doğumsal bozuklukların-hastalıkların iyileştirilmesinde; implant denilen malzemeler sarf edilmektedir. İmplant kelime mânâsıyla; ortopedide ve travmatolojide sarf edilen, beden içerisine kemik ve eklemler düzeyinde yerleştirilmiş, beden muhteviyâtında bozunmadan kalabilen ve beden dokularıyla uyumluluk sergileyen her türlü malzeme mânâsına gelmektedir. Uzun yıllar doğru implant malzemesi için çalışmalar yapılsa da hiçbir implant malzeme kemiğin mekanik özelliklerine eşdeğer özelliklerde değildir (Hench 1991). Biyomalzemeleri; temel malzeme sınıflandırılması gibi; metaller, seramikler, polimerler ve kompozitler diye dörde ayırmak mümkündür.

2.3.1 Biyopolimerler

Ufak moleküllerin yani merlerin birleşmesinden meydana gelen büyük moleküller polimer olarak isimlendirilmektedir. Polimerler; canlısal, organik moleküllerin, molekül zincirleri ve ya ağları olarak tâbir edilen özel bileşik gruplarına bağlanması ile meydana getirilen malzeme cinsidir. Düşük seviyede dayanç, yüksek seviyede esneklik, düşük ergime sıcaklıkları ve zayıf elektrik-ısı iletkenlikleri ile karakterize edilirler. Son senelerde, biyometallerdeki birtakım dezavantajlardan sakınmak için; daha ideal, bedende bozunabilen-çözölebilen yeni implant malzemeler tespitinde çalışılmaktadır. Biodegradable ya da bioresorbable tâbirleri; bu polimerler için ‘bedende bozunabilen-çözölebilen-ergiyebilen’ mânâlarında sarf edilmektedir. Bozunma; polimerlerin bedende enzim ve hidroksilasyon ile parçalara ayrılmasıdır. Bu implantlar bedende zaman içinde kimyevi ve fiziki olarak çözünüp emilirler. Zamanımızda en çok sarf edildikleri alanlar; yük binmeyen ve görece ufak kemik-

eklem kırıklarının belirlenmesi, epifiz kırıklarında, sindezmoz tespiti ve diğer ligament-tendon tamirleri olarak sıralanabilir. Ayrıca yapışıklık önleyici hücre zarlarında ve sinir zedelenmelerinde pozisyonlar arası grefti olarak sarf edilmektedirler. Hasarlı doku tedavi olurken bu malzemeler de emilerek yok edilirler ve bu şekilde implant çıkartımı için ikincil bir operasyona gerek kalmamaktadır. Bu malzemeler antibiyotik-ilaç depolama; zamanla bu ilacı salma amacıyla, ayrıca kırıkta ve benzeri gibi hücre imâlatları için de matriks malzemesi olarak sarf edilmektedirler (Sevencan ve Seber 2011).

2.3.1.1 Polietilen (PE)

Tıbbi uygulamalarda çoğunlukla yüksek özgül kütleli polietilen sarf edilmektedir. Bunun sebebi sterilizasyon esnasında meydana gelen sıcaklığın düşük özgül kütleli polietileni eritmesidir. Plastik cerrahide, kateterlerde ve yapay kalça protezlerinde sarf edilmektedir. Düşük maliyetli ve yağlara karşı dirençlidir (İzgi ve Zor 2013).

2.3.1.2 Polipropilen (PP)

Özellikleri polietilenle benzerdir. Daha serttir, polietilenin sarf edildiği birçok uygulamada polipropilenden faydalanılabilir (İzgi ve Zor 2013). Polipropilen, günlük yaşamımızda sıklıkla kullanılan, petrokimya atıklarından meydana getirilen, ucuz, genel geçer kullanım alanı olan, yanıcı, düşük sürtünme katsayılı, yalıtkan, kimyasallara dirençli, yorulma-darbe mukavemeti iyi, klorla tepkimeye giren, oksitlenmeye müsait bir termoplastiktir. Sayılan özellikleriyle; banyo-mutfak-laboratuvar araç gereçleri, düğmeler, iplikler, mobilyalar, tanklar, fanlar, kanallar, döner filtreler, aspiratörler, kablolar, elektrik malzemeleri, şamandıralar, streç filmler, otomobil parçaları gibi geniş bir yelpazede kullanılabilmektedir.

2.3.1.3 Polimetilmetakrilat (PMMA)

Hidrofobiktir. Normal şartlar altında camsı halde bulunur. Ticari isimleri ‘Lucite’ ve ‘Plexiglas’tır. Saydamlığından ve kararlılığından dolayı göziçi lenslerin ve kontakt

lenslerin imâlatında sarf edilmektedir. Çeşitli işlemlerle çaprazbağlı hidrojel formu bozunmaya dirençlidir ve beden tarafından emilmez (İzgi ve Zor 2013). Kemik çimentosu denildiğinde akla ilk gelen polimetilmetakrilat 60 yıldan uzun zamandır ortopedide sarf edilmektedir. İlk başta diş hekimliği alanında sarf edilirken; 1960'lı senelerde Charnley kalça protezi ameliyatlarında sarf ederek yeni sarfiyat alanının kapılarını açmıştır. Klasik kemik çimentosunun içeriğinde bulunmamasına karşın Buchholz ve arkadaşlarının çalışmalarıyla kemik çimentosuna antibiyotik ilavesi söz konusu olmuştur. Kemik çimentosunun ana yapısında farklılaşmaların var olmamasına karşın değişkenleşen çimento bileşimlerinin çeşitli oranlarda imâlatı ve çimentolama metodlarındaki yenilikler kemik çimentosunun Charnley'den bugüne dek hâlâ güncelliğini korumasını sağlamıştır. Yaygın sarfiyat alanları; eklem implantasyonlarının yanı sıra eklemlerin yeniden yapılması, patolojik kırıkların belirlenmesi, kemik zedelenmelerinin doldurulmasıdır (Marangoz 2011).

2.3.1.4 Polivinilklorür (PVC)

Tıbbi olarak kan nakli, diyaliz ve beslenme amaçlı uygulamalarda tüp formunda sarf edilmektedir (İzgi ve Zor 2013). Polimer ailesinin diğer üyeleri gibi gündelik yaşamda geniş kullanım alanına sahiptir. İmâl edilen ilk polimerlerdendir. Üretiminde klor kaynağı olarak tuz ve karbon-hidrojen kaynağı olarak petrol-gaz kullanılmaktadır. Yapı malzemesi olarak kolay ve düşük maliyetli kurulabildiğinden son geleneksel yapı malzemelerinden beton, ahşap, kıl gibi birçok maddenin yerine tercih edilmeye başlanmıştır. Ayrıca sağlık sektöründe; serumların, kanın ve kan ürünlerinin torbalarında, transfüzyon setlerinde, drenlerde, kanüllerde, kateterlerde, kanüllerde vb. gibi birçok yerde yeğlenmektedir.

2.3.1.5 Poliüretan (PU)

Kan ile yüksek uyumluluk gösterirler bu nedenle yapay kalp ve damar uygulamalarında tercih edilir (İzgi ve Zor 2013). Çok daha ince granüllü, kolay şekillendirilebilen, daha çok yalıtım malzemesi olarak inşaat ve beyaz eşya sektöründe tercih edilen bir malzemedir. Diğer kullanım alanları sırasıyla nakliye,

mobilya, ambalaj, tekstil, makine, elektronik sektörleri ve ayakkabı, terlik üretimidir.

2.3.1.6 Polikarbonat (PC)

Elde edildiği polimerizasyon işlemleri; bisfenol a ve fosgenindir. Sert olması durumundan dolayı yüksek seviyede dayanca sahiptir. Gözlük camlarında, kalp-akciğer makinelerinde ve solunum cihazlarında sarf edilmektedir (İzgi ve Zor 2013). Güneş ışığının mekânlara daha fazla girebilmesi için çatı kaplaması olarak, camlardan iyi yalıtımlı olup daha düşük kırılma olasılığından dolayı cam yerine kullanıldığı inşaat sektörü; en sık tercih edildiği alandır. Maliyet düşüklüğü, kolay şekil verilebilirliği, renk çeşitliliği gibi özellikleri kullanım alanını arttırmaktadır.

2.3.1.7 Politetrafloroetilen (PTFE)

Daha çok ticari adı ile tanınır: teflon. Oldukça kararlı, işlenmesi zor, kaygan, hidrofobik bir malzemedir. Damar protezlerinde Gore-Tex cinsi kullanılır (İzgi ve Zor 2013). Hidrofobik yapısı ve kaygan oluşu; damarların daha zor tıkanmasını ve daha kolay kan akışını sağlayarak uygun bir protez yapısını oluşturur.

2.3.1.8 Polilaktik Asit (PLA)

Yarı kristal ve ya amorf olan, rijit, termoplastik, alifatik polimerlerdir. Biyoçözünür yapay tendon ve bağ doku parçası olarak sarf edildiği gibi vasküler ve ürolojik hekimsel operasyonlar için olan stent uygulamalarında sarf edilmektedir (İzgi ve Zor 2013). Ek bilgi olarak alifatik bileşikler; açık zincirli hidrokarbonları niteleyen, atomların halka oluşturacak şekilde birbirine bağlanmadığı organik bileşiklerdir.

2.3.2 Biyoseramikler

Bu biyomalzeme alt grubu; bedenin hasar gören ya da fonksiyonunu kaybeden kısımlarının onarımı, rejenerasyonu ve ya değiştirilmesi amacıyla sarf edilen özel dizaynlı camları, seramikleri ve cam-seramikleri ihtiva etmektedir.

İmplantasyonlarda tercih edilmelerinin esas nedeni; bedensel çevrede sıkça olan Na, K, Ca, Mg, Zr, Al, Ti gibi metallerin iyonlarıyla alakalıdır (Shackelford 1999).

Çizelge 2.2 İmplant olarak kullanılan biyoseramikler (Köymen 2009).

Seramik	Kimyasal formül	Özellik
Alümina	Al_2O_3	Biyoinert
Zirkonya	ZrO_2	Biyoinert
Biyocam	$Na_2O.CaO.P_2O_5.SiO_2$	Biyoaktif
Hidroksiapatit (Yüksek sıcaklıkta sinterlenmiş)	$Ca_5(PO_4)_3(OH)$	Biyoaktif
Hidroksiapatit (Yüksek sıcaklıkta sinterlenmiş)	$Ca_5(PO_4)_3(OH)$	Biyoaktif
Trikalsiyumfosfat	$Ca_3(PO_4)_2$	Biyouyumlu

Biyoseramikler; mekanik, fiziki, kimyevi özelliklerine ve bileşimlerine göre çok farklı amaçlarla sarf edilmektedirler. $Ca_3(PO_4)_2$ bileşikleri ve biyocamlar gözeneklilikleri ve biyobozunurlukları sebebiyle aşırı yüklenilen beden kısımlarında bölgelerde sarf edilebilecek kadar dayançlı olmadıklarından dolayı; dış iyileştirilmesinde, kemik dolgusunda ya da yük dayancı gerektiren ancak yüzey yapısı kemiğe uymayan diğer biyomalzemelerin örtülmesinde ve orta kulak kemiklerinin iyileştirilmesinde sarf edilirler (Kükürtçü 2008). Biyouyumlulukları, vücutla etkileşimleri, mekanik dayanımları gibi nedenlerden dolayı özellikle iskelet sisteminin onarımında tercih edilmekte olan biyoseramikler geniş bir taksonomiye sahiptir. Hekimsel uygulamalarda kullanılan seramiklerin diğer malzeme sınıflarında olduğu gibi daha başka kullanım alanları ve bulunuş hikayeleri de mevcuttur.

2.3.2.1 Kalsiyum Fosfat Bileşikleri

Bu bileşikler; fosfat ve kalsiyum elementlerinin çoklu oksitleri biçimindeki yapılara verilen genel bir isimlendirmedir (Özkan *et al.* 2016). Kemik dokusuna fiziki, kimyevi ve mekanik olarak uygunluklarından dolayı kemik dolgusu, metalik implant kaplanması, biyoinert seramiklerin kaplanması gibi alanlarda kendilerine kullanım

alanı bulmaktadırlar. Çizelge 2.3'te kalsiyum fosfat bileşikleri verilmiştir.

Çizelge 2.3 Kalsiyum fosfat bileşikleri (Liu 2002).

Bileşik ismi	Kısaltma	Kimyasal formül	Faz	Ca/P oranı
Amorf kalsiyum fosfat	ACP	-	-	-
Dikalsiyum fosfat	DCP	CaHPO_4	Monetite	1,00
Dikalsiyum fosfat dihidrat	DCPD	$\text{CaHPO}_4 \cdot 2\text{H}_2\text{O}$	Brushite	1,00
Oktakalsiyum fosfat	OCP	$\text{Ca}_8(\text{PO}_4)_6 \cdot 5\text{H}_2\text{O}$	-	<1,50
Trikalsiyum fosfat	α -TCP	$\text{Ca}_3(\text{PO}_4)_2$	-	1,50
Trikalsiyum fosfat	β -TCP	$\text{Ca}_3(\text{PO}_4)_2$	Whitlockite	1,50
Tetrakalsiyum fosfat monoksit	TTCP	$\text{Ca}_4\text{O}(\text{PO}_4)_2$	Hilgenstockite	-
Hidroksiapatit	HAP	$\text{Ca}_5(\text{PO}_4)_3(\text{OH})$	Hydroxyapatite	1,67

Bu malzemeler çok eski tarihlerden beri bilinen malzemelerdir. Bu malzemelerin kemik içerisinde de bulunduğu 1920'lerden sonra keşfedilmiştir. Kalsiyum fosfatların vücut içerisinde kullanılabilmesi fikri ise 1970'lere dayanır. Bahsedilen her iki apatit de öncelikle seramik form şeklinde kullanılmaktadır. Seramik formu, apatiti bir başka deyişle alloplastik greft materyalini oluşturan kristallerin yüksek derecelerde ısıtılarak bir araya getirilmesi sonucu meydana getirilmektedir ki bu işlem sinterleme olarak bilinmektedir. Sinterleme işlemi sayesinde materyal kullanım öncesinde oldukça sert bir katı forma dönüşmektedir. Kalsiyum fosfatlar; yapay kemik formları üretimi için kullanılmaktadırlar. Bu malzemeler çeşitli implant formları imali için ya da katı veya gözenekli implant kaplamaları için sentezlenmektedirler. Kalsiyum fosfat içerisindeki apatit formunun, kemiklerin ve dislerin mineral kısmındaki yapı ile çok benzerlik göstermektedir. Kemiklerin ve dislerin mineral kısımları, hidroksiapatit benzeri kristal yapıdaki kalsiyum fosfattan

oluşmaktadır. Tüm kalsiyum fosfat seramikleri değişen hızlarda biyolojik olarak bozunmaktadırlar (Kattı 2004).

Hidroksiapatit, kemiğin canlısal olmayan, inorganik içeriğini meydana getiren $\text{Ca}_3(\text{PO}_4)_2$ içerikli, dişçilikte ve hekimlikte sarf edilen biyoseramik malzemedir. biyouyumluluğu sebebiyle sentetik kemik olarak protez imalatında, kırık ya da çatlak kemiklerin tamiratında, biyometallerin örtülmesinde sarf edilmektedir (Brown *et al.* 1994). Kemiklerin ve dişlerin mineral kısımları, hidroksiapatit ($\text{Ca}_{10}(\text{PO}_4)_6(\text{OH})_2$) benzeri kristal yapıdaki $\text{Ca}_3(\text{PO}_4)_2$ 'tan oluşmaktadır. Hidroksiapatit için ideal Ca/P oranı 10/6'dır. Özgül kütle ise $3,219 \text{ g/cm}^3$ dür (Park ve Bornizo 2003). Çok kristalli hidroksiapatit yüksek elastiklik modülüne sahiptir (40-117 GPa). Kemik, dentin ve ya diş minesi gibi sert dokular; doğal olarak hidroksiapatit ve ya benzeri bir mineral, proteinler, diğer canlısal, organik maddeler ve sudan meydana gelen birer kompozitlerdir. Diş minesi en rijit (sert) dokudur ve elastiklik modülü 74 GPa dır. Kemiğin ise içerdiği mineral oranı az olduğu için elastikli modülü 12 ila 14 GPa arındadır. Hidroksiapatit'in gözeneklilik oranı 0,27'dir. Bu deger kemik için 0,3 dür. Hidroksiapatit'in en önemli özelliği üstün biyouygunluğudur. Bu malzeme kemik ile direkt bağ oluşturabilmektedir. Yapılan birtakım çalışmalarda süngerimsi kemik kısımlarına yapılan birtakım implantasyonlar sonrasında, 4 ila 8 haftada bu bölgelerde yeni doku oluşumları gözlenmiştir. Çizelge 2.4'de hidroksiapatitin fiziki özellikleri gösterilmektedir (Park ve Bornizo 2003).

Çizelge 2.4 Hidroksiapatitin fiziki özellikleri (Park ve Bornizo 2003).

Özellik	Değer
Elastik modülü (GPa)	40-117
Basma dayanımı (MPa)	294
Eğilme dayanımı (MPa)	147
Sertlik (Vickers-GPa)	3,43
Zehir oranı	0,27
Yoğunluk (g/cm^3)	3,16

İkinci olarak incelenebilecek dikalsiyum fosfat dihidrat bileşiğinin kimyevi formülü şu şekilde verilebilir: $\text{CaHPO}_4 \cdot 2\text{H}_2\text{O}$. Bileşiğin ismi “kalsiyum hidrojen ortofosfat dihidrat” olarak verilmektedir; bu yapı ayrıca brüsit mineralinin de yapıtaşı olduğu için, bu bileşiği tanımlamak için bu isim de sarf edilmektedir (Dorozhkin 2011). DCPD, pH değeri $\sim 2.0 < \text{pH} < \sim 6.5$ olan sulu çözeltilerden kolaylıkla elde edilebilmektedir. İlginç bir şekilde DCPD’nin, $\text{Ca}(\text{OH})_2$ süspansiyonu ve H_3PO_4 çözeltisinin eşit molaritelerde karıştırılması ile çöktürülmesinin beş aşamadan meydana geldiği, hidroksiapatitin (HA) ise çöken ilk faz olduğu bilinmektedir (Dorozhkin 2011). DCPD kristalleri, CaPO_4 zincirlerinin birbirlerine paralel olarak uzanmaları ve bu katmanların arasında su moleküllerinin hapsolması ile oluşur. DCPD kristal yapısında su molekülleri içerdiği için, arayüzlerinde yapıların özel bir düzenlemeye sahip olması beklenir. Bu arayüz, farklı dizilim özelliklerine sahip iki su çift-katmanından oluşur. Bunların ilki oldukça düzenli bir yapıdadır ve DCPD kristal yapısının bir parçası olarak kabul edilebilir. İkinci su çift-katmanı herhangi bir düzlemsel düzen göstermez, ancak dikey yönde katmanlaşma gösterir. DCPD’nin sudaki düşük çözünürlüğünün, bileşik – su arayüzünde var olan su moleküllerinin düşük ölçekte düzenlilik göstermesiyle ilişkili olduğu öne sürülmüştür (Dorozhkin 2011). DCPD bileşiğiyle birçok patolojik kalsifikasyonda (diş taşları, kristalüri, kondrokalsinoz ve böbrek taşları) ve birtakım diş çürüğü lezyonlarında karşılaşıldığından biyolojik olarak önemlidir. Hem kemik mineralleşmesinde hem de diş erozyonunda mine katmanının asitle çözünmesi olaylarında bir ara basamak olduğu öne sürülmektedir. DCPD tıbbi olarak kalsiyum ortofosfat çimentolarında ve dişin tekrar mineralleştirilmesinde bir aracı olarak sarf edilmektedir. Hem çürüklerin engellenmesi için hem de parlatici işlev görmesi amacıyla DCPD diş macunlarına eklenmektedir. Bunların yanı sıra alevlenme geciktirici ve yavaş-salım gübre olarak da kullanılıp cam üretimiyle birlikte yiyeceklerin, yemlerin, mısır gevreklerinin içine kalsiyum takviyesi olarak koyulmaktadır. DCPD yiyecek ürünlerine koyulduğunda, Avrupa gıda katkılarının Sınıflandırılmasına göre E341 olarak işaretlenmesi icap etmektedir (Dorozhkin 2011). Bir önceki paragrafta bahsi geçen hidroksiapatit kadar yaygın kullanılmamakla ve bilinmemekle birlikte hidroksiapatit gibi hayat kurtarma, hayat kalitesini yükseltme, hayat kalitesini artırma gibi olumlu etkilei vardır.

Bir diğerkalsiyum fosfat bileşiki olan oktakalsiyum fosfatın kimyevi bileşimi şşekildedir: $\text{Ca}_8\text{H}_2(\text{PO}_4)_6 \cdot 5\text{H}_2\text{O}$. Bu yapının IUPAC isimlendirmesi tetrakalsiyum hidrojen ortofosfat diortofosfat pentahidrat, bir başka adı da oktakalsiyum bis(hidrojenfosfat) tetrakis(fosfat) pentahidrattır. Bu madde, sulu çözeltilerde termodinamik olarak daha kararlı kalsiyum ortofosfat yapılarının çökmesi esnasında oluşşan, kararsız bir geçiş formudur (Dorozhkin 2011). OCP'nin üç eksenli yapısı, hidratlı katmanlar (burada kalsiyum atomları ve ortofosfat iyonları, DCPD'dekine benzer bir düzene sahiptir) tarafından ayrılan apatitik katmanlar (burada da kalsiyum atomları ile ortofosfat iyonlarının düzeni hidroksiapatitinkine benzer) halindedir. Kristal yapılarındaki benzerlikten ötürü hem OCP hem de HA fazları epitaksiyel olarak büyüebilmektedirler. OCP kristalleri, DCPD'nin sahip olduğunun %20'si kadar su ihtiva etmektedir; bunun bir sebebi de çözünlülüğünün düşük olmasıdır. İnsan dişlerinin ve böbrek taşlarının kararlı bileşimlerinden biridir. OCP, apatitik biyominerallerin in vivo oluşumunda önemli bir göreve sahiptir (Dorozhkin 2011).

Kalsiyum eksik hidroksiapatit ise kimyasal formülü $[\text{Ca}_{10-x}(\text{HPO}_4)_x(\text{PO}_4)_{6-x}(\text{OH})_{2-x} \text{ (} 0 < x < 1)]$ olarak yazılabilir. Kalsiyum ve ortofosfat ihtiva eden çözeltilerin sırasıyla kaynar su içerisine eklenmesi ve bu şekilde elde edilen süspansiyonun birkaç saat süresinde kaynar halde tutulması ile oldukça kolay bir şekilde elde edilebilmektedir. Bu yöntemde süspansiyonun birkaç saat süresinde kaynar durumda tutulduğu aşamaya “yaşlandırma aşaması” da denmektedir. Bu faza literatürde “çöktürölmüş HA (PHA)” da denmektedir. Hazırlanma metotlarından bir başkası da α -TCP'nin hidrolizidir. Bu fazın üretimi esnasında ilk başta meydana gelen amorf $\text{Ca}_3(\text{PO}_4)_2$ çökeltileri, yaşlandırma aşamasında rejenere olurlar ve dönüşüm geçirerek CDHA fazının oluşmasını sağlarlar. Bu sebeple bazik çözeltilerde çöktürölen ($\text{pH} > 8$) ACP ve CDHA fazlarının yapıları, özellikleri ve uygulamaları çok sayıda benzerlik sergilemektedir. CDHA'nın Ca/P molar oranı değişim sergilemektedir. Bu değişkenlik yüzey adsorbsiyon, kafes içi değişimleri ve kristaller arası HA ve OCP oluşumları gibi farklı modeller ile kabiliyeti Stokiyometri göstermeyen CDHA yapıları, çoğunlukla farklı iyonlar ihtiva etmektedir. Bu iyonlar, fazın oluşturulması esnasında sarf edilen eşlenik iyonların hangileri olduğuna bağılı olarak Na^+ , Cl^- gibi

farklılaşmalar ihtiva etmektedir. CDHA yapılarının doğrudan belirlenmesi yapılmamıştır ve birim hücre değişebilenleri üretimler arasında farklılıklar sergilemektedir. Ancak ACP'lerin aksine CDHA fazında uzun mesafe düzeni tanımlanabilmektedir. İyon değişimi içermeyen CDHA yapılarına biyolojik sistemlerde rastlanmamaktadır. Ancak iyon değişimine uğramış CDHA yapıları, su moleküllerinin eklenmesi ile birlikte biyolojik apatiti oluşturmaktadır. İyon değişiminde Ca^{2+} yerine Na^+ , K^+ , Mg^{2+} ve Sr^{2+} iyonları; PO_4^{3-} ya da HPO_4^{2-} yerine CO_3^{2-} ; OH^- yerine de F^- , Cl^- , CO_3^{2-} geçebilmektedir. Biyolojik apatit yapıları, hayvan ve insanlarda var olan hem normal hem de patolojik kireçlenmelerin canlısal olmayan, inorganik kısmının en temel bileşimini oluşturur. Bu sebeple CDHA kalsiyum ortofosfat yapıları yapay kemik muadillerinin endüstriyel olarak imâlatında gelecek vaat etmektedir (Dorozhkin 2011).

İmâlat aşamasında Ca/P oranı 3:2 olarak sağlanırsa, sıvı hâldeki madde ortamda $\text{Ca}(\text{NO}_3)_2$ ve NaH_2PO_4 karışımının çökertilmesi ile elde edilen kalsiyum fosfat bileşiği olan tri-kalsiyum fosfat (TCP, $\text{Ca}_3(\text{PO}_4)_2$) olarak isimlendirilmektedir. Tri-kalsiyum fosfat genelde, bedende hidroksiapatitten daha fazla çözünmektedir; bu ise implantasyon sonrasında kemiğin daha iyi büyümesini ve daha kolay yerini doldurabilmesine imkân verir (Park ve Bornizo 2003). Kalsiyum fosfat seramiğin en bilinen bileşiği tri-kalsiyum fosfattır. TCP implantlar, TCP toz seklinin naftalin gibi bir taşıyıcı ile sıkıştırılmasıyla üretilir. Daha sonra taşıyıcı olarak sarf edilen naftalin ortamdan uzaklaştırılır ve poroz yapı ortaya çıkar. Bu imâlat tarzı ile TCP implantlar HA'dan 10 ilâ 20 kat daha hızlı emilir. Buna karşın birtakım deneyler bu seramiğin segmentlerinin bedende implantasyondan 10 yıl sonra bile kaldığını göstermiştir. Ayrıca klasik deneylerde HA'nın kompressif deneylerde, TCP'nin enjekte edilmeyen formundan daha kuvvetli olduğu gösterilmiştir. TCP'nin basarı ile uygulandığı birçok sarfiyat alanı vardır. TCP, hidroksiapatit'e göre daha hızlı çözünür ve rezorbe olur. Bu $\text{Ca}_3(\text{PO}_4)_2$ temelli biyoseramikler fosfat ve kalsiyum elementlerinin çoklu oksitleridir. Bu malzemeler hekimlikte ve dişçilikte 20 yıldan beri sarf edilmektedir. Bu malzemeler, ortopedik, iskelet ve kas sistemi ile ilgilikaplamalar ve diş implantlarında, yüz kemiklerinde, kulak kemiklerinde, kalça ve diz protezlerinde "kemik tozu" olarak kullanılıyorlar (Tweden *et al.* 1999). TCP, kemik grefti olarak

bilinen en eski $\text{Ca}_3(\text{PO}_4)_2$ içeriğidir. 1920 yılında Albee ve Morrison, segmental kemik defektine TCP enjekte edildiğinde, kemik oranının arttığını rapor etmişlerdir. Diğer $\text{Ca}_3(\text{PO}_4)_2$ preparatları gibi TCP da kırılğan olup gerilme ve kopmaya karşı zayıfken, sıkıştırılan kuvvetlere karşı dirençlidir. TCP 6-18 ay sürecinde çözülme yoluyla rezorbe olmaktadır. Ancak TCP ile kemiğin yer değiştirmesi, aynı süreç içinde gerçekleşmez. Dolayısıyla defekt bölgesinde daima rezorbe olan TCP miktarından daha az miktarda kemik bulunmaktadır. Bu sebeple, TCP' ın klinik sarfiyat sıklığı, diğer rezorbe olan kemik greftleriyle benzer sayılır (Hollinger ve Brekke 1996).

2.3.2.2 Biyocamlar

Bu malzeme grubu, hidroksiapatit gibi biyoaktif seramikler içerisinde bölümlendirilerek yaklaşık olarak 30 yıldır biyomedikal uygulamalarda geniş ölçüde kullanılırlar. Hidroksiapatitten farkı; biyoaktifliğinin elverişli olmasıdır (Hench ve Wilson 1993, Hench 1991). Eser miktarda yani molce %60'tan az silika içerirler. Pirolitik C, çok sayıda allotropik cinse sahip C'un biyomalzeme sarfiyatında en sık seçilen türüdür. Çoğunlukla yüzey kaplamalarında sarf edilen pirolitik C'un mekanik özellikleri özgül kütleline bağlılık sergilemektedir. Özgül kütle artışı ile; kırılma dayancında ve elastiklik modülde artış mevcut konuma gelir (Park ve Lakers 1992, Horowitz ve Parr 1994). Allotrop, bir elementin atomlarının uzayda farklı biçimlerle dizilmesi sonucu meydana gelen yapıya denir. C elementinin sahip olduğu allotroplar; grafit, kristalimsi elmas, pirolitik C, camsı C, fullerener, nanotüpler, amorf C, kömür, olarak sıralanabilir. Biyomedikal karbonların özellikleri Çizelge 2.7'de verilmektedir.

Çizelge 2.5 Biyomedikal karbonların özellikleri (Keskin 2000).

	Camlaşmış karbon	Düşük-yüksek yoğunluklu LTI karbon	Silikonla alaşımlandırılmış karbon	ULTI karbon
Yoğunluğu (g/cm ³)	1,4-1,6	1,5-2,2	2,0-2,2	1,5-2,2
Kristal büyüklüğü (nm)	1-4	3-4	3-4	0,8-1,5
Eğme mukavemeti (MPa)	70,207	275-550	550-620	345-690
Elastik modül (GPa)	24-31	17-28	28-41	14-21
Sertlik (vickers)	150-200	150-250	230-370	150-250
Isıl genleşme katsayısı (10 ⁶ K ⁻¹)	2,0-5,8	4-6	5	-
Elektiriksel direnci (10 ⁻³ Ωmm)	30-55	5-20	3-20	-
Silikon içeriği (%ağ.)	0	0	5-12	-
Uzama (%)	0,8-1,3	1,6-2,1	2,0	<5,0

2.3.2.3 Alümina

Yüksek özgül kütleye ve saflığa sahip alümina hekimsellikte sarf edilen ilk biyoseramik özelliğinde olup yüksek seviyelerde seyreden korozyon ve aşınma direnci ile iyi biyoyumluluğundan dolayı diş implantlarında ve kalça protezlerinde sıklıkla sarf edilmektedir (Piconi ve Maccauro 1999). Monolitik yapıda bulunan alüminanın imalatı; elektrik ark ya da oksihidrojen ateşinden yavaşça ayrılan bir kristalin üstüne ince alümina tozlarının beslenmesiyle ergimiş toz tanecikleri olarak

elde edilmesidir (Park ve Lakers 1992). Alüminanın yüksek seviyedeki sertliğe sahip olması; hareketli noktalarda yük taşıyıcı olarak sarf edilmesini sağlamaktadır. Kırılganlık fazlalığının olmasına karşın sahip olduğu yüksek seviyedeki sertlik; bağlantı noktalarında sarf edilmesine olanak sağlar (Park ve Lakers 1992). ISO standartlarındaki deneyler gösterdiği üzere; kritik çatlak ilerlemesine ve yorulmaya karşı iyi direnç sergilemektedir (Park ve Bornizo 2003). Hekimlikte sarf edilen ticari nitelikteki alüminaların ISO standartları Çizelge 2.5’te verilmektedir.

Çizelge 2.6 Alümina seramiklerin fiziki özyellikleri (Park ve Bornizo 2003).

Fiziksel karakteristik	Ticari alümina	ISO standartlarında alümina
Saflığı (%ağ.)	>99,8	>99,5
Yoğunluğu (g/cm ³)	>3,93	>3,90
Ortalama tane boyutu (µm)	3-6	>7
Yüzey pürüzlülüğü (µm)	0,02	-
Vicker sertliği (kg/mm ²)	2300	>2000
Basma mukavemeti (MPa)	4500	-
Eğme mukavemeti (MPa)*	595	>400
Elastik modül (GPa)	380	-
Kırılma tokluğu (MPa m ^{1/2})	5-6	-

*Ringer çözeltisi olarak adlandırılan sentetik bir beden sıvısı çözeltisi muhteviyâtında ölçülen değerdir.

Kimyevi reaktivitede ya da aşınmadan dolayı oluşabilecek korozyona ve bozunmaya karşı yapay dişlerin ve kemiklerin imâlatında sarf edilecek malzemeler alüminanın sergilediği özellikleri göstermelidirler. Alüminanın imâlat prosesi; Bayer prosesinde ortaya çıkarılan Al(OH)₃ bileşiğinin yani alüminyum hidroksitin kalsinasyonudur yani bir anlamda susuzlaştırılmış Al(OH)₃ bileşiğidir (Gümüşderelioğlu 2002).

2.3.2.4 Zirkonya

Zirkonyanın biyomalzeme olarak sarf edilmesi üzerine olan çalışmalar 1960'lı senelerde başlamasına karşın biyomalzeme olarak ilk sarf edilmesi 1986 yılında Fransa'da ve Amerika'da olmuştur. Saf zirkonya monoklinik yapıya sahip olmasına karşın yüksek sıcaklıklarda kafes yapısını değiştirdiğinden dolayı imâlat bakımından arzulanamaktadır. Kafes yapısı değişen zirkonya; içinde oluşan mikroçatlaklardan ve mikroyapı değişikliklerinden dolayı imâl edilecek malzemenin kırılmasına sebebiyet vermektedir. Tüm bu problemlerin önlenmesi amacıyla yüksek sıcaklıklara kadar faz dönüşümü göstermeyen kübik fazın eldesi için çeşitli katışkı oksitler eklenerek imâlt aşamasında ve sonrasında daha dayançlı bir yapı elde edilmektedir. Böyle imâl edilen zirkonyaya 'kısmen sabitleştirilmiş zirkonya' ismi verilmektedir (Kökden ve Türker 2004). Zirkonyanın implant olarak sarf edilmesini avantajlı kılan özelliği; mekanik olarak alüminadan daha üstün olmasıdır. Zirkonya bedensel ortamda atıl özyapılı olması ve alüminadan daha iyi eğme dayancına ve tokluğa sahip olması durumu zirkonyayı birçok alanda üstün duruma getirir. Aşınması ve radyoaktivitesi ise zirkonyanın dezavantajıdır (Piconi ve Maccauro 1999).

Zirkonyanın biyomalzeme olarak sarf edilmesi üzerine olan çalışmalar 1960'lı senelerde başlamasına karşın biyomalzeme olarak ilk sarf edilmesi 1986 yılında Fransa'da ve Amerika'da olmuştur. Saf zirkonya monoklinik yapıya sahip olmasına karşın yüksek sıcaklıklarda kafes yapısını değiştirdiğinden dolayı imâlat bakımından arzulanamaktadır. Kafes yapısı değişen zirkonya; içinde oluşan mikroçatlaklardan ve mikroyapı değişikliklerinden dolayı imâl edilecek malzemenin kırılmasına sebebiyet vermektedir. Tüm bu problemlerin önlenmesi amacıyla yüksek sıcaklıklara kadar faz dönüşümü göstermeyen kübik fazın eldesi için çeşitli katışkı oksitler eklenerek imâlt aşamasında ve sonrasında daha dayançlı bir yapı elde edilmektedir. Böyle imâl edilen zirkonyaya 'kısmen sabitleştirilmiş zirkonya' ismi verilmektedir (Kökden ve Türker 2004). Zirkonyanın implant olarak sarf edilmesini avantajlı kılan özelliği; mekanik olarak alüminadan daha üstün olmasıdır. Zirkonya bedensel ortamda atıl özyapılı olması ve alüminadan daha iyi eğme dayancına ve tokluğa sahip olması durumu zirkonyayı birçok alanda üstün duruma getirir. Aşınması ve radyoaktivitesi ise zirkonyanın dezavantajıdır (Piconi ve Maccauro 1999).

Yapısında barındırdığı çatlak durdurma mekanizması sayesinde mekanik olarak üstün özellikler sergilemektedir. Tabiatla fazlasıyla bulunan bir mineral olan zirkonun ($ZrSiO_4-ZrO_2.SiO_2$) kimyevi dönüşümü ile silikatın saf zirkonya imâl edilmektedir. Çizelge 2.6’da birtakım değerler görülebilmektedir.

Çizelge 2.7 Zirkonyayla alüminanın fiziki özelliklerinin karşılaştırılması (Keskin 2000).

Fiziksel karakteristik	Prozy © zirkonya	Alümina
Saflığı (%ağ.)	>99	>99,5
Yoğunluğu (g/cm ³)	6	>6
Ortalama tane boyutu (µm)	<1,0	>0,6
Yüzey pürüzlülüğü (µm)	0,02	-
Vicker sertliği (kg/mm ²)	1300	-
Basma mukavemeti (MPa)	4500	2000
Eğme mukavemeti (MPa)	>920	>900
Elastik modül (GPa)	380	-
Kırılma tokluğu (MPa m ^{1/2})	10	-

2.3.3 Metalik Biyomalzemeler

Metaller, kuvvete karşı yüksek dayanç göstermeleri, yüksek yorulma dirençleri ve kırılma öncesinde plastik deformasyona uğramamaları, ayrıca iyi elektrik ve ısı iletkenlikleri ve mekanik özelliklerinden dolayı en sıklıkla sarf edilen biyomalzemelerdir. Birtakım metaller mükemmel mekanik dayanımları ve korozyona olan dirençlerinden dolayı total kalça ve diz eklemleri, kemik kırıklarının iyileştirilmesinde sarf edilen plak ve vidalar, omurga fiksasyon aletleri ve dental implantlar gibi sert doku iyileştirilmelerinde pasif substitütif olarak sarf edilmektedir. Ayrıca birtakım metal alaşımları da vasküler stent, kateter guide teli, ortodontik ark teli ve kohlea implantlarında sarf edilmektedir. Metalik implantların biyoyumlulukları oldukça tartışmalıdır. Çünkü bu implantlar beden içinde korozyona uğrayabilmektedir. Korozyonun sonucunda implant malzemesi kendiliğinden bozunmakta ve korozyonun zararlı ürünleri çevredeki doku ve organlara etki etmektedir (Özsoy 2010). Değişik metallerin birbirleriyle teması

aracılığıyla beden sıvısı içinde galvanik pil oluşması; ortopedik, iskelet ve kas sistemi ile ilgilisarfıyatlarda önem verilmesi gereken diğer bir husustur. Diğer biyometallere göre oksijene karşı sahip olduğu reaksiyona girme isteğinden dolayı paslanmaz çelik implant; Ti ve/ve ya Cr-Co ihtiva eden bir biyometale temas durumunda bulunursa o bölgede galvanik pil oluşarak paslanmaz çeliğin krozyona uğramasına sebebiyet verir (Corces 2004). Çizelge 2.8’de, metalik biyomalzemelerin kimyevi bileşimleri, Çizelge 2.9’da birtakım biyometallerin mekanik özellikleri, Çizelge 2.10’da 316L paslanmaz çeliğinin kimyevi özellikleri verilmektedir.

Çizelge 2.8 Biyometallerin kimyevi bileşimleri (Demetroscu ve Popescu 2003).

Biyomalz eme	%ağ. Al	%ağ. Fe	%ağ . V	%ağ . C	%ağ . O	%ağ . Cr	%ağ . Ni	%ağ . Mo	%ağ. N	%a ğ. Ti
Ti	0,005	0,095	-	0,04	0,05	-	-	-	0,045	Kln
Ti5Al4V	4,88	0,021	3,72	0,05	0,18	-	-	-	0,015	Kln
T6Al4Fe	6,12	3,87	-	0,18	0,26	-	-	-	0,035	Kln
Pslnmz ç. V ₄ AS	-	Kln	-	0,03	-	16,5- 18	10,5- 13	2-2,5	-	-
Pslnmz ç. V ₂ AS	-	Kln	-	0,03	-	-	9-11	-	-	0,05
Pslnmz ç. DIN 14571	-	Kln	-	0,08	-	-	10,5 13,5	2-3	-	0,4

Çizelge 2.9 Biyometallerin mekanik özellikleri (Biehl ve Breme 2001).

Malzeme	Max. çekme mukavemeti	Yorulma dayanımı* (MPa)	% Kırılma uzaması
CrNi çelikleri	490-690	200-500	>40
CoCr alaşımları	800-1200	550-650	8-40
Saf Ti	390-540	150-200	22-30
Ti6Al4V	930-1140	350-650	8-12

*Dönmeli eğme yorulması

2.3.3.1 Çelikler

Sınıflandırmada 316 paslanmaz çelik olarak adlandırılan çelik türü; 304 paslanmaz çeliğe Mo ve daha fazla Ni ilave edilerek oluşturulur. Şartları sert olan ortamlarda (örneğin; asidik sıvılar, deniz suyu, tuzlu su, çeşitli kimyasallar asidik sıvılar) kimyevi içeriği sayesinde korozyonla kopma mukavemetleri yüksektir (İnt. Kayn. 1). Çelikler, çoğunlukla; en temel iki sınıfa sahiptirler. Fe, C, Mn, Si ve mümkün mertebe az oranda P ve S ihtiva eden çelikler; ‘karbon çeliği’ olarak isimlendirilirler. %1’den daha az C içeriğine sahip olan ve birtakım metallerle ametalleri de barındıracak biçimde hazırlanan çelikler ise; ‘alaşımli çelik’ olarak isimlendirilirler. İkinci grup, ilk gruba göre; daha pahalı, daha zor işlenen, daha yüksek dayanıma sahip, korozyona ve ısıya daha dirençli olarak atfedilirler. Alaşımli çeliklerin içeriğinde az miktarda C olmak üzere; Cr, Al, Co, Ni, Mo, Cu, Mn, Si, Ti, W, Mg, P, S ve V bulundurulabilirler. Aşınmaya karşı dayancı Al artırırken, korozyon ve ısı direnci yüksek miktarlarda eklenen Cr artırır. İşte bu cins çelikler; “paslanmaz çelik” isimlendirilirler ve biyomalzeme olarak sarf edilen paslanmaz çelik 316L olarak bilinir. C içeriğinin düşük seviyede bulunduğunu belli kılmak için ‘L’ harfi eklenmiştir. 316L paslanmaz çeliğinin C içeriği; 1950’li senelerde 316 çeliğinin C içeriğinin ağırlıkça %0,08’den %0,03’e indirilerek yani %0,05 oranınca azaltılarak hazırlanmasıyla imâl edilmiştir. 316L paslanmaz çeliğinin içeriğinin %60-%65’i Fe’den, %17-%19 Cr’dan, %12-%14 Ni’den meydana gelir. Ayrıca bu çelik cinsinin içeriğinde eser oranda P, S, N, Mn, Si ve Mo de bulunur (Pasinli 2004). İmplant ya da cerrahi âlet olarak kullanılan paslanmaz çelikler Fe-Cr-Ni alaşımlarıdır. 316L alaşımı, 18/8 denen çeliğin yerine kullanılmaktadır. 316 L’nin içeriğindeki C miktarı düşürölüp korozyon direnci artırılmıştır. İmplant yüzeyinde korozyonla meydana gelen Cr_2O_3 tabakası pasifleştirici olup kullanılabilirliği iyileştirmektedir. Ancak bu tabaka; Ti ve Cr alaşımlarındaki tabakadan güçsüzdür (Güven 2014).

Mikroyapısal olarak Cr, Ni, Mg içeren östenitik paslanmaz çelik sınıfı; 300 grubudur. İçerdiği alaşım elementleri sayesinde; az kırılğan, sert, plastik düşük şekil verilebilir ve düşük kaynak edilebilirdir. İnsan bedenine implantasyon malzemesi olarak yerleştirilebilmesi için, alaşım içerisinde katışkı ve ferrit gibi manyetik fazlar

bulunmamalıdır. C miktarının düşmesine karşın ortamın koroziyifliği sebebiyle çeliğin korozyona uğramasına engel olunamaz. Kemik kırıklarının ya da çatlaklarının birleştirilip çabuk kaynaması işleminden sonra bedenden çıkarma gibi kullanım için maliyeti açısından dolayı daha elverişli bir malzemedir.

Çizelge 2.10 316 L paslanmaz çelik bileşimi (İnt. Kayn. 1).

Kalite	%ağ. C	%ağ. Mn	%ağ. P	%ağ. S	%ağ. Si	%ağ. Cr	%ağ. Ni	%ağ. Mo
316 L	0,3	2	0,045	0,03	1	16-18	10-14	2-3

2.3.3.2 Co-Cr ve Alaşımları

Kurşun Crattan elde edilen Cr elementi; cilalı, parlak, mavi – beyaz görünümlü sert bir metaldir. Düşük sıcaklıkta sert olduğu halde korozyona dayanıklıdır. 325 °C’de kolayca işlenebilir (Rehber Ansiklopedisi). Metalurji endüstrisinde çelikler başta olmak üzere metallerin sertlik, kırılma, darbe, korozyon dirençlerini arttırmada kullanılır (Yalçın ve Koç 2014). Co oksitten elde edilen Co; gümüş beyazlığında ve yassılaştırılabilen bir metaldir (Büyük Larousse). Co, sıcaklığında sıkı paket hekzagonal yapıya sahipken 417 °C’de allotropik dönüşüme uğrayarak yüzey merkezli kübik yapıya dönüşür (Erdoğan 2001). Biyometal olarak sarf edilen bu metal alaşımları; Co-Cr ve Co-Cr-Ni-Mo alaşımları diye iki alt başlığa-cinse sahiptirler. İlk alaşım cinsinin ağırlıkça %65’i Cota meydana gelirken ve geri kalanı Crdan meydana gelir. İkinci cinsin içeriğinde mevcut olan Mo ise; mekanik özellikleri iyileştiren ince taneli bir yapı sağlamaktadır. Döküm alaşımı olan Co-Cr-Mo alaşımının elastikiyet modülü 316L paslanmaz çeliğin elastikiyet modülünden daha yüksek seviyededir. Cr da, katı çözelti yaparak dayancı arttırmaktadır. Co-Cr-Ni-Mo alaşımı Sıcak dövülerek şekillendirilir ve üstün aşınma, yorulma ve çekme dayanımlarına sahiptir ve yorulma dayancı Ti 550 alaşımından daha üstündür. Alaşımları iyi korozyon direncine sahiptir (Ulm C. *et al.* 1992). Cr; +2, +3, +4, +5, +6 ve +7 değerlikler alabilir. Her bileşiğinin rengi farklı olduğundan dolayı çelik ya da metal üzerine sert Cr kaplamada kullanıldığı gibi boya sektöründe de geniş bir yelpazede kullanılmaktadır ve iyonları gerekli solisyonlar ile boya içerisine renk

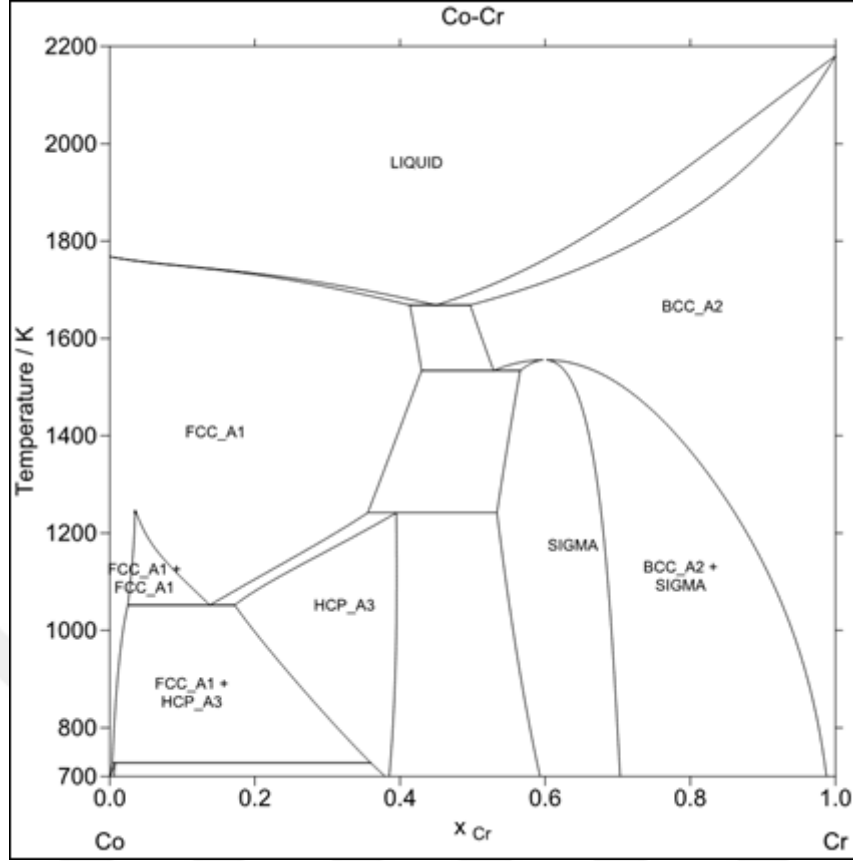
vermede kullanılırlar. Cr topraktan, taşlar arasından ve kayalar içerisinde gizlenmiş bir elementtir ve saf bir şekilde bulunmaz. Başka doğal elementler ile bileşik durumda bulunmaktadır. Gerekli işlemlerden sonra arındırılmakta ve piyasaya satılmaktadır. Krom elementinin doğada bulunuş biçimi kromit şeklindedir formülü ise FeOCr_2O_3 'tür (İnt. Kayn. 2). Co metalinin üç oksidi bulunmaktadır: kobalt II oksit ve ya prozehirli CoO , gri-yeşil renkte bir katıdır. Nitratının kızdırılmasıyla elde edilen kobalt III oksit ve ya seskioksit Co_2O_3 siyah bir katıdır. Bunun ısıtılmasıyla, Co_3O_4 formülündeki trikobalttetraoksit elde edilir (İnt. Kayn. 3-4).

Çizelge 2.11 Co alaşımların özellikleri (Davis 2003).

ASTM numarası	Durum	Elastisite modülü (GPa)	Akma mukavemeti (MPa)	Çekme mukavemeti (MPa)	Yorulma sınırı (10^7 çevrimde)
F75	Dökülüp tavllanmış	210-253	448-841	655-1277	207-950
F799	Sıcak dövülmüş	210	896-1200	1399-1586	600-896
F90	Tavlanıp soğuk işlenmiş	210	448-1606	951-1896	586
F562	Sıcak dövülüp, soğuk işlenip çökelmeyle sertleştirilmiş	232	965-1500	1206-1795	500-793

Çizelge 2.12 İmplant CoCr alaşımlarının kimyevi bileşimi (Buddy *et al.* 1996).

Malzeme	ASTM numarası	Ticari ismi	Bileşim
Co-Cr-Mo	F75	Vitalyum	58,9-69,5 Co
		Hayness stellite 21	27-30 Cr
		Mikrotaneli zımâloy	5-7 Mo
			max. 1 Mn
			max. 1 Si
			max. 1 Ni
			max. 0,75 Fe max. 0,35 C
Co-Cr-Mo	F799	Dövme CoCrMo	58-59 Co
		Termomekanik	26-30 Cr
		CoCrMo	5-7 Mo
			max. 1 Mn
			max. 1 Si
			max. 1 Ni
			max. 1,5 Fe max 0,35 C max. 0,25 N
Co-Cr-W-Ni	F90	Hayness stellite 25	45,5-56,2 Co
			19-21 Cr
			14-16 W
			9-11 Ni
			1-2 Mn
			0,05-0,15 C
			max. 0,04 P
			max.0,4 Si
			max. S max.3 Fe



Şekil 2.2 Co-Cr denge diyagramı (İnt. Kayn. 5).

2.3.3.3 Ti Alaşımları

Ticari saf Ti, yüzeyinde meydana gelen pasif oksit film sayesinde, özellikle oksitli ve klorlu ortamlarda korozyona karşı dayançsergilemektedir. Ti ve alaşımlarının özellikleri; yapıda var olan diğer elemanlarla oldukça farklılaşma ihtiva etmektedir. C, O, N, H gibi elementlerin atomları Ti içinde arayer atomu olarak bulunup Ti'un özelliklerini büyük oranda değiştirmektedirler. Özellikle oksijen ve nitrojen; Ti içinde kolayca çözünüp çekme dayancını arttırırken haliyle şekil verilebilirliğini düşürmektedir. Bu nedenden dolayı gerçekleştirilen çalışmalarda Ti'u gaz formundaki elemanlardan korumak bir zaruriyettir (Karaaslan 2010). Ti; çoğu metal gibi (örneğin; Fe) allotropik özellik sergileyen metaldir. Sıkı paket hekzagonal α Ti, 882°C'nin üstünde yüzey merkezli kübik kafese sahip β Ti'a dönüşmektedir. Bu dönüşüm esnasında meydana gelen iç gerilmeler, çeliğin dönüşümündeki iç gerilmelerden daha düşüktür. Bundan dolayı, Ti'da dönüşüm noktası aşıldıktan

sonra, çeliğin dönüşümünde görülen yeni tane oluşumu gerçekleşmez yani kaba tane yapısı inceliş yönlü yapı değişmez. β/α dönüşüm sıcaklığı hızlı geçilirse yayınma gerçekleşmeden katmanlı bir kristal yapı olan Ti'ye has bir martenzit yapı meydana gelebilir (Karaaslan 2010).

1930'lu yılların sonları; Ti metalinin, biyomalzeme imâlatında sarf edilmesine rastlamaktadır. Fiziki ve kimyevi bakımdan avantaj sergileyen Ti; paslanmaz çeliğe ve Cr-Co alaşımlarına göre daha hafif bir malzemedir. Korozyona karşı daha dayanıklı olmasının başlıca nedeni; saf Ti'da oksitlenmenin ilerlemesini ve korozif kimyevi maddelerle reaksiyonu durdurucu katı oksit katmanı meydana gelmesidir. Eldesi ve işlenmesi oldukça zor olduğundan dolayı metal olarak sarf edilmesi özel alanlarla sınırlandırılmıştır. Ancak Ti minerallerinin ve Ti oksidin (TiO_2) geniş sarfiyat alanları mevcuttur (Park ve Lakes 2007). Atıllığı, zehirli olmayan yapısı, antimanyetikliği, hafifliği, iyi mekanik özellikli oluşu gibi nedenler; Ti'udan rahatlıkla ufak boyutlu numunelerin imâlatını sağlamaktadır. Yüksek seviyede biyoyumluluğu, korozyon direnci, elastisite modülünün diğer metal alaşımlarına göre kemiğinkine yakınlığı gibi özellikleri; Ti'un ortopedik, iskelet ve kas sistemi ile ilgilive dental uygulamalarda biyomalzeme olarak sarf edilmesini sağlamaktadır. Son senelerde Ti'un ve Ti alaşımlarının; medikal, ortopedik, iskelet ve kas sistemi ile ilgilive dental sarfiyatında gözle görülür derecede bir artış dikkat çekmektedir. Biyomalzemelik hâricinde Ti'un sarf edilmesi; uzay, havacılık ve denizcilik endüstrilerinde yoğunlaşmıştır. Dayanıklılığı, rijitliği, düşük yoğunluğu, hafifliği, yüksek sıcaklıklara mukavemetliliği, korozyon dayancı gibi avantajlı özellikleri özel alanlarda sarfiyatının artmasını sağlamıştır. Ayrıca geçtiğimiz otuz yılda yeni işleme metotlarının geliştirilmesine paralel olarak biyomedikal ürünlerdeki sarfiyat oranı yükselmiştir. Protez eklemler, hekimsel sabitleyiciler, damar stentleri, damar bağlayıcıları, dental implantlar, kuron parsiyel protez yapımında sarf edilmektedir. Mekanik özelliklerini geliştirmek ve faz yapılarını değiştirmek için; içeriğine V, Fe, Al gibi metaller eklenmektedir (Ungan 2009). Periyodik tablonun altıncı sütunundaki Ti atomu ile yedinci sütunundaki oksijen atomunun bir araya gelmesiyle meydana gelen titanyumdioksit (TiO_2), altı-yedi sütunu ikili bileşik yarıiletkenlerden birisidir (Gökgöz 2010). TiO_2 'nin literatürdeki diğer bir adı titanyadır. Temel bağ kuvveti

kovalent bağ yapıdadır. Atom numarası 22, atom ağırlığı 47,9 olan Ti, periyodik tablonun dördüncü gurubunda bulunan, çok sert, beyaz, parlak bir elementtir. Geçiş elementlerinden olup elektronik yapılanması $1s^2 2s^2 2p^6 3s^2 3p^6 4s^2 3d^2$ şeklindedir. Erime noktası 1850 °C, kaynama noktası 3287°C, özgül ağırlığı 4,5'tir. Nadir bir element olarak bilinirse de yer kabuğunda en çok var olan altıncı elementtir (Ayken 2013). TiO_2 amorf ve üç farklı kristal yapıda bulunabilir; brookite, anatase, rutile (Rino ve Studart 1999). Anatase ve rutile yapı TiO_6 oktahedra zincirlerinin düzeni ile tanımlanır. Her iki yapıda her bir Ti^{+4} iyonu, 6 tane O^{2-} iyonundan meydana gelen oktahedron tarafından çevrelenir (Ayken 2013).

Tek ve teke yakın fazlı Ti α alaşımlarının kaynak edilebilirliği yüksektir. Yüksek miktarda Al içerdikleri için 316°C-593°C sıcaklıkları arasında gayet iyi dayanım ve korozyon direnci sergilerler. Sınırlılıkları, mekanik özelliklerini iyileştirmek amacıyla kendilerine ısıtıl işlem uygulanamaz (İnt. Kayn. 6). α alaşımları, oda sıcaklığından 550 °C 'ye kadar geniş bir aralıkta etkin olarak kullanılabilen ve düşük yoğunluğa sahip olan Al ile Sn gibi nötr elementlerle kullanılırlar. Saf titanyumu da içine alan bu sınıf, saf titanyuma yakın özelliklere sahip olmalarına karşın faz stabilizatörleri olarak 300 °C'ye kadar iyi bir çekme dayanımına sahiptirler (Dikici 2016). α - β alaşımlarında, düşük seviyedeki β -dengeleyici alaşım elementleri bile kontrollü kullanımda oda sıcaklığına β fazını kararlı kılarak iki fazlı sistemle oluşturacaktır. İki fazlı içeriğinden dolayı bu Ti alaşımı türlerine ısıtıl işlem uygulanabilmektedir (İnt. Kayn. 6). α - β alaşımları, yapılarında α ve β fazı sabitleyicilerine sahiptirler. En sık kullanılan ve en eski titanyum alaşımı olan Ti6Al4V, bu gruba dâhildir. Düşük yoğunluklu bu malzemeler, mukavemet ve korozyona dayanıklılık özelliklerini yüksek sıcaklıklara kadar korurlar ve hafif protezlerin yapımında kullanılırlar (Dikici 2016). β alaşımlarında yüksek oranlarda seyreden β dengeleyicileri; tavlama ısıtıl işleminden sonra yarı kararlı β fazını oluşturmaktadır. Isıl işlemlerle α 'nın çökertilmesiyle dayanım artırılabilir (İnt. Kayn. 6). β alaşımları yüksek miktarda Cr, V, Mo gibi β fazı sabitleyicileri bulundurulur. Yüksek sertlikleri, dayanımları ve soğuk şekillendirilebilmeleri genel özelliklerdendir. Çalışma sıcaklıkları α + β fazlı alaşımlardan yüksek olsa da metal matrisli kompozitler ve buhar türbinli güç santralleri örneklerinde olduğu gibi yeni

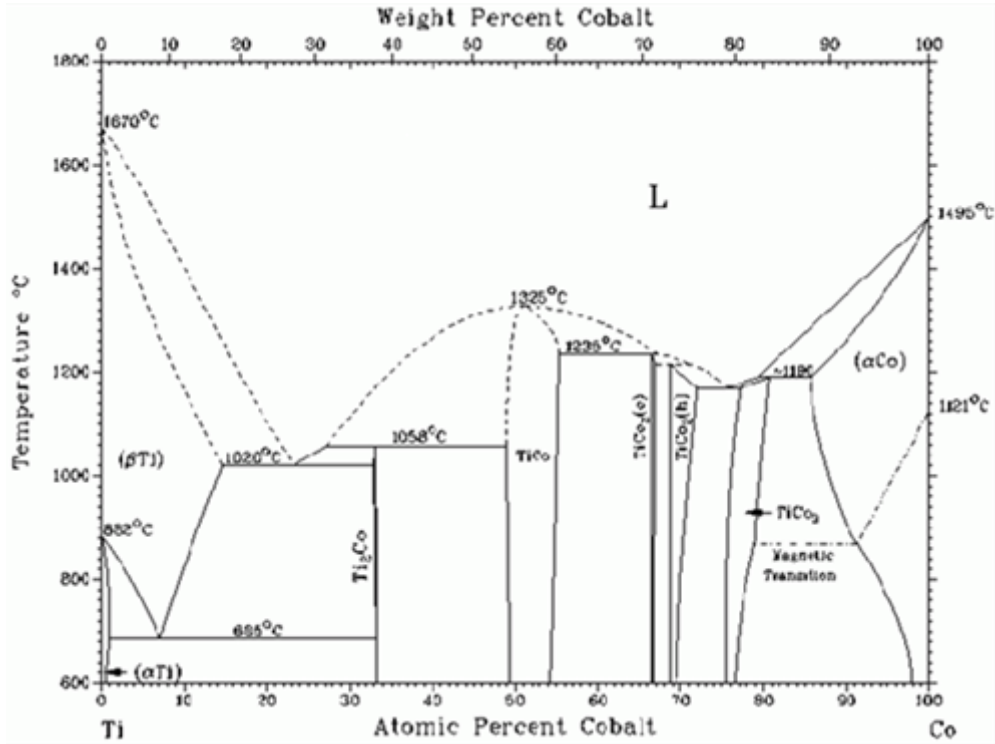
kullanım alanları bulabilmektedirler (Dikici 2016).

Çizelge 2.13 Ti ve alaşımlarının mekanik özellikleri ve faz yapıları (Niinomi 1998).

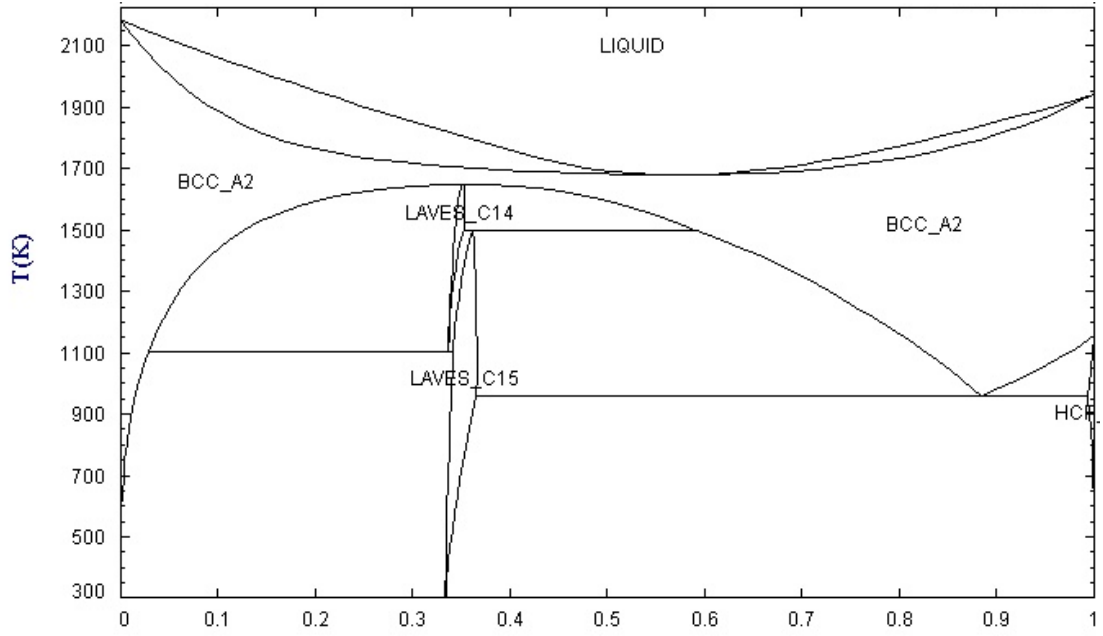
	Çekme dayanımı (MPa)	Akma dayanımı (MPa)	% uzama	% daralma	Elastik modülü (GPa)	Fazı
Saf Ti cins 1	240	170	24	30	103	α
Saf Ti cins 2	345	275	20	30	103	α
Saf Ti cins 3	450	380	18	30	103	α
Saf Ti cins 4	550	485	15	25	104	α
Tavlanmış Ti6Al4V	860-965	795-875	10-15	25-47	110-114	$\alpha+\beta$
Ti6Al7Nb	900-1050	880-950	8-15	25-45	114	$\alpha+\beta$
Ti5Al2,5Fe	1020	895	15	35	112	$\alpha+\beta$
Ti5Al1,5B	925-1080	820-930	15-17	36-45	110	$\alpha+\beta$
Ti13Nb13Zr	973-1037	836-908	10-16	27-53	79-84	β
Ti12Mo6Zr2 Fe (Tavlanmış)	1060-1100	700-1060	18-22	64-73	74-85	β
Ti15 Mo (Tavlanmış)	874-951	544-736	10-21	82	78-81	β
Ti15Mo5Zr3 Al (Yaşlandırıl mış)	852-1100	838-1060	18-25	48-73	80	β
Ti15Mo2,8N b0,2Si (Tavlanmış)	979-999	945-987	16-18	60	83	β

Ti6Al4V alaşımı dünya üzerinde en çok sarf edilen Ti alaşımıdır. Metalik Ti üretiminin %50'den fazlası bu alaşımın imâlatında sarf edilmektedir ve Al α fazını sabitleyen alaşım elementi iken vanadyum da β fazının sabitlenmesi için sarf

edilmektedir. Böylelikle $\alpha + \beta$, iki fazlı bir yapıya sahip ve mekanik özellikleri hem α hem β alaşımından daha gelişmiş olmaktadır. Ti-6Al-4V'da Al katkısı alaşımda katı çözelti sertleşmesi sağlamaktadır. Al miktarı %6 ve ya daha altında tutulmalıdır çünkü ikincil alfa olarak bilinen α_2 sıralı hegzagonal sıkı paket fazının korunması gerekir ki bu faz da gerilmeli korozyon çatlak (GKÇ) oluşumunu azaltır. Vanadyum elementi α fazı muhteiyâtında çözümlülüğü düşük olduğu ve α tarafından kabul edilmediği için β fazının ufak bölgelerinde yoğunlaşır ve β fazı da α fazının etrafında düzenli bir dağılım gösterir (Williams 1986). Bu iki fazın birbirleri arasındaki hareketi için çok yüksek miktarda difüzyon olması gerektiğinden fazlar büyümeye karşı kararlı bir yapıya sahiptir. Bu sayede Ti6Al4V alaşımı diğer alaşımlara kıyasla oldukça ufak tane ebatlarına sahiptir. Özellikle tane ebatı küçüldükçe yüzey enerjisi artacağından implant yüzeyine tutunan hücre sayısı artacaktır (Köktaş 2015). ‘Şekil bellek etkisi’ olarak isimlendirilen; deformasyona uğradıktan sonra, ısı etkisiyle ilk şekillerine dönebilme özelliğine sahip olan Ni -Ti alaşımlarının bu etkisi, Buehler ve arkadaşları tarafından tespit edilmiştir (Buehler *et al.* 1963). Stentler, diş köprüleri, kafatasındaki damar bağlantıları, ortopedik, iskelet ve kas sistemiyle ilgili protezler; şekil bellek etkisinin gerekli olduğu bazı uygulamalardır (Duerig *et al.* 1990).



Şekil 2.3 Co-Ti denge diyagramı (İnt. Kayn. 7).



Şekil 2.4 Cr-Ti denge diyagramı (İnt. Kayn. 8).

Çizelge 2.14 Biyomedikaldeki Ti ve alaşımlarının ASTM-UNS standart numarası (Köymen 2009).

ASTM standardı	Alaşım	UNS Numarası
Alfa mikroyapı		
F67	CP-Ti sınıf 1	R50250
	CP-Ti sınıf 2	R50400
	CP-Ti sınıf 3	R50550
	CP-Ti sınıf 4	R50700
Alfa-beta mikroyapı		
F136	Ti-6Al-4V ELI	R56401
F1472	Ti-6Al-4V	R56400
F1295	Ti-6Al-7Nb	R56700
F2146	Ti-3Al-2.5V	R56320
Beta mikroyapı		
F1713	Ti-13Nb-13Zr	...
F1813	Ti-12Mo-6Zr-2Fe	R58120
F2066	Ti-15Mo	R58150

2.3.4 Kompozitler

Kompozit malzemeler iki ya da daha fazla bileşimden meydana gelen malzemeler ya da fazlardır ve bu tür malzemelerde birbirinden farklı özelliklere sahip olan bileşimlerin iyi özelliklerinin birleştirilerek tek başlarına olduklarından daha üstün özelliklere sahip malzemeleri eldesi amaçlanır. Tabiatta buna örnek olarak gösterilebilecek en yakın malzeme kemiktir. Kemikte mineraller güçlendirici etki yaratırken kolajenler de matris fazı olarak görev almaktadırlar. Homojen malzemelerle kıyaslandığı zaman kompozit malzemeler çok sayıda avantaj olarak vermektedirler. Ancak, biyomalzemeler bakımından bakıldığı zaman bileşimlerin hepsinin biyouyumlu olması durumu gerekir ve bileşimlerin arayüzeylerinden beden ortamından kaynaklı hiçbir şekilde bozunum meydana gelmemelidir. Zamanımızda sarf edilen kompozitler, dental dolgu malzemeleri, C fiber katkılı kemik çimentosu gibi uygulamalarda mekanik özelliklerin iyileştirilmesinde sarf edilir. Gözenekli implantlarsa tek malzemeli yapıda bulunurken, canlı dokunun gözenekli malzemenin gözeneklerinin içine ilerleyip büyümesiyle kompozit yapı sergiler. Bunun için sert dokularda metalik implantlar gözenekli yapılırken, yumuşak dokularda poliüretan ve poliester gibi polimerik biyomalzemeler sarf edilmektedir (Park ve Lakes 2007). Spesifik bir alan olduğu için bu alanda bilgi sahibi insanlar yetiştirmek amacıyla lisans bölümlerinde ilgili dersler ve yüksek lisans programları açılmıştır.

2.4 Biyouyumluluğun Tespiti İçin Uygulanan Deneyler

Geçmişte malzemelerin biyouyumluluk değerlendirmelerinde insanlar üzerinde yapılan deneyler kullanılmıştır. Ancak zamanımızda yeni malzemelerin insanlarda sarfiyatından önce detaylı deneylerle biyouyumluluğunun testinin yapılması icap etmektedir. Malzemelerin biyolojik özelliklerinin denenmesine; çoğunlukla hücre kültürlerinin sarf edildiği in vitro deney yöntemleriyle başlanır. Testler; daha maliyetli ve uzun süreli hayvan deneyleriyle sürdürülür. Deneylerden arzu edilen sonuçlara ulaşıldığında sarfiyat deneyleri, in vivo değerlendirme gibi daha kapsamlı çalışmalar yapılmalıdır. (Tuncer ve Demirci 2011). Kompozit malzemeler, sağladıkları avantajlarla günümüzdeki mühendislik uygulamalarının kapsamındaki

çoğu alanda önemli bir yer tutmaktadır. Uygulama alanlarında istenilen birtakım fiziki, kimyevi ve mekanik özellikleri tek başına karşılayamayan polimerlerin çeşitli tipte ve oranlardan tekstil lifleri ile desteklenmesi sonucunda istenilen özellikleri sağlayabilen kompozit yapıların elde edilmesi, son zamanlarda yaygın olarak uygulanan bir yöntemdir (Bulut ve Erdoğan 2011). Bir kompozit malzemenin özellikleri; heterojenlik olarak ifade edilebilek olan ikinci faz malzemesi şekline, içeriğindeki malzemelerin kapladığı hacim bölüntüsüne, bileşenlerin arasındaki ara yüzün sertliğine ve bütünlüğüne, bileşimdeki maddelerin birbirleriyle olan uyumuna bağlıdır. Kısacası kompozit malzemelerin özellikleri homojen materyallerde olduğu gibi yapıya oldukça bağlıdır (Park ve Lakes 2007). Son zamanlarda biyokütleden yüksek katma değerli malzeme-ürün elde etmek amacıyla kullanılan pek çok teknoloji bulunmaktadır. Çalışma prensipleri göz önüne alındığında bu teknolojileri fiziki, kimyevi, termokimyasal, mekanik ve biyolojik olarak dörde ayırmak mümkündür. Bu teknolojiler kullanılarak tarımsal atıkları da içeren farklı biyokütlelerden biyokompozit, alkol, asit ve biyofilm gibi ürünler üretilebilmektedir (Alkaya *et al.* 2010). Çevrede gelişen teknoloji ve toplumdaki kaygılar, tükenmekte olan petrol türevleri, çevresel sürdürülebilirlik açısından küreselleşmenin ve endüstrinin neden olduğu sentetik ve biyo bazlı ürünler ilgi odağı haline gelmiş ve üretimi artmıştır (Alkaya *et al.* 2010). Günümüzde ticari amaçlı kullanılan şeker kamışı, bambu, kenaf, pamuk, pirinç sapı, pirinç kabuğu, buğday, tütün, ay çiçeği sapı, mısır sapı, kenevir, yulaf sapı, pamuk sapı, çavdar, arpa, keten, pamuk gibi bitki türevli kaynaklar üzerinde yapılan bilimsel çalışmalarla biyokompozit malzemeler elde edilebilmektedir. Odundan elde edilen lifler kullanılmakla birlikte odun dışı elde edilen liflerde biyokompozit malzemelerde hammadde olarak kullanılmaktadır (Arslan ve Karakuş 2007). Biyomalzeme olarak kullanım için dizaynı yapılan kompozit malzemelerde bileşenlerin kimyevi, fiziki, mekanik, biyolojik, biyoyumluluk gibi özelliklerinden faydalanmak gerekmektedir. Örneğin; biyoaktif seramiklerle biyobozunur polimerleri birleştiren kompozit malzeme türlerinin sert doku olarak isimlendirilebilecek kemik dokusunun yenilenmesinde kullanımı dizayn, devamlılık, kimyevi, fiziki, mekanik, biyolojik, biyoyumluluk açısından umut vaat etmektedir (Migliaresi ve Salernitano 2003). Kullanılan deneylerin üstünlükleri ve zayıflıkları Çizelge 2.15'te bölümlendirilmiştir.

Çizelge 2.15 Biyouyumluluk testleri üstün-zayıf yönler (Tuncer ve Demirci 2011).

Test	Üstünlükleri	Sınırlılıkları
İn vitro	Hızlı uygulama Düşük maliyet Standartlaştırılabilme Test ortamında kolay kontrol edilebilme Geniş ölçekte değerlendirilebilme	Ortamla ilişkisi tartışmalı
Hayvan testleri	Karmaşık yaygın etkileşimleri tespit edebilme İn vitro testlere göre daha gerçekçi ve daha kapsamlı	Kullanılan malzemelerle etkileşimleri tartışmalı Etik açıdan tartışmalı Zor değerlendirilen sonuçlar elde edilmesi
Kullanım testleri	Kullanılan malzemelerin dokularla ilişkilerinin tespitinde bulunulma	Süre uzun Maliyet yüksek Etik açıdan daha fazla tartışmalı Kontrolü zor

2.4.1 Hücre Kültürü

Bu deney cinsinin ana prensibii, canlı dokulardan alınan parçaların in vitro şartlarda yaşamalarını ve çoğalmalarını temin etmektir. Şişe, tüp ve benzeri gibi laboratuvar malzemelerinde elverişli besleyici sıvı içerisinde çoğaltılıp sarf edilen canlı dokulardır. Fare, tavşan, domuz, maymun, insan gibi farklı canlıların farklı dokuları öncelikli olarak parçalanıp hücrelere ayrılırlar. Elde edilen hücreler; çeşitli tampon maddeleri, vitaminler, aminoasitler, tuzlar, dana-at serumu ihtiva eden besleyici sıvılarda katılar ve sıvılar birbirlerine karışmayacak ve çözünmeyecek şekilde birbirlerine ilave edilerek arınık şişelere ya da tüplere konur. Süspansiyon denilen bu karışım cinsi; 36 °C’de bekletildiği zaman, yuvarlar kabın çeperine yapışıp çoğalırlar ve böylece hücre kültürü oluşur. Hücre kültürü çalışmalarında sarf edilen iki tip

hücreden olan birincil hücre kültürleri; dokulardan ve organlardan ayrıştırılan hücrelerin yirmidört saatten daha uzun süre bekletilmesiyle oluşturulur. Birincil kültür hücrelerine dışözü fibroblastları ile dışeti örnektir. Birincil hücre kültürlerinde üreyen hücrelerin bu kültürden alınarak başka kültürlere ekilip çoğaltılmasıyla üretilen ilk alt kültürlere ikincil hücre kültürleri adı verilir. İkincil hücre kültürlerine birtakım işlemler yapılarak hücre hatları oluşturulur. Ancak insandan izole edilmesi ve kültürünün yapılması oldukça zor olan birincil kültürler; farklı insanlardan alındığından dolayı işlevsel durumları yansıtmaları da farklılık gösterecektir. Hücre kültüründe sarf edilen diğer yuvarlar konumundaki sürekli hücre hatları; süresiz üreyebilme özelliğine sahip değişmiş birincil hücrelerdir ve daha stabil bir fenotiptedirler. Sürekli hücreler; oluşan değişimden dolayı in vivo özelliklerinin tamamını muhafaza edemezler (Tuncer ve Demirci 2011).

2.4.2 Sitotoksiste

Sarf edilen malzemenin hücre hayatına olan etkisi biyoyumluluğu tespit edici bir faktördür. Sitotoksiste denen olgu; moleküler olaylar sonucunda farklı makromolekülerin sentezlenmesinin engellenmesine bağlı olarak hücrenin fonksiyonlarında ve yapısında belirgin hasarlar oluşmasıdır. Sitotoksiste deneylerinde hücre kültürlerinin sarf edilmesiyle oluşabilecek toksikolojik tepkimeler in-vitro olarak değerlendirilmektedir. Sitotoksiste deneyleri; hücre canlılığı, hücre ölümü, hücre bölünmesi, hücre zarı, hücre organelleri, protein sentezi, ribonükleik asit sentezi, deoksiribonükleik asit sentezi ile alakalı ayrıntılı bilgiler ihtiva eder. Denenecek malzemenin fiziki özelliği ve yuvarlar ile temas yöntemi önemlidir. İn vitro sitotoksiste deneylerinde ISO standartlarında geçen deney metotları ile beraber önerilen deney metotları aşağıda bölümlendirilmiştir (Tuncer ve Demirci 2011). Hücre zehirlenmesi, hücreler için toksik olma özelliği, bir maddenin hücrelerdeki tahribat seviyesi; antijenle antikor tepkimesi neticesinde antikorun antijene zarar verme kabiliyeti olarak da tanımlanabilmektedir. Canlı hücreler üzerindeki toksik etki miktarıdır. Toksik olduğu düşünülen maddenin, elverişli hücre kültüründe, hücre çoğalma oranı ve hücre üzerindeki toksik etkisi dikkate alınarak değerlendirme yapılan deneylerdir. Morfolojik olarak hücresel hasar

izlenmesi, hücresel hasarın ölçüm yöntemleri ile tespiti, hücresel metabolizmadaki herhangi bir farklılaşmanın bulunması hücresel büyüme tespiti için uygulanır. İn vitro veya in vivo olarak uygulanabilmektedir.

2.4.3 Direkt Hücre Kültürü

Biyomalzemenin ya da bileşimlerinin direkt olarak kültür içeriğindeki hücreler üstüne bir günden az uygulanmasıdır. Biyomalzeme; hücrelerle fiziki temastadır. Suda çözünebilen malzemeler hâliyle kültürde de çözünüp iyi malzeme hücre teması sağlarlar. Suda çözünmeyenlerin hücrelerle direkt temasıysa; deney numunesinin hücrelere mümkün olduğunca yakın yerleştirilmesiyle, deney numunesinin kullanılan hücrelerin tam üzerine uygulanmasıyla, deney numunesinin hücre kültür kabının tabanına yerleştirilip hücre süspansiyonunun numune üstüne uygulanmasıyla ve hücrelerin direkt numuneler üstüne yerleştirilip kültür edilmesi yöntemleriyle sağlanır (Tuncer ve Demirci 2011). Canlı hücrelerin laboratuvar ortamında kültüre edilmesidir yani canlı hücrelerin izole edilerek laboratuvar koşullarında üretilip çoğaltılmasıdır. Virüs, bakteri gibi mikroorganizmaların incelenip aşı geliştirilmesi, organ-doku rejenerasyonu, mutant analizleri, kanser, hücre ölümü, gen tedavileri iletilmesi, kanser hastalığı türlerine ilaç bulunması gibi canlısal-biyokimyasal moleküllerin incelenmesi için kullanılır. Hücre kültürünün temeli uygun canlıdan alınmış yaşayan hücrelerle hücrelerin yaşamasını, çoğalmasını sağlayan sıvılardır.

2.4.4 Bariyer Deney Metodu

Ağız ortamında dentin; malzeme ile dişözü arasında bariyer vazifesinde olduğundan dolayı doğrudan malzeme-hücre teması deneyleri arzu edilen sonucu verememektedir. Bu nedenden ötürü bariyer deney metodunda dentini taklit ederek deney malzemesi bileşimlerinin yayınına olanak sağlayan farklı cins maddeler bariyer olarak sarf edilmektedirler (Tuncer ve Demirci 2011). Diş hekimliğinde implant olarak sarf edilen malzemeler implante edilirken dentin dokusu dişözünü muhafaza eden bariyer konumunda bulunmaktadır. Dentinin bariyer özelliğini öykünmek amacıyla geliştirilen metot, deneye tâbi tutulan malzemenin yayınma

yeteneğini ölçülmektedir. Bu deneyin başka deneylerden farkı ise; ağız yapısını daha fazla taklit etmesidir. Sığır dentin diskleri ya da insan dentin dokusu; dental biyomalzemeden salınan monomerlerle hedefteki hücre arasında bariyer vâzifesindedir. İnsan dentin dokusunun sarfiyatı; in vivo dokuyu taklit etmesi açısından daha avantajlıdır. Arzu edilen oranda elde edilebilmesi ve geçirgenlik açısından insan dentinine göre az çeşitlilik sergilemesi; sığır dentininin üstünlüğü olarak ele alınabilmektedir (Yıldırım *et al.* 2017).

2.4.5 Agar Difüzyon Deneyi

Zehirlilik testlerinde en uzun zamandır sarf edilen bariyer deney metodudur. Deney malzemeleri bileşimlerinin toksisitesi; fare fibroblast hücrelerini kaplayan % 1,5'lik agar besiyerinden yayınarak gözlemlenir. Bir günlük kuluçka sonrası nötral kırmızı boyanın, hücre zarındaki geçirgenliğine bağlı olarak lizozomlarda birikme miktarına göre hücre etkinliğini değerlendiren deney yöntemidir. Basittir, ucuzdur. Bozunamayan, çözünemeyen ve/veya difüze olamayan deney malzemesi-bileşimleri yuvarlar üzerinde herhangi bir etki gösteremezler (Tuncer ve Demirci 2011). Deneyde kullanılan malzemeden çözünen sitotoksik komponent, agar boyunca yayınamaması hücre hasarına sebebiyet veremediğinden agarda çözünemeyen veya yayınamayan komponent etkinliği bu yöntemle belirlenemez. Ucuz, kolay uygulanan, rutin laboratuvarlarda antibiyotik duyarlılığının saptanmasında en sık olarak kullanılan yöntem disk difüzyon testleri de agar difüzyon deneylerinin kapsamında yer almaktadır. Agar difüzyon deneylerinin kapsamında sayılan bir diğer deney grubu olan, başka dilüsyon yöntemleriyle aynı prensiplere sahip, antibiyotik etkinliği ölçen yöntem; agar dilüsyon yöntemidir.

2.4.6 Milipor Filtre Difüzyon Deneyi

Filtre olarak selüloz asetat sarf edilmektedir. Birincil yuvarlar filtrenin bir tarafına konulurken; deney malzemesi diğer tarafına konulur. Yuvarlarda oluşan hasarlar dekolorizasyon alanının tespitiyle ya da renklenme özgül kütlesinin incelenmesi ile tespit edilir. Deney malzemelerin, hücre üstünde sitotoksik etki göstermesi için

deney malzemesinden salınan bileşimlerin 0,45 nm filtreden yayınmaları gerekliliği bulunmaktadır (Tuncer ve Demirci 2011).

2.4.7 Hemoliz Deney Metodu

Dokularla uzun zaman birbirleriyle temas hâlinde bulunacak malzemelerin akut hemolitik (kanyıkımlı, hemolizle ilgili olan) aktivitelerinin ölçülmesinde sarf edilmektedir. Bozunabilen, çözünebilen, biyolojik ortama iyon salabilen malzemelerin deneye tâbi tutulduğu hemoliz deney metodunda, tavşan kanında bekletilen malzemenin yol açtığı hemolitik (kanyıkımlı, hemolizle ilgili olan) aktivite değerlendirilmektedir. Tavşan haricindeki farklı türlerin eritrositleri kullanılarak da yapılabilen bu çalışmalarda; hemolitik (kanyıkımlı, hemolizle ilgili olan) aktivitenin belirlenmesi esnasında, eritrositlerin aglütinasyonu ve ya hemoglobinlerin presipitasyonuna neden olabilen birtakım iyonlar nedeniyle, deney sonuçlarının hatalı çıkma olasılığı mevcuttur (Yıldırım *et al.* 2017). Hemoliz, alyuvarların türlü nedenlerle parçalanması neticesinde içlerindeki maddeleri kana karıştırmalarıdır ve hemoglobin muhteviyatından dolayı hemoliz derecesine göre serum, plazma, ilaç hafif pembe ile koyu kırmızı arasında bir renge bürünmektedir.

2.4.8 Ames Mutajenite Deney Metodu

Genotoksisite ve karsinojenite çalışmaları, malzemelerin sistemik uyumluluğunu değerlendirmede kullanılan yöntemlerdir. Genotoksik hasar (hücre genetiğinde meydana gelen değişiklikler ve deoksiribonükleik asit dizilerindeki kırılmalar), alkaline filter elution deneyi sayesinde belirlenebilmekte ve hücrelerin sahip olduğu birtakım mekanizmalarla onarılabilmektedir. Mutajenite; genetik hasarın bir sonraki nesle aktarılmasıyla oluşan etki olarak tanımlanmaktadır. Mutajenite etkinin görülebilmesi için daha yüksek doza ihtiyaç duyulmaktadır. AMES deneyi, uygulanan malzemenin hücre deoksiribonükleik asidine olan etkisini inceleyen yöntemlerden en sık kullanılan deney yöntemidir. Genetik yapısı değiştirilmiş, özel agar kültüründe çoğalmayan, histidin içermeyen ortamlarda koloni oluşturmayan bakterilerin (*salmonella typhimurium*) sarf edildiği bu deney sayesinde, hücredeki

mutasyon farklılıkları gözlenmektedir (Yıldırım *et al.* 2017). Kanserojenlerin araştırılmasında kullanılan basit bir testidir. Ames testi, mutasyona uğrayan bir hücreye diğer bir mutasyon ya da geri mutasyon uygulaması yapılarak hücrenin orijinal haline benzer bir duruma getirilmesi temeline dayanır. Özünde in vitro tarama testidir. İlaçların, implantların, bakterilerin ve diğer kimyasalların kansorejenliğinin tespitinde sarf edilmektedir.

2.4.9 Hayvan Deneyleri

Genetik, gelişim biyolojisi, davranış bilimleri, uygulamalı biyomedikal bilimler, yabancı organ aktarımı, ilaç araştırmaları, eğitimsel-ırksal çalışmalar, savunma araştırmaları; denek hayvanlarından en sık yararlanan alanlardır. Hayvan deneyleri; insan vücudundaki süreçlerin daha iyi anlaşılması, hastalık kaynaklarının bulunması, yeni tedavilerin gelişimi amacıyla yapılmaktadır (İnt. Kayn. 9). Bir malzemenin güvenli olup olmadığının tespitinde ve sonrasında bir cihaz olarak etkinliğinin saptanmasında zorunlu olarak hayvanlara implantasyon sarf edilmektedir. Eğer denemeler doğru hayvan modelinde yapılmışsa, bu malzemelerin direk insanlarda kullanılabileceği ispatlanmıştır. Diğer türlerde olmasa da memeliler sınıfında hayati proseslerin ve hastalığa uyumun fenomeni aynı olmasa da benzerdir. Biyolojik olayların çoğu, bilhassa yara iyileşmesi de benzer şekildedir. Sadece büyüklüğün ve zamanın spesifik özellikleri farklılık gösterir. Literatürde çeşitli malzemelerin ve cihazların geliştirilmesi için sarf edilen hayvan modellerinin açıklamaları oldukça yüksek seviyededir. Ancak ne yazık ki insanlara implante edilen malzemelerde ve ya cihazlarda yapılan gözlemlerden elde edilen patolojik veriler oldukça düşük seviyededir. İmplantın varlığı hastanın ölümüyle ilişkilendirilmediğinden bu verilerin az olması durumu geri dönüşüm ekonomisine ve histolojik gelişime bağlıdır. Yapılacak deneylerde hayvan türlerinin seçiminde de insanın durumuna elverişli hayvandansa fiyat ve bulunabilirliğin daha çok göz önünde bulundurulması aynı derecede önemli bir sebeptir. İdeal hayvan modeli biyomalzemenin insan üzerinde sarfiyat yerine göre analogik ve ya homolog durumları simüle edebilecek, kalıcı kopyası yapılabilir özelliklerde olmalıdır. Hayvan modeli seçiminin bilimsel ölçütü biyomalzemenin hedeflenen uygulamasına

göre yapılır. Anatomik, fizyolojik, patolojik ve/ve ya psikolojik özyapısalları da göz önünde bulundurulmalıdır. Yıllarca süre deneme-yanılma sonucunda ve ya meraklı gözlemler neticesinde çeşitli hayvan sistemlerinin insanla benzer sistemler içerdikleri gözlemlenmiştir. Hayvan modelinin seçiminde anatomik, patolojik ve bedensel benzerliklerin yanı sıra pratikteki uygulamada, deneysel hekimsel olan birtakım kısıtlamalar yaratabilir. Seçilecek olan hayvanın ebatı ve uygunluğu önemli bir parametredir. Ufak hayvanların maliyeti düşük seviyededir ve kolaylıkla elde tutulabilir. Buna karşın hekimsel prosedürlerin büyük hayvanlara uygulanması ise çok daha kolaydır. İmplantın uzun süre kalacağı durumlarda da bedenin adaptasyonu önemlidir. Örneğin domuzlar ve insan olmayan primatlar insanla benzer kardiyovasküler sistemlere sahiptirler ancak uzun süreli kateterizasyon ve sürekli gözlem gerektiren çalışmalarda seçilecek hayvan modeli primatlar olacaktır. İmplant araştırmalarında deney hayvanı seçimi iltihap riskinden çok daha fazla göz önünde bulundurulması gereken ölçütlere göre yapılır. Çünkü mikrobik yan etkiler bakımından bir türün diğerlerine göre daha elverişli olabileceğine dair hiçbir veri elde bulunmamaktadır (Vangölü 2011).

2.4.10 Klinik Çalışmalar

Kullanım deneyleri, klinik tabloyu yansıtmaya potansiyeline sahiptir. Laboratuvar ve hayvan deneyleri sonucunda güvenilir olduğu belirlenen bir malzemenin, gönüllü insanlar üzerinde kullanılarak oluşan yanıtın gözlenmesi (klinik deneme) esasına dayanan bu yöntemde, biyouyumluluk bakımından daha doğru sonuçlar elde edilmektedir. Sarfiyat deneylerinin büyük çoğunluğu restoratif diş hekimliği ve endodontiyle ilgilidir. Dental malzemelerin genellikle; diş, yumuşak dokular, alveol kemiği ve ya tükürük gibi birtakım sıvılarla temas etmektedir. Bu nedenle dental malzemelerle ilgili yapılacak klinik çalışmalarda; pulpa ve periodontal reaksiyonlar (akut ve kronik iltihaplar), dişeti ve oral mukoza irritasyonları gibi biyolojik parametreler değerlendirilmektedir. Kemik içi implantasyon deneylerini de bu gruba dâhil etmek mümkündür. Bu deneylerde, sağlıklı ve gönüllü insanlar ve ya diğer primatlar kullanılmaktadır. Primatlar arasında en çok fareler, tavşanlar, birtakım köpek ve maymun türleri kullanılmaktadır. Köpek ve ya maymun gibi büyük deney

hayvanları üzerinde uygulanan deri hassasiyet deneyleri sayesinde, malzemelerin klinik öncesi alerjik reaksiyon potansiyelleri belirlenmektedir. Resmi kurumların onayıyla birlikte, malzemeler son aşamada onam formuyla aydınlatılmış gönüllü insanlar üzerinde denenmektedir. Kontrolü ve değerlendirmesi zor olan sarfiyat deneyleri, oldukça pahalı ve zaman alıcıdır. Olasılı yan etkiler ya da yasal ve etik açıdan sorun oluşturabilecek olan bu deneyler, ilk üç fazını başarılı bir şekilde geçmiş malzemelere uygulanmaktadır (Yıldırım *et al.* 2017). Daha sonraki aşamada bu malzemelerin kendisinde denenmesi için izin veren ve gönüllü olan uygun insanlara implantasyon çalışmaları yapılarak malzemenin insan bedenindeki etkileri ve tepkileri incelenmektedir.

2.5 Dental İmplant Tanımı ve Tarihçesi

Diş implantları, çeşitli sebeplerle kaybedilen dişlerin neden olduğu işlev ve estetik kayıpların giderilmesi için hekimsel operasyonla çene kemiklerine yerleştirilip diş kökü fonksiyonunda sarf edilirler. Çoğunlukla vida ya da kök biçimindedirler. Ağırlıklı olarak Ti ve alaşımlarından imâl edilirler (Mish 2005, Babbush *et al.* 2011). Tıp alanında implant tâbiri genel mânâsıyla “iyileştirme için suni bir malzemenin beden içerisine yerleştirilmesi” olarak tanımlanır. Zamanımızda diş hekimliği uygulamalarında geniş bir sarfiyat alanına sahip dental implantlar, üzerine yapılacak olan proteze dayanak olması durumu için çene kemiğinin içine, üzerine ya da mukoza altına yerleştirilerek diş kökü vazifesi görmesi beklenen parçalardır (Dizen 2008). Milattan önce altıncı yüzyılda Maya Uygarlığı’nda ilk dental implanta rastlanmaktadır. 1908’de ABD’de Greenfield’in tasarladığı irridio-platin implant patenti alınan ilk dental implant olma özelliğine sahiptir. Strock Cr-Co diş implantını tanıttığında sene 1939’dur. Vitalyumdan yapılan vida ve ya kafes şeklindeki implant, Lubit ve Rappaport tarafından 1949’da yapılmıştır. İmplantın çift safhalı cerrahi teknik ile fonksiyona sokulması, çift spiral yivli implant tasarımını ve frezeleme sonrası yiv açma tekniği Cherchève tarafından bulunmuştur. 1950’li yıllara kadar Tramonte, Formiggini, Benoit, Peron, Jeanneret, Linkow, Muratori gibi diş doktorları tarafındansa zamanımızda sarf edilen implantlarla benzerlik gösteren uygulamalar yapılmıştır. Ancak tüm bu uğraş; deneysel uygulamalardan öteye

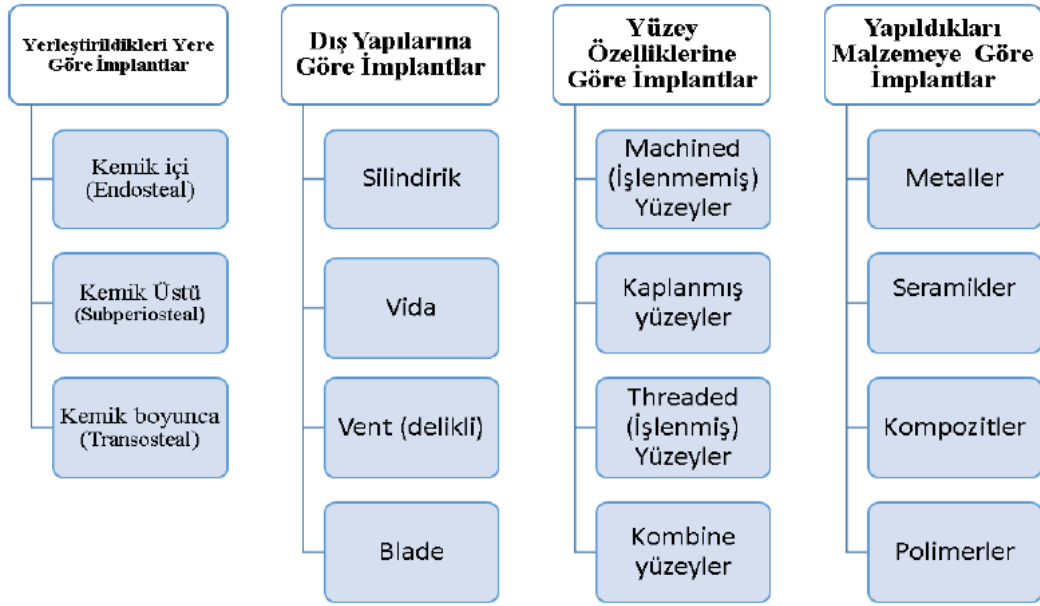
gidemeyerek vaka raporları olarak kalmışlardır. Blade (levha, plaka) implantlar 1960'lı yıllarda Linkow geliştirilmiştir. Branemark ve arkadaşlarıyla Schroeder ve arkadaşlarının saf Ti implantlar ile yaptıkları temel çalışmalar oral implantolojideki gelişmelerin başlangıcıdır (Mish 2007). Dental implant tarihçesine bakıldığında Antik Mısır ve Maya uygarlıklarında bile çekilen dişlerin yerine yapay malzemelerden üretilmiş ilkel implantların alt çene kemiğine yerleştirilerek tedavi edilmeye çalışıldığı arkeolojik bulgularla saptanmıştır. 1950'lere kadar çoğu diş doktorunun implantlara benzeyen yapılarla çeşitli denemelerde bulunduğu çalışmaların hiçbiri deneysellikten çıkarak günlük hayatta kullanılabilecek temel çalışma olamamışlardır. Dental implant hakkında uygulanan çalışmalar; Branemark ve Shroeder'in saf Ti ile yaptıkları testlerdir. Uygulanmaya başlandığı ilk zamanlarda bütünüyle dişsiz çeneye sahip hastalarda sarf edilen diş implantları; zamanla başarı oranlarındaki artışla beraber tüm diş kaybı türlerinde ve farklı uygulamalarda sarf edilebilir hâle gelmiştir (Özyılmaz 2014).

2.5.1 Dental İmplantların Sınıflandırılması

Özellikle biyoaktif seramikler ve biyouyumluluğu son derece yüksek biyometaller; implant malzemesi olarak ağız-diş-çene cerrahilerinde kullanılmaktadır. Dentalimplantları; materyaline göre, implantasyon bölgesine göre, implantın yükleme süresine göre, implantın proteze sağladığı desteğe göre, implantın kemik dokusu ile olan etkileşimlerine göre, implantın kemik haricidiğer canlı dokularla olan etkileşimlerine göre olmak üzere birçok başlık altında sınıflandırmak mümkündür.



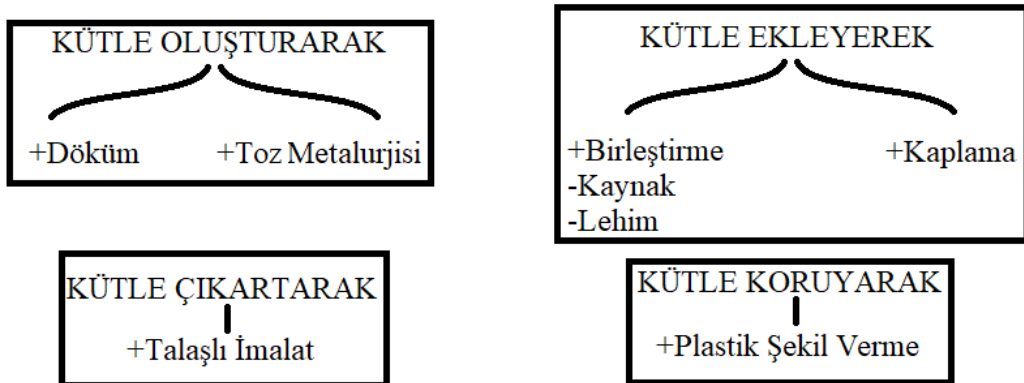
Şekil 2.5 Bir dental implantın görünümü (İnt. Kayn. 10).



Şekil 2.6 Dental implantların sınıflandırılması (Misch ve Bidez 2005).

2.5.2 Dental İmplant İmâlat Metotları

Endüstriyel imâlat en genel mânâsıyla, hammaddeyi faydalı ürüne dönüştürme süreci olarak tanımlanabilir. Bu süreç iyi bir dizayn, elverişli hammamûl sarf edilmesi ve doğru imâlat teknikleri ile başarıya ulaşılabilir. Endüstride imâl edilmek istenen bir ürün için sarfiyat alanı, fiziki yapısı ve çalışma şartları gibi birçok etkene bağlı olarak birden fazla imâlat yöntemi bulunabilir (Weissgaerber 2007). İmalât usulleri 4 ana başlık altında incelenebilir. Şekil 2.7’de imalât usullerinin sınıflandırılması şematik olarak gösterilmiştir.

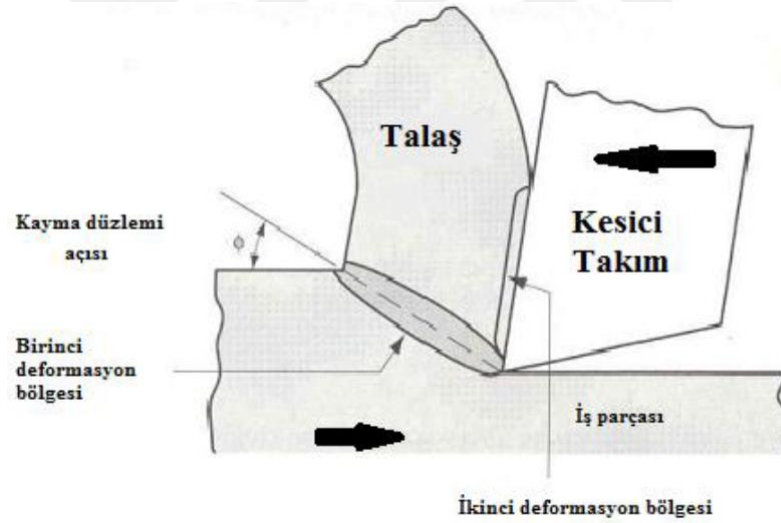


Şekil 2.7 İmalât usulleri.

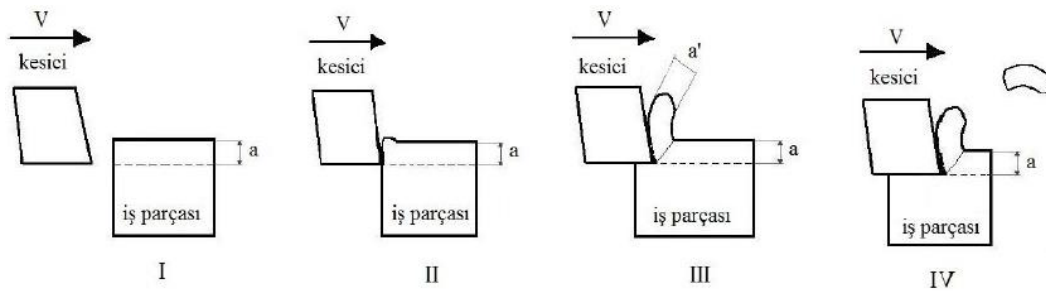
2.5.2.1 Talaşlı İmâlat Ve Talaş Oluşumu

En önemli imâlat metotlarından birisi olan talaşlı imâlat işleminde yarı mamul ürün; torna, freze, matkap vb. gibi takım tezgâhlarında uygun kesici takımlar kullanılarak arzu edilen ebatlar ve yüzey kalitesinde nihai ürüne dönüştürülür. Talaşlı imâlat işleminde etkin olan kesme hareketi, iş parçasının kesici takım önündeki plastik şekillenerek deforme olan bu katmanın talaşa dönüşmesini gerektirir (Çiftçi 2007). Talaş oluşumunu açıklamak için çeşitli tanımlamalar yapılmıştır. Çoğunlukla talaş kaldırma; belli ebat, şekil ve yüzey kalitesine sahip parça oluşturmak amacıyla ucu keskin bir takımla, güç sarf ederek, iş parçasından (hammamûl, taslak) katman şeklinde malzeme kaldırma işlemi şeklinde ifade edilebilir. Talaş; iş parçasından ayrılan malzeme katmanına denmektedir. Talaş kaldırma işlemi karmaşık bir fiziki olaydır. Elastik ve plastik şekil değişimine dayanan, iş parçası ve takım üzerinde sürtünme, ısı oluşumu, talaşın kırılması ve büzülmesi, işlenen parçanın yüzeyinin sertleşmesi, takım ucunun aşınması gibi olayların meydana gelmesine talaş kaldırma işlemi denir. Bir parça üzerinden belli bir malzeme katmanının kaldırılması için, takımın o malzemele müessir olması gerekir. Şekil 2.8’de görüldüğü gibi takıma uygulanan kuvvetlerin yeterli ve takım malzemesinin parça malzemeninden daha sert olması durumu halinde, takım ucunun kama şeklinde yapılması olayı kolaylaştıran bir etken olan talaş kaldırma işlemi gerçekleşir (Akkurt 1992). Kesici takım iş parçasına V kesme hızıyla yaklaşır. Kesici takımın iş parçası temasından sonra, iş parçası farklı mekanik ve termal kuvvetlere maruz kalır. Devam eden kesme işleminde malzemenin akma sınırına gelinir. Bu noktaya kadar yapılan işlemler malzemenin elastik biçimsizleşme bölgesinde olduğundan, bu noktada kesme işlemi durdurulur ya da geri çekilirse, malzeme ilk haline geri dönebilir. Devam eden kesme işlemi ile malzemenin akma sınırı geçilerek, kalıcı biçimsizleşmelerin oluşturulduğu plastik davranış bölgesine girilir. Tevettürler malzemenin akma sınırını aştığında talaş olarak adlandırılan yüzey katmanları, iş parçası boyunca takımın kesme yüzeyinden kayarak parçadan ayrılır. Bu bölgede kuvvetlerin durdurulması ya da geri çekilmesi halinde, malzemenin eski haline dönmesi gibi bir durum söz konusu değildir. Bu işlemin sürekli olarak arz etmesi halinde malzemenin talaşı oluşur (Çini 2015). Talaş kaldırma işlemi esnasında meydana gelen kesme kuvvetleri, ısı

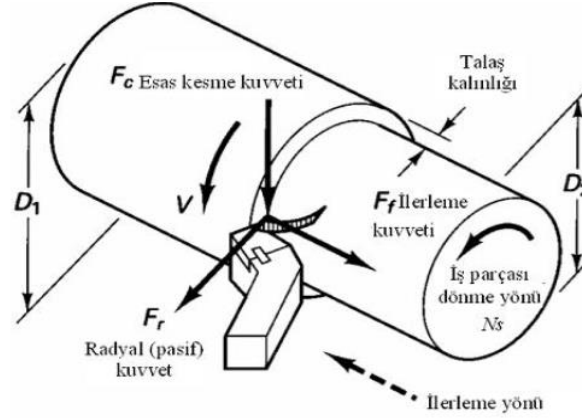
oluşumu, takım ömrü, işlenen yüzeyin kalitesi ve iş parçasının ebatları üzerinde önemli bir etkiye sahiptir. Kesme kuvvetleri ayrıca takım tezgâhlarının, kesici takımların ve gerekli bağlama kalıplarının tasarımında da kullanılmaktadır (Trent 1989). Tornalama işlemi esnasında meydana gelen kuvvetler Şekil 2.9’da şematik olarak gösterilmiştir. Burada kesme kuvvetinin üç bileşimi mevcuttur. Esas kesme kuvveti (F_c), kesme hızı yönünde etki eder. En büyük kuvvet olup metal kesme işleminde harcanan gücün genelde % 99’una karşılık gelir. İlerleme kuvveti (F_f), kesici takımın ilerlemesi yönünde etkiyen kuvvete denir. Kesme kuvvetinin çoğunlukla yaklaşık %50’si kadardır. Ancak ilerleme hızının kesme kuvvetiyle karşılaştırıldığında çok ufak olduğu için metal kesme işlemindeki gerekli gücün çok az bir kısmına karşılık gelir. Radyal kuvvet (F_r) ise işlenen yüzeye dik etkiyen kuvvettir. Bu kuvvet de ilerleme kuvvetinin takribi %50’si kadardır (De Garmo *et al.* 1997). Kesme kuvvetleri büyük miktarda malzemenin sertliğine, kesme parametrelerine, sarf edilen kesici takım geometrisine bağlıdır.



Şekil 2.8 Talaş oluşumu ve deformasyon bölgeleri (Çini 2015).



Şekil 2.9 Talaş oluşum aşamaları (Çini 2015).



Şekil 2.10 Tornalama işlemindeki kesme kuvvetleri (De Garmo *et al.* 1997).

2.5.2.2 Eklemeli İmâlat

Eklemeli imâlat ya da hızlı prototipleme (HP) metotları, ürün dizayn sürecinin prototipleme aşamasının hızlandırılması için ortaya çıkmış çeşitli imâlat yöntemleridir (Pham ve Gault 1998). Bütün HP yöntemlerinde, imâl edilecek cismin üç boyutlu katı modeli sanal ortamda iki boyutlu kesitlere ayrılır ve üretim, bu kesitlerin katman katman oluşturularak, sarf edilen yönteme bağlı olarak çeşitli şekillerde, üst üste birleştirilmesiyle gerçekleştirilir. İmâlat için sadece ürünün katı modeline ihtiyaç duymakta ve aynı malzemedan farklı bir ürünün oluşturulması için sadece katı modelin değiştirilmesi yeterli olmaktadır. HP makinelerinde üretimin kalıp ya da takımdan bağımsız yapılması, bu yöntemin dizayn sürecinde prototiplemenin hızlı bir şekilde oluşturulmasını mümkün kılmaktadır. Bu özellikler ve katman-katman üretimin çok çeşitli karmaşıklıkta şekillerin oluşturulabilmesini mümkün kılması, bu yöntemlerin uygulama alanlarının, prototiplemeden üretime doğru genişlemesine de yol açmıştır. Günümüzde, HP yöntemleri kullanılarak, hızlı takımlama-kalıplama (plastik enjeksiyon kalıpları, elektroerezyon elektrotlarının imâlatı gibi), hızlı-eklemeli imâlat gibi yeni imâlat teknikleri üzerine araştırmalar sürmektedir. Hızlı Prototip kavramı ilk olarak 1980 sonlarında SLA makinesi ile gün yüzüne çıkmıştır. O zamandan beri benzer kavramları sarf ederek günümüze farklı konseptlerle ulaşmıştır ve bu teknolojiler patentlenmiştir (Levy *et al.* 2003). HP metotları çoğunlukla “malzeme eklemeli” ve “malzeme çıkarmalı” olarak iki kola ayrılır. Malzeme eklemeli teknolojiler de kendi alanında “sıvı”, “ayrık (toz)

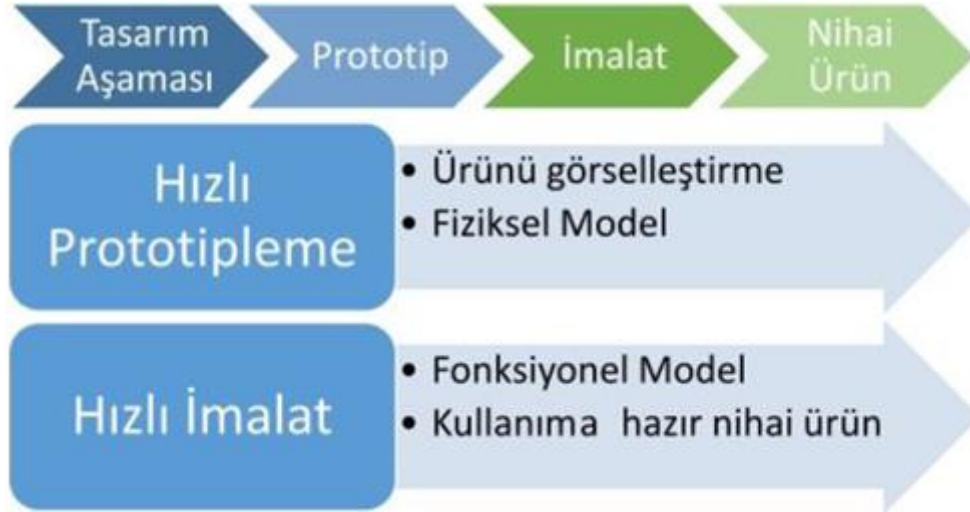
tanecikli” ve “katı (yaprak-katman)” olmak üzere üçe ayrılır. Sıvı hâldeki madde temelli üretimde katılaşma, akışkan malzemenin lazer temasıyla ya da prototip malzemesinin eriyip sonradan katılaşmasıyla oluşabilir. Bu teknolojilere örnek olarak, SLA ve FDM verilebilir. Toz malzeme sarf edilen üretimlerde birleştirme işlemi ya lazerle ya da seçmeli uygulamalı bağlayıcı araçlarla yapılır. Bu teknolojileri örnek olarak, SLS, 3DP verilebilir. Katı katman sarf edilen teknolojilerde ise malzeme yaprakları lazer ya da bir yapıştırıcı yardımıyla birleştirilir. Bu teknolojilere LOM-SPF örnek verilebilir (Rochusa *et al.* 2007).

Bütün malzeme eklemeli teknolojilerde imâl edilecek cismin 3 boyutlu katı CAD modeli gereklidir. Parça imâlatı için gerekli bu modeller, çizimlerini STL formatında kaydedebilen ya da bu formata dönüştürebilen herhangi bir CAD yazılımı (Catia, Solid Works, Pro/Engineer, AutoCAD vb.) ile oluşturulabilmektedir (Pham ve Gault 1998, Kolosov *et al.* 2006). Açıkça HP teknolojisi imâlat sektöründe yeniliğin bir kıvılcımı olarak görülmektedir. Müşteri beklentilerinin karmaşıklaşması ve çeşitlenmesi makina üreticilerini daha doğru ve bireysel düşüncelerini zorunlu kılmıştır. Bu kıvılcım HP’nin yeni bir kavrama evrilmesini gerekli kılmış ve Hızlı İmâlat (Hİ) kavramı gelişmeye başlamıştır (Şekil 2.11). Hızlı imâlat ile imâl edilen ve nihai ürün olarak sarf edilecek olan bu uygulamalar ne kadar parça çeşitliliğini ve kişiselleştirilmiş ürünleri ortaya çıkarmış olsa da imâlat maliyeti ve parçanın hacimsel mânâda belli ebatlarda kalması bu teknolojiyi sarf edecek olan üreticileri düşündürmektedir (Çini 2015). Hızlı imâlata geçişin temel amacı işlevsel son sarfiyat ürünlerine sahip olmaktır. Bu amaca ulaşmak için çok fazla araştırma faaliyetleri sürmekte ve zamanımızda sonuçları yavaş yavaş ortaya çıkmaktadır. Bu dönüşümün gözle görülür bir biçimde tamamlanması iki faktöre bağlıdır; bunlardan ilki kabul edilebilir makina ve ürün maliyeti, ikincisi ise devasa ölçüde ürünlerin üretilebilmesi (Izhar 2010). Özellikle hekimsel ürün imâlatında 20 yıldır giderek yaygın duruma gelmiştir. Zamanımızda üç boyutlu yazıcıların metal içerikli imâlat kabiliyetinin artmasıyla hızlı imâlat teknolojisi hekimsel uygulamaların neredeyse tümüne girmiş durumdadır. Örneğin, yapay uzuvlar, diş hekimliğinde implantlar, köprü vb. uygulamaları gibi yerlerde tercih edilmektedir (Çini 2015).

Geleneksel üretimden, eklemeli imâlata geçmeyi seçen üretici kesimin bu kararlarının arkasında çeşitli nedenler mevcuttur. Dizaynda sınırların ortadan kalması, düşük maliyet, ara aşamaların atlanıp dizayndan imâlata daha kolay geçilmesi bu nedenler arasında sayılabilir. Geleneksel üretimde emek yoğun olan ya döküm ya da talaşlı imâlat kullanılırken ve seeri üretim denilebilecek Taylorizm, Fordizm sanayinin hâkimi konumundadır. İşte bu noktada yukarıda bahsi geçen HP ve Hİ teknolojileri, müşteri taleplerine daha duyarlı ve hızlı şekilde cevap verdikleri için uygun sektörlerde sarf edilmektedir. İlk yatırım maliyeti, personel eğitimi, işletmenin dönüşümü gibi zaman ve sermaye gerektiren, riskli bir dönüşümdür.

Çizelge 2.16 Hızlı prototipeme sistemleri ve geliştirildiği yıllar (Gideon *et al.* 2003).

Orijinal Adı	Türkçeleştirilmiş Adı	Kısaltması	Geliştirilme Yılı
Stereolithography	Tarayarak Işıkla Kurlleme Tekniği	SLA	1986-1988
Solid Ground Curing	Katı Tabaka Kurutma	SGC	1986-1988
Laminated Object Manufacturing	Tabakalı Yapıştırırmalı Parça İmalatı	LOM	1985-1991
Fused Deposition Modelling	Ergiyik Biriktirme Modelleme	FDM	1988-1992
Selective Laser Sintering	Seçici Lazer Sinterleme	SLS	1987-1992
3D Printing (Drop on Bed)	Üç Boyutlu Yazıcı	3DP	1985-1997

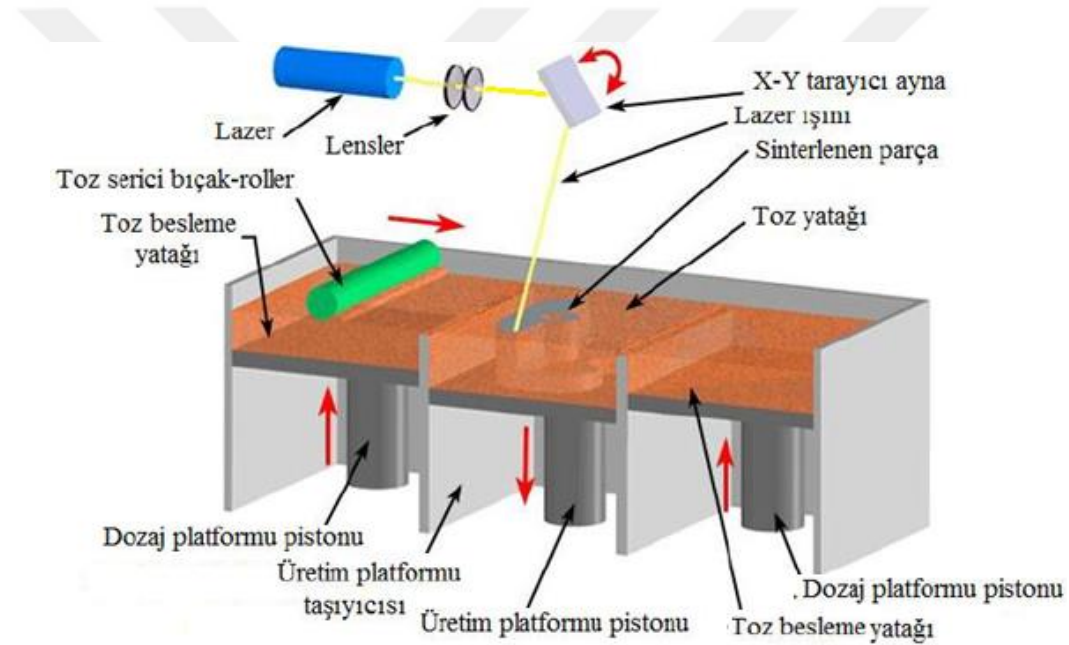


Şekil 2.11 Hızlı prototiplemenin hızlı imâlata dönüşümü (Hopkinson ve Dickens 2001).

2.5.2.3 Doğrudan Metal Lazer Sinterlemeyle İmâlat

Doğrudan metal lazer sinterleme ya da eklemeli imâlat metodunda dizaynı yapılmış modeller nihai ürüne dönüştürülürken herhangi bir kesici takım ya da kalıp kullanılmaz. Ham madde olarak sadece metal tozu ve oksitlenmeyi önlemek için Ar gazı sarf edilmektedir. Tozlar vakum ortamında lazerle katmanlar halinde sinterlenerek üç boyutlu katı ürüne dönüştürülür (Pham ve Gault 1998). DMLS, lazer-tabanlı hızlı işleme ve imâlat süreci olarak yenilikçi hızlı ürün imâlatçıları tarafından geliştirilmiştir (Ning 2005). Lazer sinterleme metodu diğer hızlı prototipleme metotlarıyla karşılaştırıldığında, bu yöntemde sarf edilen malzeme çeşitliliğinin fazla olduğu görülür, örneğin; canlısal, organik polimerler, balmumu, metaller ve seramiklerden elde edilen tozlar kullanılabilir (Salmoira *et al.* 2007, Song *et al.* 2007). Lazer sinterleme süreci toz sarf edilmesi bakımından geniş bir yelpazede imâlat imkânı sağlamasına karşın imâlat parametrelerinin nihai ürünün mikro yapısında meydana getirdiği evrim tam olarak anlaşılamamıştır. Bu imâlat metodunda imâlat aşamasında meydana gelen etmenler (kimyevi reaksiyonlar, ısı etkenler vb.) bu süreci karmaşık ve anlaşılamaz duruma getirmektedir. Dolayısıyla bu süreç temel olarak işin başında çalışarak meydana gelen uzmanlık tecrübesine ve deneysel şekilde elde edilen bilgiye dayanır (Fischer *et al.* 2003). Bu sebeplerle kaliteli parçaların imâlatı makineyi kullanan operatörün bilgisine ve becerisine doğrudan bağlıdır (Çini 2015).

Tozlar sinterlenmeden önce toz yatağı, malzemenin erime sıcaklığının hemen altına kadar ısıtılır. Bunun sebebi malzemedeki ısıl bozulmaların önlenmesi ve bir sonraki katmana kaynaşmanın kolaylaşmasıdır. Eriyen malzeme soğuyup katılaşırken, toz tanecikleri birbirine ve bir önceki katmana yapışır. Sinterlenen katman üzerine yeni toz katmanı örtülerek ve işlem yeni katman üzerinde tekrarlanarak 3 boyutlu şekil oluşur (Şekil 2.12). Lazer sinterleme metodunda toz malzeme seçilmiş bölgelerde bir lazerle ısıtılarak yerel olarak eritilir (İlkgun 2005). Ti alaşımlarından TiAl6V4, Cr-Co alaşımlarından CoCrMo, 316L paslanmaz çelik, genel olarak paslanmaz çelikler, Inconel 718 alaşımı, Inconel 625 alaşımı ve Al alaşımlarından AlSi10Mg bu imalat metoduyla üretilmektedirler.



Şekil 2.12 Doğrudan metal lazer sinterleme cihazı çalışma prensibi (İnt. Kayn. 11).

Tozdan üretimin son zamanlarda giderek daha çok üzerine düşünülen ve çalışılan konuların başında gelmesinde DMLS'nin; HP, Hİ kadar önemli yeri vardır. Bilgisayar kontrollü olan diğer üretim araçları, gereçleri ve makineleri gibi çeşitli yazılımlarla CAD verisi tabakalarına ayrıştırılıp üç boyutlu yazıcı başlığının ilerleyeceği yol tespit edilir. Üzerinde imalat yapılan kısma bir tabaka toz, mekanizma hareketiyle serilir, yüksek voltaja sahip lazer programlanan yol sayesinde süratli ışımlarla ilerlerken granül durumundaki tozları sinterleyip birbirlerine yapıştırır. Üretilen her tabaka, sonraki tabakalar için dayanak görevini üstlenir.

Tasarım özgürlüğü en büyük avantajdır. Devamında yapılabilecek ek işlemlerle üretilen malzemeye korozyon dayanımı, sızdırmazlık, yağlayıcılık gibi özellikler de kazandırılabilir. Rağbet gördüğü sektörler; havacılık, uzay, savunma, otomotiv, kalıp ve medikal olarak bölümlendirilebilir.

2.6 Toz Metalurjisi

İmâlat bakımından sağladığı kolaylıklar sayesinde yaygın olarak kullanılan bir yöntemdir. Toz metalurjisi (TM), metal işleme teknolojileri arasında farklılıklarıyla öne çıkmaktadır. Toz metalurjisi ebat, şekil ve paketlenme özelliğine sahip metal tozlarını dayanıklı, duyarlı ve yüksek performanslı parçalar haline getirilmesi işlemidir. Bu işlem esnasında; ön alaşımlı ya da karıştırılmış tozlar bir kalıba doldurularak, arzu edilen şekilde preslenir ve daha sonrasında tozlar atmosfer kontrollü bir fırında ısıtılarak bağlanması sağlanır (Karataş ve Sarıtaş 1998). Dönüşümleri kapsayan genel tanımla TM; farklı ebat, tip, şekil, sıkıştırılabilirlik özelliğine sahip tozların % ağırlık miktarlarının belirlenip homojen olarak karıştırılarak karışımın elverişli ortamda arzu edilen şekle sıkıştırılmasıyla arzu edilen şekle dönüştürme ve özgül kütle kazandırılıp dayanımın ve özgül kütlenin artırılması için sinterleme yapılmasıdır (Karataş ve Sarıtaş 1998). Toz metalurjisi düşük enerji tüketimine, yüksek malzeme sarf edilmesine ve düşük maliyete sahip otomatikleşmiş işlemleri muntazam bir şekilde kullandığından dolayı sahip olunan bu özelliklerle verimlilik, etkinlik, enerji ve hammamûl gibi zamanımızda ki imâlat tasalarını bertaraf etmektedir. Toz metalurjisi ufak, karmaşık ve ebatsal hassasiyeti yüksek parçaların imâlatlarına oldukça uygundur. Malzeme kaybı yok denecek kadar düşük seviyededir. Bu yöntemde malzeme kayıpları yoktur ve elde edilen toleranslar isteğe uygun olmakla birlikte düzgün yüzeyler imâl edilmektedir (Babayev 2011). Toz metalurjisinin uygulama alanı oldukça geniştir. Otomotiv güç aktarma dişlileri, tungsten teller, diş dolguları, zırh delici mermiler, elektrik kontaktları, implantlar, yeniden şarj edilebilir piller, kendinden yağlamalı yataklar, akü elemanları gibi spesifik parçaların üretimini toz metalurjisi daha elverişli maliyetler de ve daha kolay bir şekilde mümkün kılmıştır (Çini 2015). Isıl iletkenliği malzeme içinde ısı transferi olarak da tanımlanabilir. Isı transferi malzemenin özelliğine ve gözenek miktarına

bağlıdır. Fazla gözenek ısı transfer mekanizmasını değiştirir ve kaynak parametrelerini etkiler. Sertleşebilirlik, malzemelerin ısıl iletkenliğine ve ya ısının malzeme içinde dağılımına bağlıdır. Gözenekler ısıl yalıtkanlık yaparlar ve ısı transferini yavaşlatırlar (Kurt 2003).

2.6.1 Toz Metalurjisinin Üstünlükleri Ve Zayıflıkları

Toz metalurjisi ile üretilmiş olan malzemelerin sıvı fazda imâl edilen malzemelere göre daha iyi mekanik özellikler gösterdikleri bilinmektedir. Yüzey kalitesi ve hassasiyetin çok önemli olduğu malzemelerin imâlatı için oldukça uygundur. Tanecik ilâveli metal matrisli kompozitlerin imâlatında takviye elemanlarının kontrolü mümkün olduğundan dolayı malzeme yapısının da kontrolü imkân dâhilindedir. Karmaşık yapıda var olan malzemelerin imâlatında daha hassas yapıların daha hızlı üretilmelerine olanak vermektedir. Kendinden yağlamalı yataklar, sert metaller, kesici takımlar ve mekanik filtrelerin imâlatı için uygundur. Yüksek ergime sıcaklığına sahip malzemelerin imâlatı için daha ekonomik ve daha kolay bir imâlat yöntemidir. Gözenekli yapı istenen malzemelerin imâlatı için elverişlidir. İmâl edilen malzemelerin gözeneklilikleri ve özgül kütleleri kontrol edilebilmektedir. Malzemenin imâlatı aşamasında hammamûl kaybı neredeyse yok denecek kadar düşük seviyededir. İmâlat esnasında muhit kirliliği yok denecek kadardüşük seviyededir. Döküm gibi geleneksel yöntemlerle karıştırılamayacak malzemelerin karıştırılması ve yeni bir malzemenin imâlatı için olanaklar olarak vermektedir. Süperalaşımlar, toz metalurjisi yöntemiyle daha iyi özellikleri sahip olarak üretilmektedir. Seri üretimin olduğu yerlerde ekonomiktir ve imâlat sürecinin kontrolü kolaydır. Bu kadar avantajının yanında toz metalurjisi yönteminin zayıflıkları da vardır. İlk yatırım masrafları oldukça yüksektir. Talaşlı imâlata göre toleransı daha kabadır. Metal tozların imâlat maliyetleri ingotların maliyetine göre dahayüksek seviyededir. Bu yöntemle büyük parçalar, radyal delikli parçalar ve girintili köşeli parçaların imâlatı mümkün değildir. Malzemelerin mekanik ve fiziki özellikleri başka işlemler uygulanmadığı sürece oldukça sınırlıdır. Malzeme ağırlığının 100 gr geçtiği yerlerde ekonomik değildir. Seri olmayan üretimlerde diğer imâlat yöntemlerine göre daha masraflıdır. Toz malzemelerin içine dışarıdan artık

tozların karışma olasılığıyüksek seviyededir iyi temizlik gerektirmektedir. Büyük malzemelerin preslenmesi için çok büyük basınç değerlerine ihtiyaç duyulmaktadır (Kevenlik 2011).

2.6.2 Toz İmâlat Metotları

Toz imâlatında sarf edilen malzemeler; tozların şeklini, ebatını, mikroyapısını, maliyetini etkilemektedir. Mekanik üretim yöntemleri; darbe, aşındırarak öğütme, aşındırma, öğütme, kesme, basma ve talaşlı imalat olarak sıralabilir. Diğer toz üretim yolları; elektrolizle üretim, kimyasal üretim, buharlaştırma, mikronaltı-nanoölçekli tozlar için teknikler ve özel tozların üretim yöntemleridir. Kimyasal üretim teknikleri; katının gazla bozunması, ısıl bozunma, ısıdan çökeltme, gazdan çökeltme, katı - katı tepkimeli sentez diye sınıflandırılabilir. Son olarak bir diğer adı atomizasyon olan katının gazla bozunması yöntemleri; gaz atomizasyonu, sıvı ve su atomizasyonu, savurmalı atomizasyon, plazma ve diğer atomizasyon yöntemleridir. (German 2007, Matik 2010, Sarıtaş *et al.* 2007).

2.6.3 Toz Metalurjisi Kullanım Alanları

Endüstriyel kullanım açısından partikül takviyeli Al matrisli metal kompozit malzemeler, metal matrisli kompozit malzemeler içerisinde en fazla kullanım alanına sahiptirler. Genellikle döküm ve toz metalurjisi yöntemleri ile üretilen bu kompozitler özellikle otomobil ve trenlerin fren elemanlarında yaygın kullanılmaktadırlar. Otomotiv sektöründeki diğer kullanım sahaları, valfler, krank mili, dişli parçaları ve süspansiyon elemanlarıdır. Partikül takviyeli Al matrisli metal kompozit malzemeler havacılıkta da kullanım alanı bulmuşlardır. Uçakların gövde elemanlarının imalatında kullanım alanları gittikçe artmaktadır. Ayrıca birtakım helikopterlerin pervanelerinde ve uçuş tertibatlarında bu kompozitler kullanılmaktadır. Fiber takviyeli Al matrisli metal kompozit malzemeler ise yüksek mukavemet ve yüksek elastiklik modülü gerektiren uygulamalarda kullanılmaktadırlar. Karbon fiber takviyeli Al matrisli metal kompozit malzemeler hubble uzay teleskobunda anten dalga kılavuzu olarak; nor fiber takviyeli 6061 Al

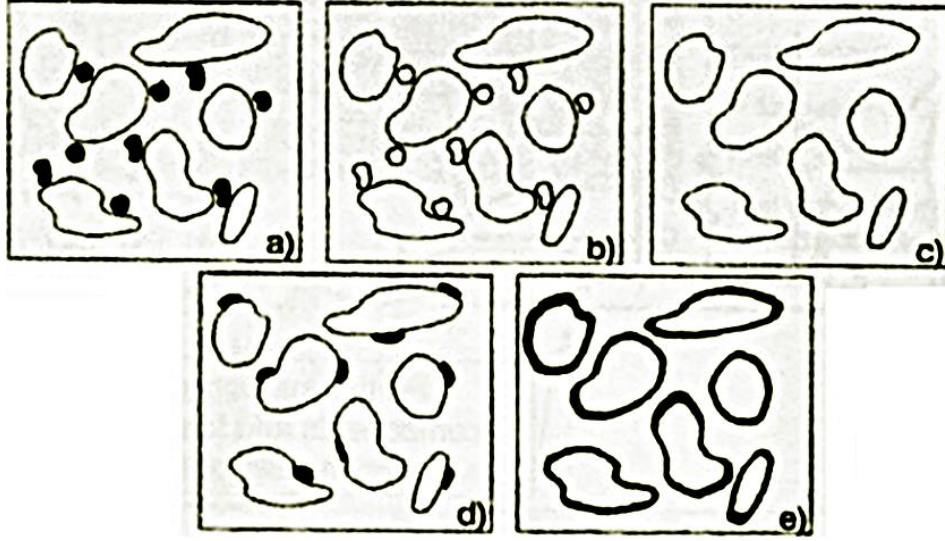
alaşımı matrisli kompozit malzemeler, uzay mekiklerinin ana kargo bölümlerinde destek elemanı olarak kullanılmaktadırlar (Bedir ve Ogel 2002).

2.6.4 Toz Metalurjisi Aşamaları

Toz metalürjisiyle imâlat sırasında bu başlık altında bölümlendirilmiş olan kademeler uygulanmaktadır. Hammadde, yarı mâmül, mâmûlalımı ve üretimi; kullanılan metal elementleri, araçlar, gereçler, teçhizatlar açısından bakıldığında birtakım nihai ürünlerin imâlatında bu kademelerin tamamı kullanılmayabilmektedir.

2.6.4.1 Karıştırma ve Harmanlama İşlemleri

Karıştırma ve harmanlama çoğunlukla aynı anlamda kullanılmalarına karşın harmanlama malzemenin farklı tane ebatına sahip tozlarının birbiriyle karıştırılmasını; karıştırma farklı malzemelerin birbiriyle karıştırılmasını ifade etmektedir (German 2007). Toz karıştırma işlemi karışım sonunda alınacak herhangi bir hacimdeki iki ya da daha fazla örneğin aynı kimyevi kompozisyona sahip olmasını gerektirir (Schatt ve Wieters 1997). İstenilen bileşimde alaşım üretebilmek için tozların karıştırılması işlemi büyük önem arz etmektedir. Bununla birlikte piyasada farklı türde alaşımlanmış tozlar da bulmak imkân dâhilindedir (Şekil 2.13). Elementel toz karışımları (Şekil 2.13-a) elementel formda saf tozlarının birbirine karıştırılması ile oluşturulur. Elementel alaşım tozları (Şekil 2.14-b) en temel alaşımın toz haline getirilmesi ve sonrasında arzu edilen bileşime getirilmesi için elementel tozlarla karıştırılmasından oluşur. Önalaşımli tozlar (Şekil 2.13-c) arzu edilen bileşimdeki alaşımın dökülmesi ve dökülen külçenin toz haline getirilmesi ile oluşturulur. Yayınmayla alaşımlanmış tozlar (Şekil 2.13.-d), alaşım elementlerinin yayınma özelliği ile en temel alaşım elementi tozlarına bağlanması ile elde edilmiştir. Kaplanmış tozlar (Şekil 2.13.-e) element ya da alaşımın taneciklerinin yüzeyinin başka bir elementle kaplanmasıyla oluşturulmuştur (Gökçe *et al.* 2017). Kaplama her malzeme üretiminde gerekli olmayabilecek işlemdir. Kullanılacak yere, üretilecek malzemeye göre tozlar kaplanmadan da karıştırılabilir.

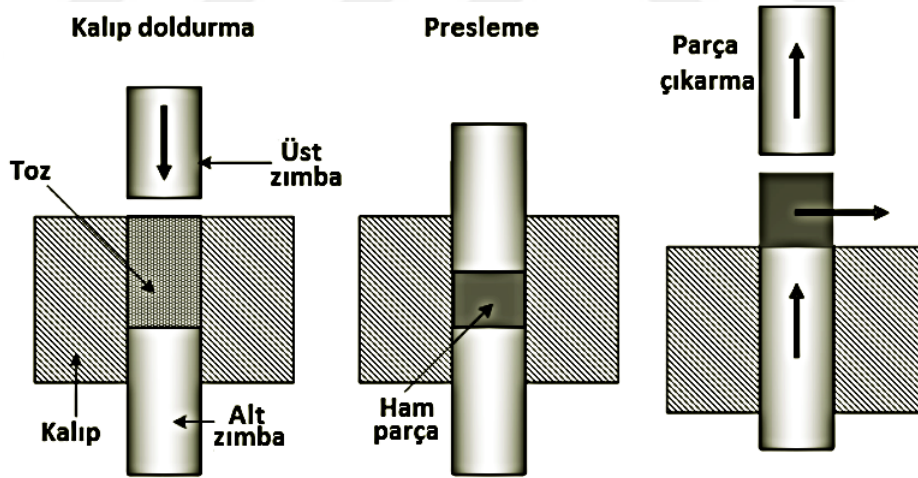


Şekil 2.13 Toz metalurjisi süreçlerinde sarf edilen toz örnekleri (Weissgaerber 2007).

2.6.4.2 Presleme İşlemleri

Tozların preslenmesi esnasında uygulanan kuvvetin etkisiyle meydana gelen basınç, taneciklerin öncelikle birbirine sürtünerek kaymasına, sonrasında ise plastik şekil değişimine yol açarak arzu edilen şekle sahip bir ham parça elde edilmesini yol açar. Tozların preslenmesi parça içindeki gözeneklerin büyük miktarda yok edilmesini ve sinterleme işlemlerine kadar olan süreçte taşınma esnasında şeklini muhafaza etmesini olanak vermektedir (Upadhyaya 2000). Toz sıkıştırma işlemi toz metalurjisi sürecinin en önemli aşamalarından biri olmakla beraber kalıp maliyeti, pres maliyeti ve presleme giderleri sürecin önemli giderlerinden birtakımlarıdır. Dolayısıyla sistemin, en düşük basınçla en yüksek ham özgül kütleye çıkılabilecek bir şekilde tasarlanması planlanmalıdır. Zımbalardan sadece birinin çalıştığı sistemler tek etkili sistemler olarak adlandırılırken, hem alt hem de üst zımbanın ters yönlerde hareket ederek tozları sıkıştırdığı sistemler çift etkili sistemler olarak adlandırılır. Çift etkili sistemlerin sarf edilmesi ile ham kompakt içindeki bölgesel gözeneklilik farkları azaltılabilmektedir. Tek eksenli presleme için üretilebilir azami ağırlık 2 ilâ 5 kg'dır. Bu ağırlıktan daha ağır parçalar için diğer imâl usulleri tavsiye edilir. 600 MPa'dan daha yüksek basınçlar kullanılsa bile kalıp maliyetleri bakımından tercih edilir değildir (Thummler ve Obracker 1993). Tek eksenli presleme toz şekillendirmesinde sarf edilen en basit yöntemdir. Tek eksenli preslemede tozlar kalıba döküldüğünde

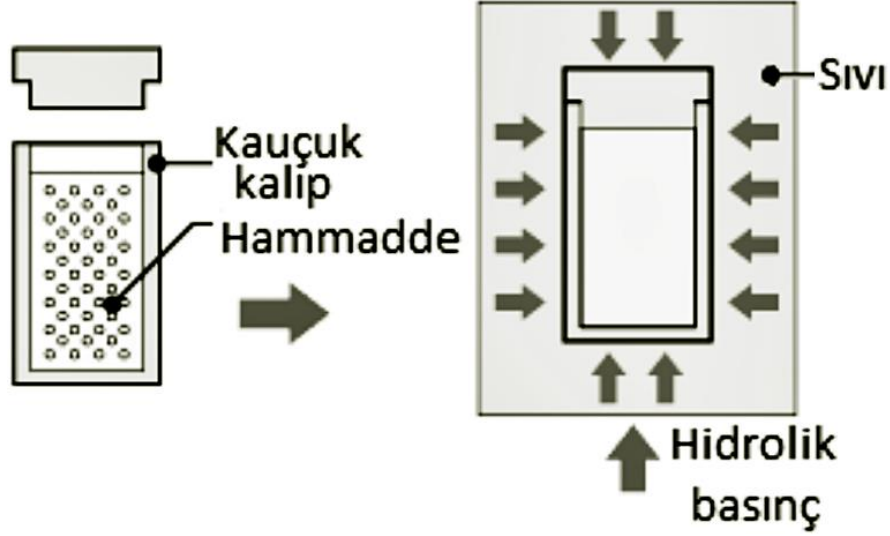
özgül kütle toz karışımının görünür özgül kütleline eşittir. Her bir toz parçacığı 4-6 parçacık ile temas halindedir (German 2007). Presleme ile birlikte parçacıklar şekil değiştirir, deformasyondan dolayı taneciklerin sertliği artar ve şekillendirmenin devamı için gereken kuvvet artar. Sonuç olarak belli aşamadan sonra ham ürün daha fazla şekil değiştirmez ve üst zımba kalıptan çıkar, alt zımba oluşturulan ürünü yukarı doğru iterek kalıptan çıkarır. Preslemeden sonra ham parça mekanik olarak kalıba kilitlenmiş durumda olduğu için, kalıp duvarlarına yağlayıcı tatbik edilmesi çok sık karşılaşılan bir durumdur. Uygulanan yağlayıcının kalıp duvarı aşınmasının engelleyici etkisi de bulunmaktadır. Yağlayıcı olarak genellikle stearik asit, stearin, metalik stearatlar ya da çeşitli canlısal, organik yağlar sarf edilmektedir (Dowson ve Whittaker 2008). Yüzeyleri daha girintisiz çıkıntısız olan dolayısıyla küresele yakın tozların görünür özgül kütleleri daha fazla olduğu için bu tozların azami ham özgül kütleyle ulaşması için gerekli kuvvet daha düşük seviyededir (Gökçe 2013). İlk yatırım maliyeti düşüklüğü, başa başnoktasına daha kolay gelmesi, kullanımının basitliği gibi nedenlerden dolayı tercih edilebilmektedir.



Şekil 2.14 Tek eksenli preslemenin şematik gösterimi (Gökçe 2013).

Soğuk izostatik preseleme, tek eksenli kalıpla sıkıştırmada karşılaşılan gözenekliliğin homojen olmaması sorununun aşılması için tozların çok eksenli sıkıştırılması için üretilmiş bir sistemdir. CIP teknolojisinin 60 yıldan daha uzun bir süredir özellikle seramik tozlarının şekillendirilmesinde sarf edilmektedir (Jenkins ve Wood 1991). Sistem oda sıcaklığında çalışır ve tozları elastik bir kalıp içinde şekillendirir. Elastik

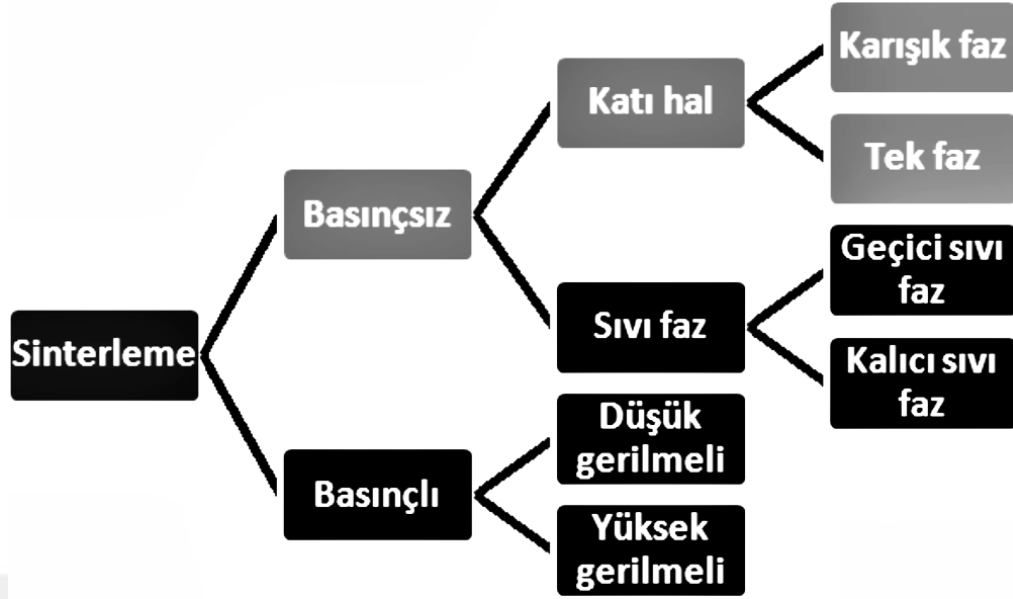
kalıp içine konan numune bir yağ içine daldırılır ve hidrolik bir sistemle su ya dağın bulunduğu hazne sıkıştırılır (Şekil 2.15). Basınç bütün yönlerden eşit şekilde uygulandığı için gözeneklilik bütün noktalarda aynıdır. CIP ile 1400 MPa üzerinde basınçlara çıkılabilir ancak genellikle 420 MPa altındaki basınçlarla çalışılır (German 2007). Tek eksenli preslemede görülen kalıp duvarı ile kompakt arasında görülen sürtünme izostatik preslemede görülmez. Kalıp maliyeti tek eksenli presleme kalıpları kadar yüksek değildir (Gökçe 2013). Sıcak izostatik presleme cihazı çalışma prensibi soğuk izostatik presleme ile aynı olmakla birlikte sıcak izostatik presleme de sıvı hâldeki madde yerine gaz sarf edilmektedir. Bu teknoloji ilk olarak 1955 senesinde kullanılmıştır (Price ve Kohler 2004). Sarf edilen gaz genellikle Ardur ancak diğer soy gazlar da kullanılabilir. HIP işlemi genelde 2200 °C sıcaklığa ve 200 MPa basınca kadar uygulanabilir. Basınç odacıkları 1,5 m çap ve 2,5 m yüksekliğe ulaşabilir. Dezavantaj olarak numune yüzeyinin elastik kalıptan safsızlık bulaşması ve ikincil işlemle temizlenmesi gerekliliği gösterilebilir. Gerek soğuk ve gerekse sıcak izostatik presleme işlemlerinde imâlat hızı tek eksenli preslemeye göre oldukça düşük seviyededir (Gökçe 2013). CIP gibi aynı şekilde sadece metal tozlarının sıkıştırılmasında değil; seramik imâlatında bünyenin preslenmesi aşamasında, plastik granüllerinin sıkıştırılmasında uygulanabilen bir presleme yöntemidir. Hatta ve hatta polimer türlerinin bazılarının granül denen; mikroplastikten büyük, belirli boyutlardaki polimerler tanelerinin birleştirilmesinde de kullanılmaktadır. İşte toz metalürjisi denen imâlat metodu isminden düşülebilecek yanlışlıkların aksine genel geçer bir imâlat metodudur ve sadece metal üretiminde değil seramik, polimer ve kompozit üretiminde de kullanılmaktadır. Sadece metal tozlarının sıkıştırılmasında değil; seramik imâlatında bünyenin preslenmesi aşamasında, plastik granüllerinin sıkıştırılmasında uygulanabilen bir presleme yöntem olması, bu konuya önem verilmesi gerektiğinin bir göstergesi olarak kabul edilebilir.



Şekil 2.15 Soğuk izostatik presleme sistemi şeması (Gökçe 2013).

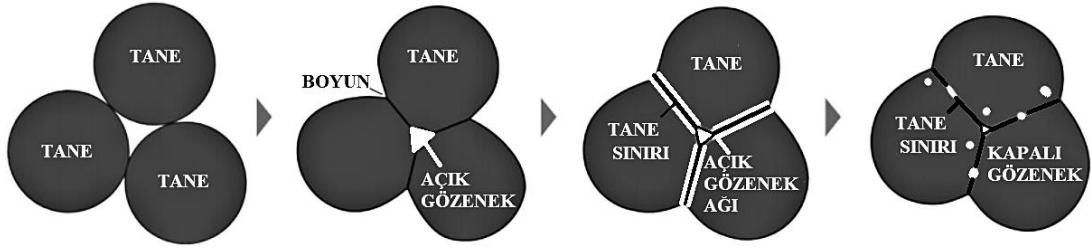
2.6.4.3 Sinterleme ve Türleri

Sinterleme işlemi, toz taneciklerinin birbirine bağlanmasını sağlayan, böylece dayanımlarını artıran, yüzey alanlarını düşüren bir ısıtma sürecidir (German 2007). Sinterleme işlemleri sinterlenecek malzemeye ve sinterleme sürecine göre farklılaşan şekillerde yapılabilir (Şekil 2.16). Sinterleme işlemi yüksek sıcaklıklarda atom yayılımı mekanizmasıyla gerçekleşen bir işlemdir. Birim hacimdeki parçacık miktarı arttıkça o birim hacimdeki yüzey enerjisi artar. Bu nedenle daha fazla yüzey alanına sahip parçalar daha kolay sinterlenir. Sinterleme işlemi, oluşturulmuş yüksek serbest enerjiye sahip toz kompaktı, daha az gözenekli rijit bir cisme çevirme işlemidir (Schatt ve Wieters 1997). Birtakım özel malzemeler dışında bütün toz metal parçalar elverişli bir sıcaklıkta sinterlenir. Kompaktlama sonucunda parça, sürtünmeden dolayı meydana gelen fiziki yapışma etkisiyle, elle tutulacak kadar sağlam bir yapıdadır. Buna karşın bütün parçacıklar yapıda müstakil biçimde kalmıştır. Sinterleme işlemlerinde parçacıklar arası temas noktalarından başlayarak meydana gelen yayılım olayları vasıtasıyla, ham parçanın yüksek dayanıklı bir nihai ürüne ulaşması amaçlanır. Başka bir deyişle sinterleme, toz kütlelerinin-gözenekli kompaktın, taneciklerin temas alanlarının artırılmasıyla yüzeyin düşürülmesi vasıtasıyla, gözeneklerin daralması ve gözenek geometrisinin ısıtma olarak aktif duruma getirilmiş kütle transferi olarak tanımlanabilir (Thummler ve Obracker 1993).



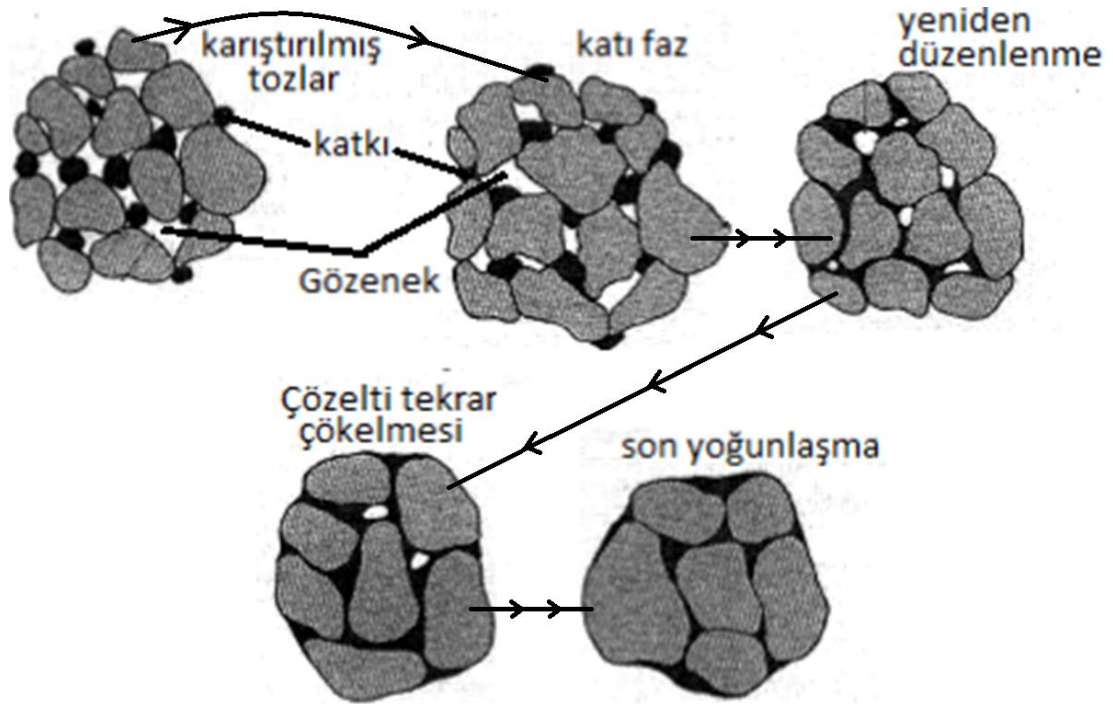
Şekil 2.16 Sinterleme metotları (German 2007).

Katı faz sinterleme, tek fazlı sistemlerde ya da birbiri içinde çözünmeyen sistemlerde taneciklerin temas noktalarından atom difüzyonu ile gerçekleşen sinterleme mekanizmasıdır. Dört kademelidir (Şekil 2.17). İlk basamakta parçacıklar birtakım noktalarda temas halindedir ancak birbirlerine presleme sonucu sürtünme ile fiziki olarak bağlıdırlar. İkinci mertebede parçacıklar arasında boyun ismi verilen temas noktaları oluşur. Üçüncü mertebede boyunlar tane boyunca genişler ve açık gözenekler tane sınırları boyunca çizgi şeklinde birikir. Son mertebede ise yoğunlaşma tamamlanır ve sadece müstakil birtakım gözenekler yapıda kalır (Tanaka 2012). Önemli olan başka bir noktaysa sinterleme süresince tane ebatında bir miktar artış olmasıdır. Katı faz sinterlemede var olan iki farklı kütle taşınım sistemi vardır. Taneciklerin boyun bölgesini doldurmaya başlamaları yönünden ayrışır. Yüzey difüzyonunda tanecikler (atomlar, moleküller) boyun bölgesinin yakınında var olan gözenek yüzeylerinden başlayıp doldururken, hacim difüzyonunda ise tane sınırlarındaki tanecikler, boyun bölgesinde tekrardan yer edinirler (Gökçe 2013).



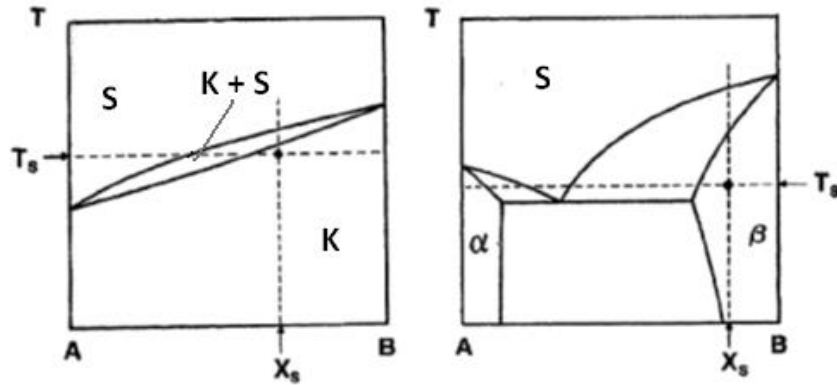
Şekil 2.17 Katı faz sinterleme aşamaları (Tanaka 2012).

Sıvı faz sinterleme esnasında parçacıklar arasındaki boşlukları doldurabilecek bir sıvı faz oluşumu sinterlemeyi hızlandırıp yoğunlaşmayı artırır (Şekil 2.18). İşlemin birinci basamağında katkı fazı, en temel fazla katı faz sinterleme yoluyla tepkimeye girer ve sıvı faz oluşturur. İkinci mertebede sıvı faz taneciklerin arasını doldurur ve kapiler basıncın de etkisiyle parçacıklar yeniden düzenlenir. Bu mertebede sinterleme etkinliğini etkileyen en temel faktör ısılatmadır. Üçüncü mertebede meydana gelen sıvı faz katı parçacıklar içinde yayınarak katı içinde çöker. Son mertebede gözenekler tamamıyla sıvı fazla dolmuştur, tam özgül kütle işlemi tamamlanmıştır. Geçici sıvı faz sinterleme, kalıcı sıvı faz sinterleme ve süper katıgen sıvı faz sinterlemeleri sık sarf edilir (Gökçe 2013).



Şekil 2.18 Sıvı faz sinterleme şematik gösterimi (German 2007).

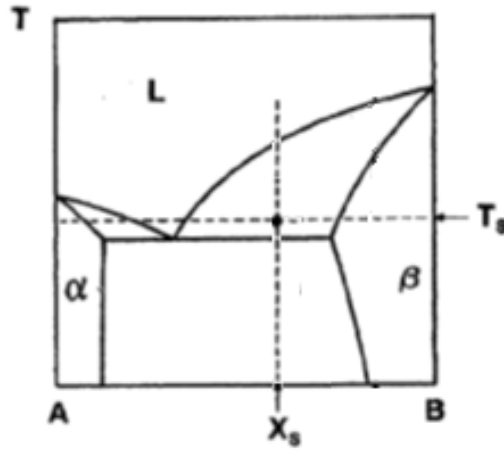
Geçici sıvı faz sinterleme, sinterleme sıcaklığında sıvının katı içinde tamamıyla çözüldüğü bir sinterleme şeklidir. Preslenmiş ham parça sinterleme sıcaklığına ısıtılırken bir sıvı hâldeki madde oluşur ve alaşımın oluşumu ile bu sıvı faz kaybolur. Bu tip sinterlemenin gerçekleşmesi için birbirinden farklı ergime noktasına sahip iki farklı bileşim gereklidir. Sinterleme esnasında ergime derecesi düşük olanın ergimesiyle ya da ikili bir ötektik faz oluşumuyla bir sıvı faz elde edilir. Sonrasında bu sıvı faz, parçacıklar arası boşlukları doldurur ve kalan katı faz parçacıklar içinde çözünür. Sıvı fazın tamamıyla çözünmesi sonucunda sürecin devamı katı faz sinterleme sisteminin aynısıdır. Örneğin Şekil 2.19'da, birbiri içinde tamamıyla çözünen iki elementli sistem verilmiştir. Burada, soldaki sistemde X_s bileşimindeki ham parça T_s sıcaklığında sinterlendiğinde, sinterleme sıcaklığında tozlar ergiyecektir ve yapı $L+\beta$ olacaktır. Sinterlemenin ilerleyen aşamalarında yapı homojenize olacak ve katı β 'dan oluşacaktır. Birbiri içinde kısmi çözünürlük sergileyen ve ötektik faz oluşturan Şekil 2.19'da sağdaki sistemde X_s bileşimindeki ham parça, T_s sinterleme sıcaklığına çıkarıldığında yapı ötektik geçici sıvı faz oluşturur ancak sinterleme sürecinde yapı homojenize olur. Süreç sonundaki yapı katı β 'dan oluşur (German 2007).



Şekil 2.19 İki fazlı iki farklı sisteme ait faz diyagramı (German 2007).

Kalıcı sıvı faz sinterlemede geçici sıvı faz sinterlemeden farklı olarak sıvı faz sinterleme süresince yapıda kalmaktadır. Şekil 2.20'de, X_s bileşimindeki bir ham parça, T_s sıcaklığında sinterlendiğinde sinterleme süresinde sıvı faz bulunacaktır ve soğuma esnasında tane sınırlarında katılaşıacaktır. Kalıcı sıvı faz sinterleme sert

metallerin ve birçok seramiğin sinterlenmesinde sıklıkla sarf edilen bir yöntemdir (Thummler ve Obracker 1993). Oluşan sıvı faz bir tür yapıştırıcı işlemi görerek gözenekler doldurarak tanelerin birbirlerine daha sıkı bağlanmasını, kaynaşmasını sağlayacaktır. Böylece daha az poroziteli, daha az pürüzlü, daha rijit, mekanik özellikleri daha yüksek bir yapı oluşacaktır. Ancak porozite ve pürüzlülük ne kadar az olursa canlı dokunun bağlanabileceği, üzerinde çoğalabileceği yüzey alanı da azalacağından biyoyumlulukta kayıp olabilir. Tüm bu parametreler gerekli ve optimum olacak şekilde ayarlanmalıdır.



Şekil 2.20 İki fazlı sistemde kalıcı sıvı faz sinterleme noktası (German 2007).

Süper katı gen sıvı faz sinterleme sadece önalaşımli tozlarla kullanılabilen bir sıvı faz sinterleme türüdür (Liu 1999). Bu sistemde her bir parçacıkta bir miktar sıvı faz oluşabilmesi için katılma eğrisinin altında, sıvılaşma eğrisinin üstündeki bir sıcaklığa ısıtılır. Bu sıcaklıkta parçacık içindeki tane sınırlarında meydana gelen sıvı faz yeniden düzenlenmeye sebep olur. Parçaların yarı katı bir forma ulaşmasıyla, yeniden düzenlenme ve yoğunlaşma evrelerinden geçerek yoğunlaşır. Sistemin uygulanabilmesi maçıyla ihtiyaç duyulan ergime aralığı oldukça geniştir (Gökçe 2013). Uygulandığı sistemlere örnekler, yüksek karbonlu çelikler, takım çelikleri, nikel esaslı süper alaşımlar ve kobalt esaslı aşınmaya dayanıklı alaşımlar olarak sıralabilir. Bu sinterleme yüksek alaşımli malzemelerin yüksek yoğunlukta sinterlenmelerinde sarfiyat için fazlaıyla elverişlidir. Başta gelen üstünlüklerinden biri olan görece iri boyutta tozların kullanılmasının imkân dâhilinde olmasıdır. Diğer

yandan hızlı karıştırılmış ince taneli yüksek alaşımlı malzemelerin tam yoğunlukta sinterlenmeleri için de uygundur. Lâkin solidüsüstü sinterlemede birtakım önemli sorunlarla yüzyüze gelinebilmektedir. Sinterleme sıcaklığına ısıtma sırasında oluşan katı hal sinterlemesi parçacıklar arasında bağ oluştup yeniden düzenlemeyi zorlaştırabilir. Ayrıca sinterleme sıcaklığı, toz bileşimine bağlı olduğundan ötürü sıkı bir şekilde kontrolü gerekmektedir. Sıvı oluşumundan sonra çıkılan sinterleme hızı ise oldukça yüksektir ki meydana gelen bu durum boyut ve mikroyapı kontrolünü güçleştirmektedir. Gözeneklerde gaz hapsolmasını önlemek için vakumda sinterleme daha başarılı olmaktadır (İnt. Kayn. 12).

Reaktif (reaktif) sinterleme geçici sıvı faz sinterleme yöntemine benzerdir. Toz karışımı karşılıklı difüzyonla sıvı fazın olduğu sıcaklıkta sinterlenir. Oluşan sıvı faz geçici olup, son ürün bir metaller arası bileşiktir. Bileşenlerin arasındaki reaksiyon çoğunlukla ekzotermiktir. Sıvı oluşumu ve ekzotermik reaksiyon sonucu ısınmayla birlikte hızlı bir sinterleme gerçekleşir. Gözenek oluşumu da söz konusudur. Sıvı akışı ve homojen bir içyapı oluşumu için reaksiyon sıcaklığının ötektik sıcaklığın üzerinde olması gerekir. Reaktif sinterleme henüz gelişme aşamasında olup, metaller arası bileşiklerin, seramiklerin ve değişik bileşiklerin şekillendirilmesinde kullanılmaktadır. Ekzotermik reaksiyon kontrol edilerek içyapıya zarar vermesi önlenmelidir. İşlem kontrol parametrelerinin kontrolü için yeterli bilgi olmadığından Reaktif sinterleme bileşiklerin daha sonraki aşamada yoğunlukları artırılmak üzere ön şekillendirilmesinde kullanılır (İnt. Kayn. 12). İlk olarak 1960’larda elektrik akımı destekli sinterleme metodu araştırılmış ve metal tozların sıkıştırılmasında kullanılmış, fakat düşük sinterleme verimi ve yüksek ekipman maliyeti nedeniyle geniş kullanım alanı bulamamıştır (Rahaman 2008).

2.6.4.4 Sinterleme Sonrası İşlemler

Sinterleme sonrası işlemler, rijit parça olup sinterden çıkmış ürüne yapılan işlemlerdir. Sinterleme sonrasında yapılabilecek birçok işlem vardır. Birtakım işlemler parçanın ebatını değiştirmek için tasarlanmışken, bazıları dayanç artırıcı işlemlerdir. Sinterleme sonrası işlemler olarak; delik delme, vida açma, farklılaşan

parçaların montajı, yeniden presleme, ısıtma işlemi, bilyeli dövme, kaplama sayılabilir. Yeniden presleme ve dövme işlemlerinde amaç; soğuk deformasyonla dayançartırmanın yanı sıra yüzeye yakın gözeneklerin azaltılmasıdır. Talaşlı işlemler, sinterleme sonrasında ebat sapmasının azaltılmasında tercih edilip birtakım oyuk, yiv açma işlemleri için uygulanır. Isıtma işlemlerinde mikroyapı ve alaşım elementlerinin dağılımında yapılacak değişikliklerle dayanç artışı sağlamayı amaçlar. Kaplama ve yüzey işlemleri; sinterlenmiş parçaların yüzeyini çeşitli yöntemlerle, farklı malzemelerle kaplanmasıdır (Gökçe 2013).

Sinterleme işlemi; yüksek sıcaklıkta atom difüzyonu ve ufak partiküllerin yüzey enerjisinin azalmasıyla olmaktadır. Tozların sahip oldukları fazla yüzey alanından dolayı yüzey enerjileri de yüksek seviyelerde seyretmektedir. Sinterlemede tozlar birbiriyle bağlanıp yüzeylerinin düzelmesiyle yüzey alanları azalır ve buna bağlı olarak da yüzey enerjisi de azalır. İşlemin sıcaklığı; tek bir komponentli sistemlerde malzemenin ergime sıcaklığının %80'iye, iki ya da daha fazla komponentli sistemlerde ergime sıcaklığı yüksek olanın ergime sıcaklığının altında, ergime sıcaklığı düşük olanın ergime sıcaklığının üstünde seçilebilmektedir. Süresiye sarf edilen malzemeye göre değişmektedir. İşlem sıcaklığı ile işlem süresi arasında ters orantı mevcuttur. Ekseriyetle ergime sıcaklığı yüksek olan malzemelerin üretiminde kullanılmaktadır. Sinterleme değişkenleri her zaman en uygun aralığa sahiptir ve bu yüzden süreyle sıcaklığı ne kadar yüksek tutarsam özellikler de bir o kadar iyi olur yaklaşımı yanlış sonuçlar verir. İşlem sıcaklığı ve/veya işlem süresi arttıkça tane kabalaşması nedeniyle mekanik özellikler düşmektedir. Buradan hareketle sinterleme işleminde malzemenin özü, doğası, tozunun özellikleri, üretim yöntemi kaynaklı diğer ihtiyaçlar doğrultusunda elverişli koşullar tespit edilmelidir. Yoğunluğun yüksekliği ve tane yapısının inceliği malzemenin mekaniksel dayançlarını arttıran etken olduğundan malzemenin ulaştığı yüksek yoğunluktan sonra genelde meydana gelen tane boyutu büyümesine dikkat edilmelidir. Yapılan yapılan bu yüzey işlemlerinin amacı, parça özelliklerini arttırmak ve estetik açıdan daha iyi görüntü vermektir. Sinterleme sonrası işlemlerden çapak alma, iş parçasının başka sinterleme sonrası işlemlerden arta kalan çapaklardan tamburlama ve ya aşındırıcı toz içeren ortamlar vasıtasıyla arındırılmasıdır.

3. MATERYAL ve METOT

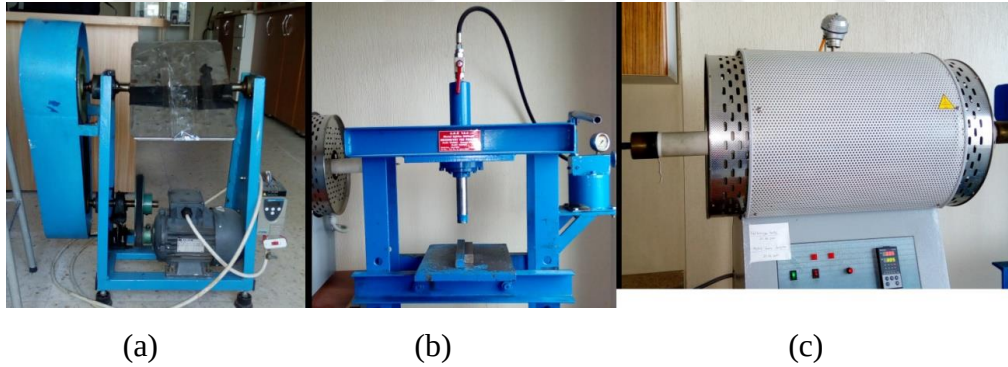
3.1 Numunelerin Hazırlanması

Deneysel çalışmaların amaçları; toz metalürjisi yöntemiyle vücuda uyumlu yeni bir diş implantının geliştirilmesidir. Toz metalürjisinin seçilmesinin nedeni; yapıda kendiliğinden oluşacak gözeneklerde canlı dokunun üreyerek implata bağlanmasının sağlanması ve kaplama, delik delme gibi sinterleme sonrası işlemlerin gerekliliğinin ortadan kaldırılmasıdır. Bu şekilde daha düşük maliyetle implant üretimi mümkün olabilecektir. %99,5 saflıkta 44 µ boyutlu Ti tozundan hacimce %80 olacak şekilde, %99 saflıkta 44 µ boyutlu Cr tozundan hacimce %15 olacak şekilde ve %99,9 saflıkta 149 µ boyutlu Co tozundan hacimce %5 olacak şekilde bir kaba alındı. Ağırlıkça yaklaşık olarak Ti₈₈Cr₉Co₃ alaşımı (Ti ağırlıkça~%88,64542, Cr ağırlıkça~%8,964143, Co ağırlıkça~%2,39048324) elde edildi. Yapının daha rijit ve gözeneksiz olması ile tozların tane boyutlarının yakınlığı doğru orantıya sahiptir. Aynı şekilde yapının daha rijit ve gözeneksiz olması ile kullanılan metallerin kristal kafes yapılarının aynı-benzer olması doğru orantıya sahiptir. Toz tane boyutu, toz üretim yöntemine bağlıken; metallerin kristal kafes yapıları doğaları gereği sabit olan bir özelliktir. Allotropik dönüşümler, döküm yönteminde alaşım elementlerinin eklenmesi ve ısı işlemleri ile metallerin kristal kafes yapıları değiştirilebilir.

Kaba alınan tozlar, 1 gün boyunca okulumuzun atölyesinde yapılmış karıştırıcıda karıştırıldı. Tozların karıştırılmasının nedeni; daha homojen bir yapı eldesinin temin edilerek implantın her yerindeki fizik, kimyevi, mekanik özelliklerin mümkün olduğunca birbirlerine yakın-aynı olmasının sağlanmasıdır. Daha sonra özel olarak üretilmiş çelik kalıp içerisine alınıp yine okulumuzun atölyesinde yapılmış tek eksenli hidrolik presle 20 MPa (6000 kg) altında preslendi. Presten çıkan numuneler; protherm tüp fırında, özel altlıklar üzerinde 900°C, 1000°C, 1100°C, 1200°C, 1300°C sıcaklıklarına Ar gazından meydana gelen kontrollü atmosfer altında dakikada 10°C çıkılarak işlem sıcaklığında 2 saat bekletildi. Bekleme işlemi bitince yine Ar gazından meydana gelen kontrollü atmosfer altında 300°C'ye soğutuldu. İşlem sıcaklıklarının bu şekilde olacak biçimde tercih edilmesinin nedeni; daha önce

literatür kısmında bahsi geçen implant imâlatında kullanılan metallerin dönüşüm sıcaklıklarının geçilerek birbiri içinde daha kolay yayılan kafes yapılarının elde edilmesinin sağlanmasıdır.

Sinterleme işlemleri genelde parçaların tepsi, plaka, bant gibi eşyaların üstüne yerleştirilmesiyle yapılmaktadır. Altlık olarak ifade edilebilen bu eşyalar, sinterleme sırasında parçaların birbirleriyle ya da fırınla birleşmemelerini sağlamaktadır. Hassas parçalar sinterlenirken parçanın şeklini korumak içinse çeşitli destekler kullanılabilir. Bu destekler; çelik, paslanmaz çelik, Mo, slika, grafit, alümina ve benzeri gibi yüksek sıcaklık malzemelerinden üretilmektedirler. Sinterleme fırını, sinterleme sırasında sıcaklığı ve zamanı kontrol ederek atmosferin fırın içerisinde kalmasını sağlayıp bağlayıcıların ve yağlayıcıların uzaklaştırılmasıyla sinterleme sırasında birleşmeye, sinterleme sonrası ısıtma işlemi yapılmasına imkân verebilmektedir (German 2007). Kullanılan karıştırma cihazı, tek eksenli hidrolik pres ve protherm tüp fırın Resim 3.1’de görülmektedir.



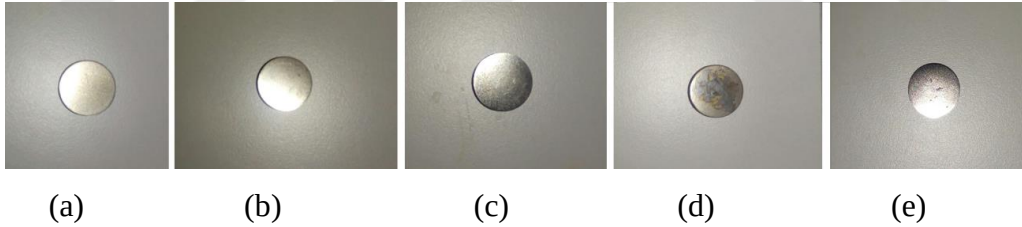
Resim 3.1 (a) Karıştırma cihazı, (b) Hidrolik pres, (c) Tüp Fırın.

3.2 Metalografi

Fırında, kontrollü atmosfer altında soğutulan numuneler; sırasıyla 120, 180, 240, 360, 400, 600, 800, 1000, 1200 numaralı zımparalarda; her zımpara numarası sonrası 90° döndürülerek zımparalandı. Parlatıldıktan sonra deneme amaçlı mikroskopta incelendi ve dağlanmadan görüntü alınabileceği belirlendi. Metkon gripo 2V zımparalama ve parlatma cihazı ile metkon forcipod 2V zımparalama ve parlatma cihazı numune hazırlama işlemlerinde kullanıldı Numuneler, parlatma sonrası

yüzeyde ve gözeneklerde alümina birikmesi ihtimâline karşı alkolde ultrasonik banyo içine kondu.15 dakika ultrasonik banyoda bekletilen numunelerin 200, 500, 1000, 2000, 3000 büyütmelerde fotoğrafları çekildi. 200 ve 500 büyütmelerdeki fotoğraflar optik mikroskopta çekilmişken; 1000, 2000, 3000 büyütmelerdeki fotoğraflar SEM’de çekildi.

Nikon Eclipse MA100 Optik Mikroskop ile 200x ve 500x büyütmelerdeki mikroyapı fotoğrafları alındı. Parlak alan gözlemi ve basit polarizasyon gözlemi için geliştirilmiş kompakt boyutlu bir ters mikroskoptur. Aydınlık alan ve temel polarize gözlem için geliştirilmiştir (İnt. Kayn. 13-14). Kullanılan SEM (taramalı elektron mikroskobu) cihazının markası ve modeli; LEO 1430 VP’dir. W (Tungsten) filament ile çalışmaktadır. Cihaz üzerinde ikincil elektron, geri yansıyan elektron ve X ışınları detektörü bulunmaktadır. Cihaz görüntü üzerinde nokta, çizgi, alan ve haritalama yöntemleri ile kalitatif ve semi-kantitatif olarak elementer analizleri yapabilmektedir (İnt. Kayn. 15). Numune hazırlamadan sonra çekilen numunelerin görüntüleri Resim 3.2’de görülmektedir.

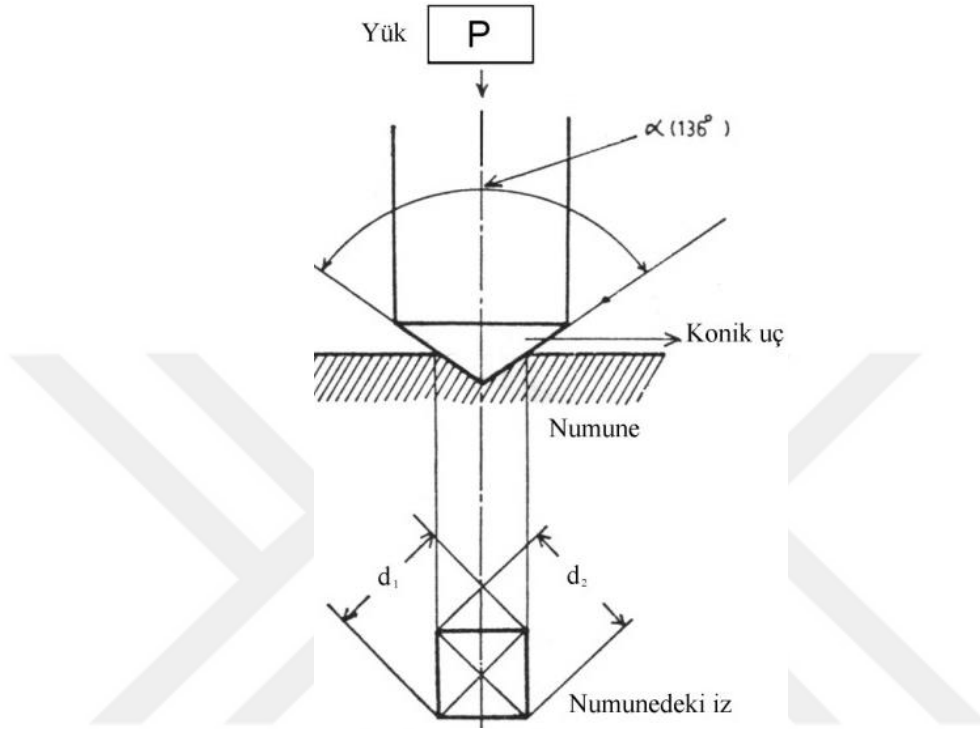


Resim 3.2 (a) 900 °C’de tutulan numune (b) 1000 °C’de tutulan numune (c) 1100 °C’de tutulan numune (d) 1200 °C’de tutulan numune (e) 1300 °C’de tutulan numune.

3.3 Sertlik Deneyi

Numune hazırlama ve metalografi aşamalarından sonra yüzeyi zaten hazır durumda bulunan numunelere sertlik deneyi uygulandı. Microbul düşük yük vickers sertlik test cihazı deneyde kullanıldı. Oluşan izin taban köşegenleri belirli uzunluklarda olan, 136 derece tepe açısına sahip kare piramittir. İzin tepe açısıyla ucun tepe açısı aynıdır. Batma derinliğine göre oluşan şeklin köşegen uzunluklarıyla sertlik ölçülür ve sertlikle köşegen uzunlukları ters orantılıyken köşegen uzunluklarıyla batma

derinliği doğru orantılıdır. Vickers olarak ifade edilen sertlik değeri nin sayısal ifadesi; kg olarak belirtilen deney yükünün milimetre kare olarak belirtilen izin alanına oranıdır. Şekil 3.3'te deney ucu şematik olarak gösterilmektedir.



Şekil 3.1 Vickers sertlik deneyinin şematik gösterimi (İnt. Kayn. 16).

3.4 Aşınma Deneyi

Sertlik deneyi sonrasında numunelerin yüzeylerindeki deney izlerinin kaybolması için tekrardan metalografik olarak yüzeyleri hazırlandı ve ultrasonik banyoya sokuldu. Yüzeyler hazır duruma geldiğinde aşınma deneyine geçildi. Aşınma deneyi; alarge marka, hem pin-on-disc hem de ball-on-disk aşınma testlerini yapan cihazda yapıldı. Ball-on-disk aşınma metoduna uygun bir cihazla yapılmıştır. Bu yöntemde, dönen bir yatak üzerine bağlanan numunenin üzerine aşındırıcı bir bilya temas ettirilir. Kullanılan aşındırıcı bilya bir tutucu ile “yük hücresi” (loadcell) bağlanmıştır. Yük hücresi, çizgisel olarak sürtünmeye bağlı numunede oluşan yükü bilgisayara gönderir. Bu bilgiler, özel hazırlanmış bir programda işlenerek sürtünme katsayısı hesaplanmıştır. 300 m yolda 5 N yük (0,5 kg), bilyanın meydana getirdiği izin çapı 12 mm oldu ve deney bu şekilde uygulandı.

3.5 XRD ve EDX Yapılışı

XRD denen malzeme karakterizasyon yöntemi, her kristal fazın kendine has atomik dizilimlerine göre X-ışınlarını özyapısal düzende kırmasıdır. Kırınım görünümleri her kristal fazı tanımlar. Analizde numuneyi tahrip etmeyip az miktardaki numunelerin analizlerini yapabilir. Aralarındaki uzaklık d olan, aynı Miller indisli düzlemlerden yansıyan X-ışınlarının girişimi oluşumudur (İnt. Kayn. 17). Kullanılan XRD cihazının markası ve modeli; Shimadzu marka XRD 6000'dir. Cu x ışını tüpüne sahip olup 1,544 0Å dalga boyuna sahip Cu K α X-ışını kullanılmaktadır. Toz ve düzgün yüzeyli katı örneklerin kalitatif minerolojik ve ya faz analizleri ve kristal yapı tanımlaması yapılmaktadır.

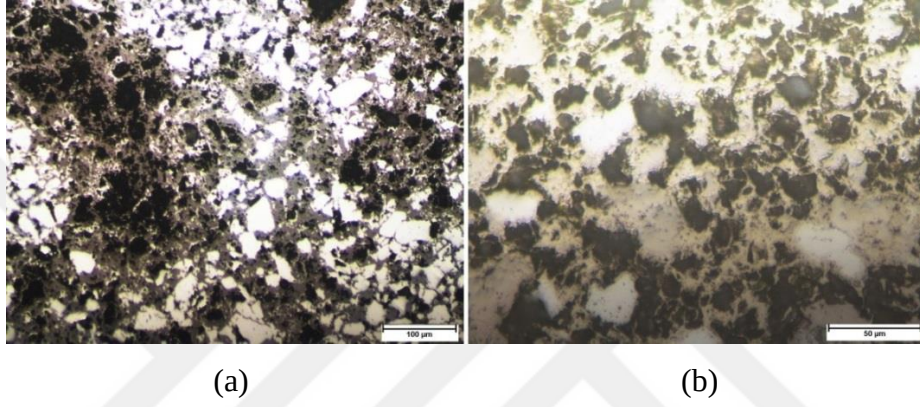
EDX de XRD gibi malzeme karakterizasyonunda kullanılan ve numunenin bileşiminin tayinin sağlanmasına imkan veren bir yöntemdir. Taramalı elektron mikroskobu (SEM) ile beraber sarf edilen kimyevi mikroanaliz metodudur. Analiz edilen yapının esas bileşimini karakterize etmek için elektron ışınıyla bombardıman sırasında numuneden yayılan X-ışınlarını tespit ederek yapının kimyevi karakteristiğini ortaya çıkarmaktadır. 1 μ m ve ya daha küçük olan özellikler ve ya fazlar bu şekilde analiz edilebilmektedir. Numune, SEM'in elektron ışınıyla bombalandığında, elektronlar, numunenin yüzeyini oluşturan atomlardan dışarı atılır. Elde edilen elektron boşluğu, daha yüksek durumdan elektronlarla doldurulur ve iki elektron durumu arasındaki enerji farkını dengelemek için bir X-ışını yayılır. X-ışını enerjisi, yayıldığı elemanın karakteristiğidir. Kullanılan cihazının markası ve modeli; LEO 1430 VP'dir. W (Tungsten) filament ile çalışmaktadır (İnt. Kayn. 15).

Bu tezde deneysel çalışmalar içerisinde kendine yer bulan metalografi çalışmalarının kapsamında yapılan deney numunelerin üzerinde elemental kompozisyonun tasnifinde ve tasvirinde sıklıkla tercih edilen EDX ve XRD deneylerinde; optik mikroskopta gözlemlenen yapıların içeriğinin anlaşılması için farklı sıcaklıklarda ve sürelerde sinterlenmiş diş implantı malzemelerinin detaylı incelemesine '4. SONUÇLAR' başlığının '4.4 XRD Ve EDX Bulguları' alt başlığında yer verilmiştir.

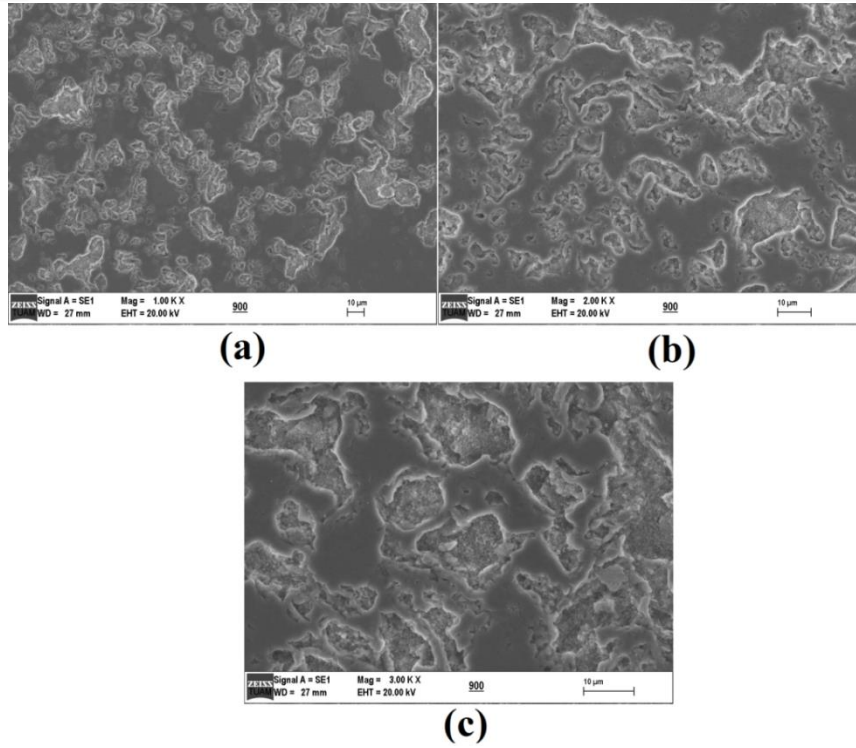
4. BULGULAR

4.1 Metalografi Bulguları

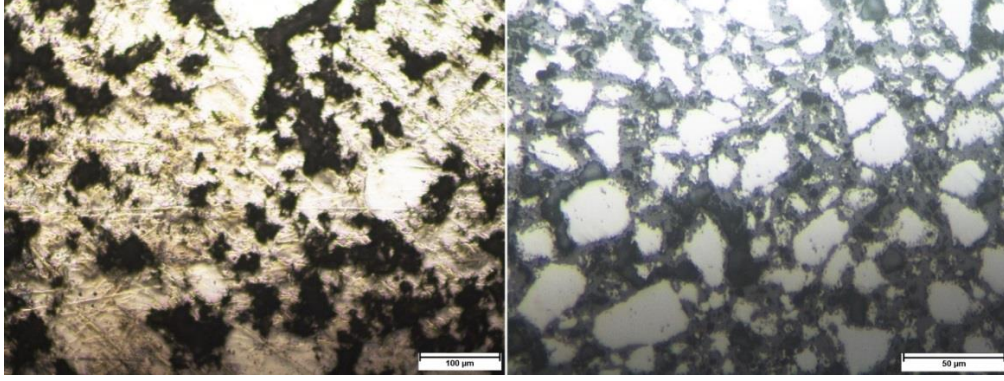
Metalografi sonucunda; malzemelerin mikroyapı fotoğrafları 5 farklı büyütmede çekilmiştir. Aşağıda fotoğraflar; deney sıcaklıklarına ve büyütmelere göre sıralanmıştır.



Resim 4.1 (a) 900°C 200x büyütme (b) 900°C 500x büyütme.



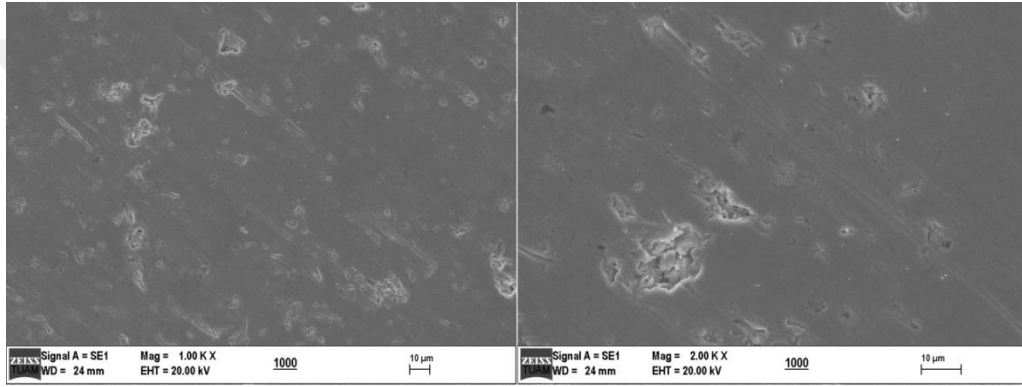
Resim 4.2 (a) 900°C 1kX büyütme (b) 900°C 2kX büyütme (c) 900°C 2kX büyütme.



(a)

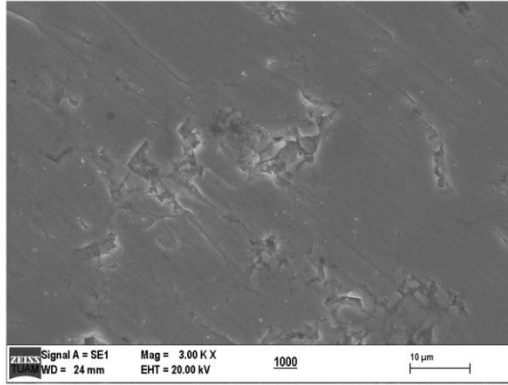
(b)

Resim 4.3 (a) 1000°C 200x büyütme (b) 1000°C 500x büyütme.



(a)

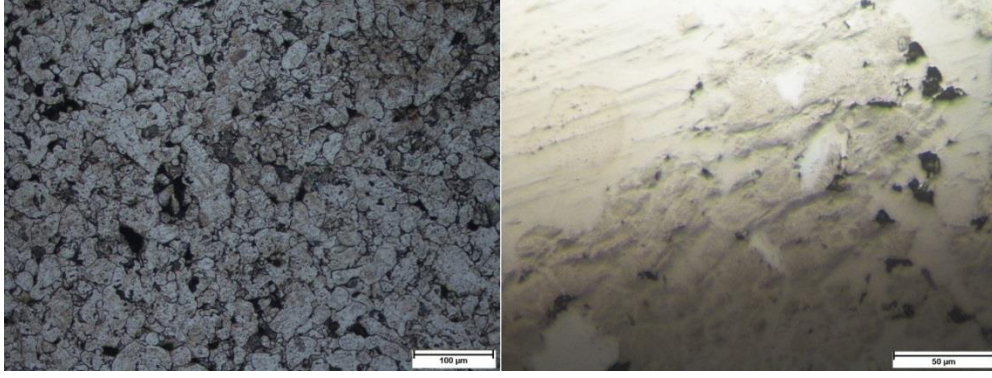
(b)



(c)

Resim 4.4 (a) 1000°C 1kX büyütme (b) 1000°C 2kX büyütme (c) 1000°C 3kX büyütme.

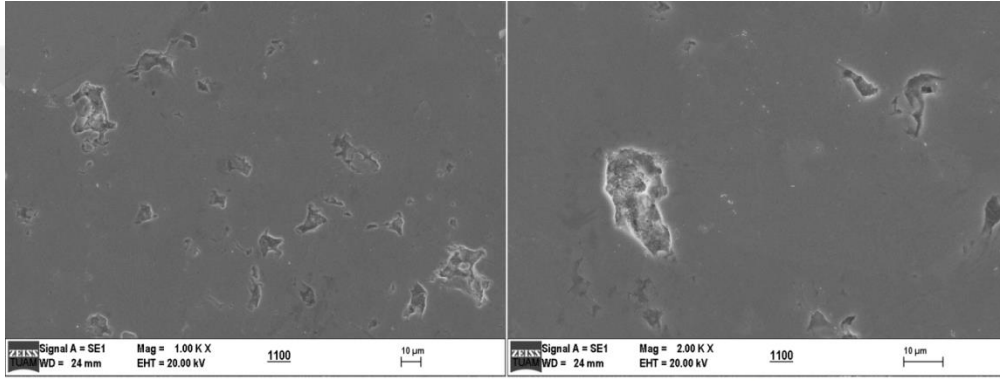
Resim 4.3'te 1000°C'de bekletilen numuneye ait optik mikroskopta çekilen 200x ve 500x büyütmelelerdeki mikroyapılar görülmekteyken, Resim 4.4'te 1000°C'de bekletilen numuneye ait taramalı elektron mikroskobunda çekilen 1kX, 2kX, 3kX büyütmelelerdeki mikroyapılar görülmektedir.



(a)

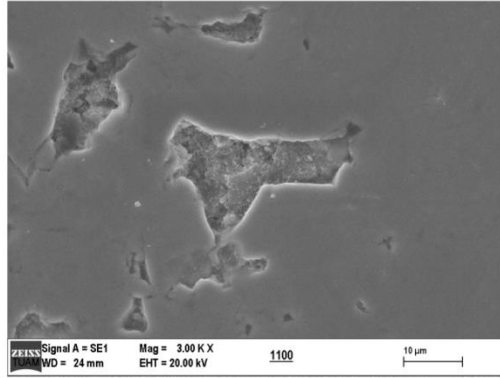
(b)

Resim 4.5 (a) 1100°C 200x büyütme (b) 1100°C 500x büyütme.



(a)

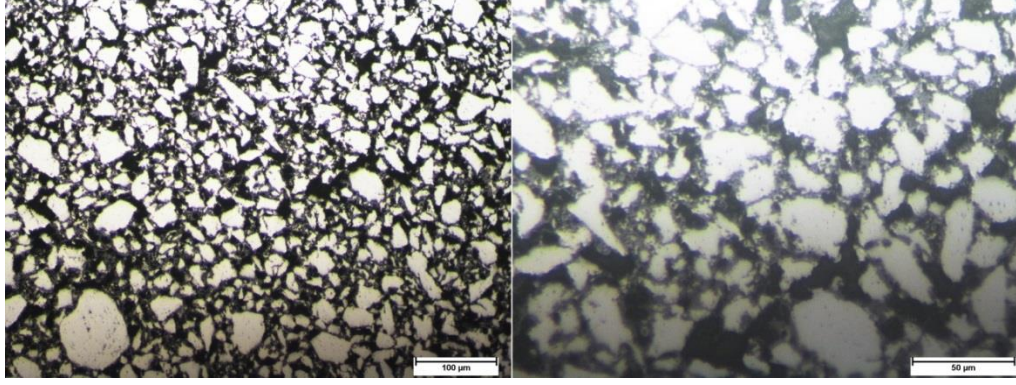
(b)



(c)

Resim 4.6 (a) 1100°C 1kX büyütme (b) 1100°C 2kX büyütme (c) 1100°C 3kX büyütme.

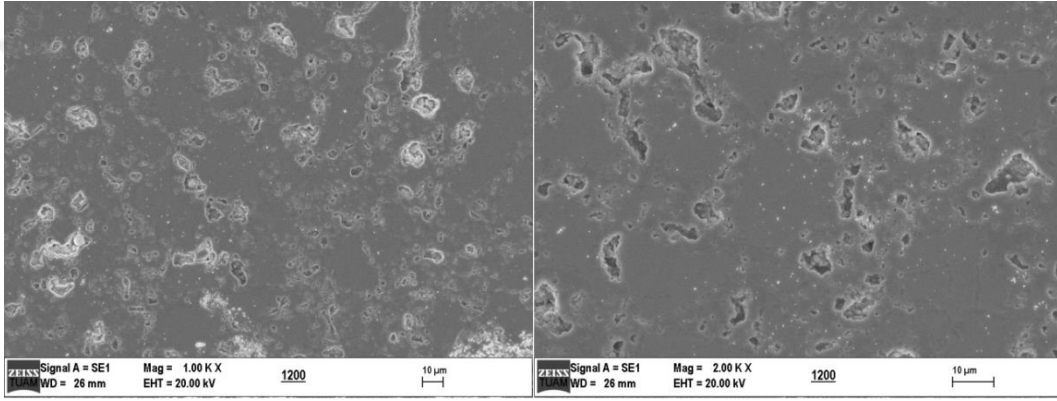
Resim 4.5'te 1100°C'de bekletilen numuneye ait optik mikroskopta çekilen 200x ve 500x büyütmelelerdeki mikroyapılar görülmekteyken, Resim 4.6'da 1100°C'de bekletilen numuneye ait taramalı elektron mikroskobunda çekilen 1kX, 2kX, 3kX büyütmelelerdeki mikroyapılar görülmektedir.



(a)

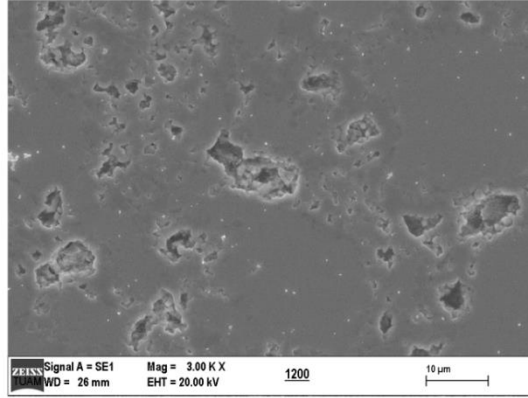
(b)

Resim 4.7 (a) 1200°C 200x büyütme (b) 1200°C 500x büyütme.



(a)

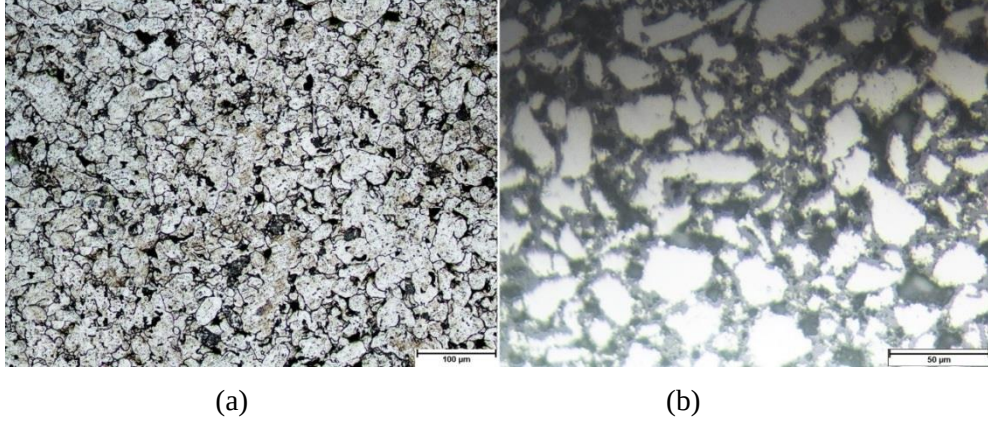
(b)



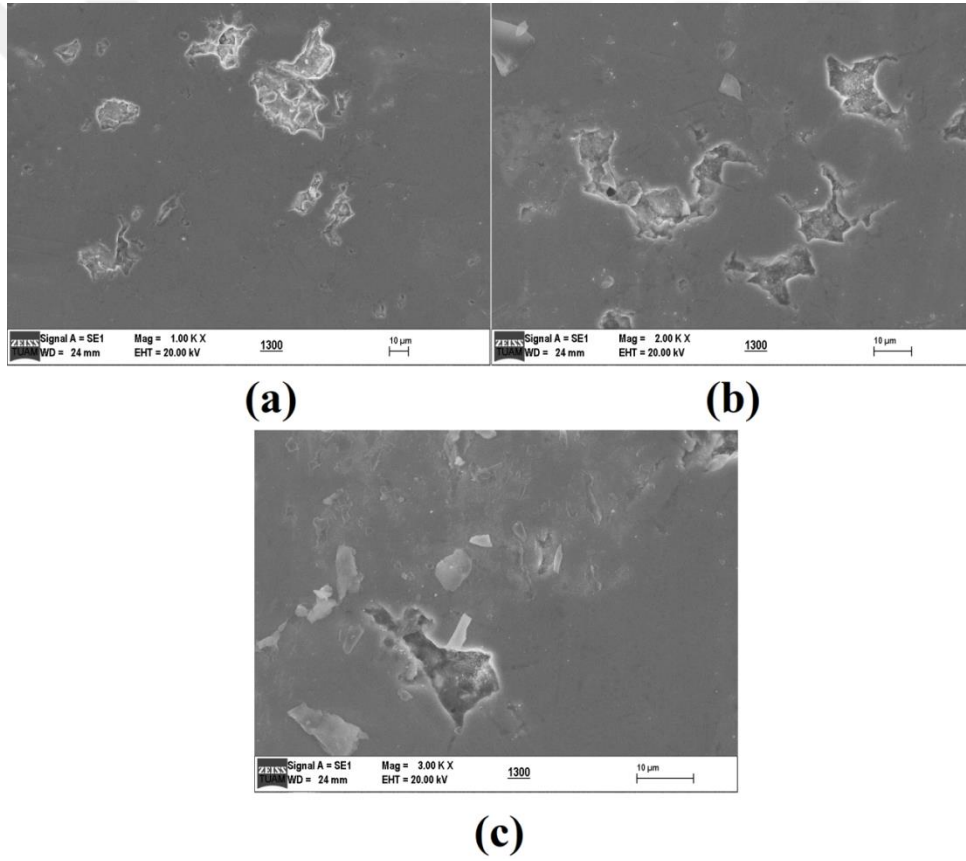
(c)

Resim 4.8 (a) 1200°C 1kX büyütme (b) 1200°C 2kX büyütme (c) 1200°C 3kX büyütme.

Resim 4.7’de 1200°C’de bekletilen numuneye ait optik mikroskopta çekilen 200x ve 500x büyütmelerdeki mikroyapılar görülmekteyken, Resim 4.8’de 1200°C’de bekletilen numuneye ait taramalı elektron mikroskobunda çekilen 1kX, 2kX, 3kX büyütmelerdeki mikroyapılar görülmektedir.



Resim 4.9 (a) 1300°C 200x büyütme (b) 1300°C 500x büyütme.



Resim 4.10 (a) 1300°C 1kX büyütme (b) 1300°C 2kX büyütme (c) 1300°C 3kX büyütme.

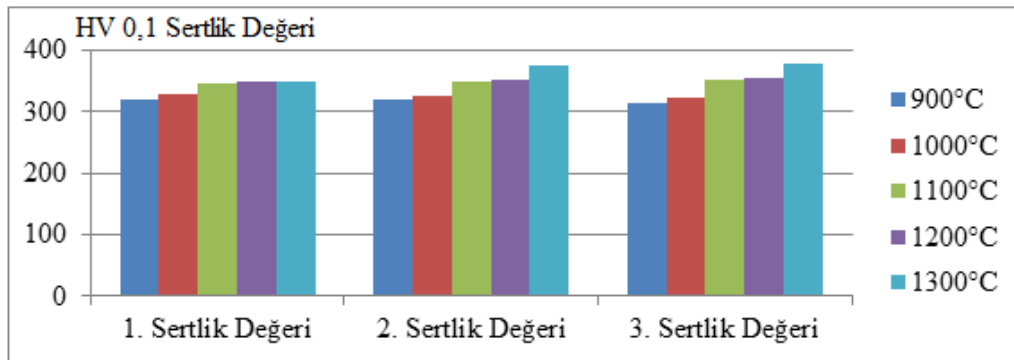
Metalografi sonucunda elde edilen mikroyapı fotoğraflarıyla elde edilebilecek çeşitli sonuçlar, varılabilecek çeşitli yargılar vardır. Yukarıdaki fotoğraflarda sinterlenen numunelerin 900°C, 1000°C, 1100°C, 1200°C ve 1300°C’ de SEM görüntüleri 1.00 K X, 2.00 K X ve 3.00 K X büyütme ile; optik mikroskopla çekilen fotoğraflarsa 200 X, 500 X büyütme ile verilmiştir. SEM analizlerine baktığımızda Ti-Cr-Co

karışımında bir miktar yüzey pürüzlülüğü göze çarpmaktadır. Bunun olası nedenleri; karışmama, tane boyutu farklılığı sebebiyle birbirlerine tam temas edememeleridir. SEM görüntülerinde parlak sınırların olmaması sinterleme esnasında sıvı faz oluşmamasını göstermektedir. Üretilen kompozit malzemelerde Co elementinin tane boyutu iriliği nedeniyle homojen bir içyapı elde edilememiştir. Küçük tane boyutu, kompozit malzemesinin mekaniksel özelliklerini arttırmaktadır. Toz metalurjisinin yönteminde küçük tane boyutuna sahip kompozitlerin preslenme ve sinterlenme işlemlerinin daha iyi olduğu söylenebilir. Küçük tanelciklerin preslenmede artan koordinasyon sayıları ve sinterleme sırasında artan yüzey enerjileri; daha iyi ıslanma gerçekleştirerek daha yoğun kompozitlerin üretimine olanak verebilmektedir. Büyük tanelerin yüzey enerjilerinin ve koordinasyon sayılarının azlığı nedenlerinden dolayı sinterlenmeleri kolay değildir.

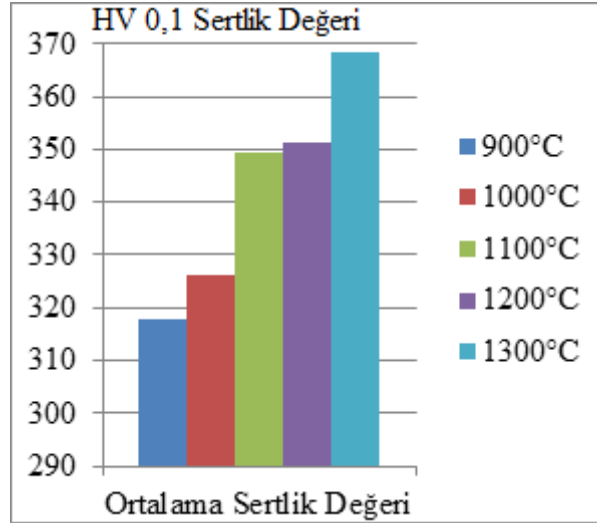
4.2 Sertlik Deneyi Bulguları

Çizelge 4.1 Sertlik deneyi sonuçları.

İşlem sıcaklığı	1. sertlik değeri	2. sertlik değeri	3. sertlik değeri	Ortalama sertlik değeri
900°C	319,12	319,67	314,53	317,776667
1000°C	328,91	325,85	323,63	326,13
1100°C	347,32	349,15	351,33	349,266666667
1200°C	347,91	352,45	353,95	351,436667
1300°C	349,92	376,21	379,582	368,55



Resim 4.11 Sertlik değerleri.



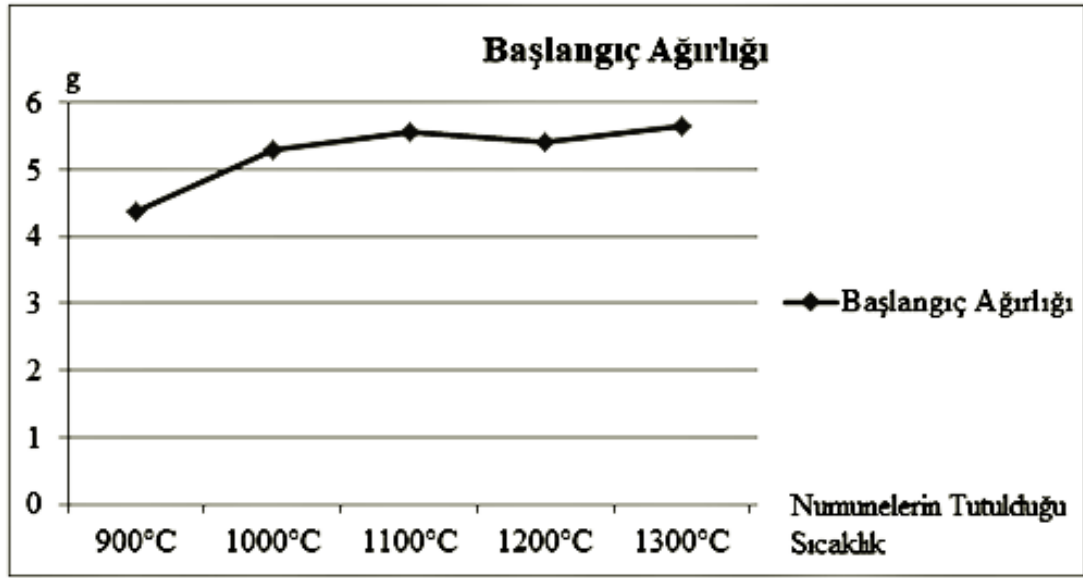
Resim 4.12 Ortalama Sertlik Değerleri.

HV 0,1 (yük, 100 gram-süre, 10 saniye.) ile ölçülen deney sonuçları; aşağıdaki Çizelge 4.1’de, Resim 4.11’de ve Resim 4.12’de görülmektedir. Saf Ti elementine yüksek seviyede sertlik değerleri; H, N, C, O gibi ametaller ve metalimsiler ilavesiyle sağlanmaktadır. Ancak metallerin genelinde olduğu gibi sertlik artışı; uzamayı, plastik şekillenebilirliği azaltmaktadır. Saf Ti elementinin sertliği 160 vickers iken, alaşım ve ısıtılma işlemi tabi tutulmuş titanyumun sertliği 250-500 VHN aralığına ulaşmaktadır. Çizelge 4.1’de, Resim 4.11’de ve Resim 4.12’de görüldüğü gibi oluşturulmuş kompozitin sertliği bahsi geçen sertlik aralığındadır. Yani olması gereken sertlik aralığına ulaşılmıştır. Sertlik değerleri kesit yapılarının porozite içermesinden dolayı dalgalıdır. Sinterleme sıcaklığıyla sertlik doğru orantılıdır. Ayrıca sinterleme süresiyle de sertlik doğru orantılıdır. Çıkarılan sıcaklık her numune için arttırıldığından işlem sıcaklığına çıkılırken geçen süre ve hâliyle fırından çıkarılma sıcaklığına inilirken geçen süre artmıştır. Sinterlemenin tek başına sıcaklık ya da süre değişimine oranla yükselmesine nazaran bu durumda sinterleme katlanarak artmıştır. Katlanarak artan sinterlemeye bağlı olarak da mekanik özellikler de doğrusam olarak iyileşmiştir. Gözenekli yapıların oluşmasının nedenleri, eklenen farklı tane boyutlu Co ve sinterleme esnasında sıvı fazın oluşmayıp gözenekleri kapatamamasıdır. Amaç; canlı dokunun üreyebileceği, sarılabileceği gözenek ve yüzey pürüzlülüğü elde etmek olduğu için amaca varılmıştır. Sertlik; kemikle uyumluluk, malzemenin implante edileceği çene bölgesinde mârüz kalacağı basma kuvvetlerine direnç, aşınmayla doğru orantılılık gibi nedenlerden dolayı önemlidir.

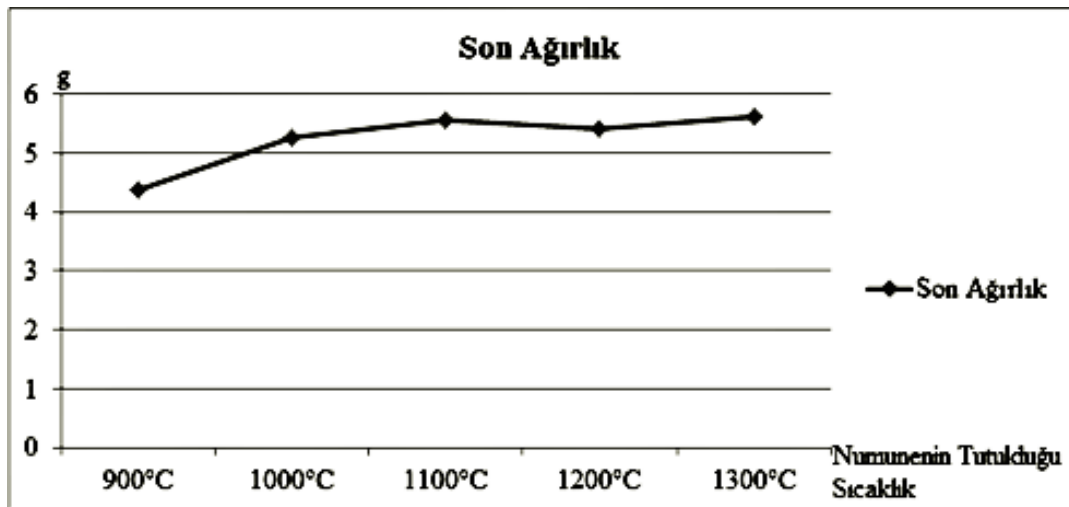
4.3 Aşınma Deneyi Bulguları

Çizelge 4.2 Aşınma öncesi-sonrası ağırlıkları, ağırlık kayıpları (g cinsinden).

İşlem Sıcaklığı	İlk Ağırlık (g)	Son Ağırlık (g)	Ağırlık kaybı (g)
900°C	4,37	4,36	0,01
1000°C	5,28	5,26	0,02
1100°C	5,56	5,55	0,01
1200°C	5,42	5,40	0,02
1300°C	5,64	5,63	0,01



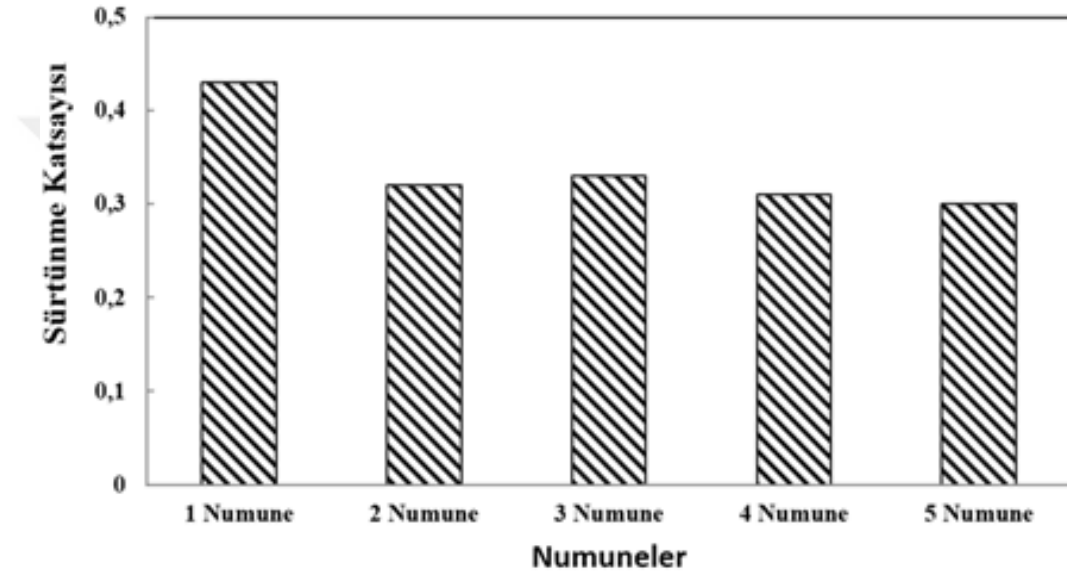
Resim 4.13 Numunelerin başlangıç ağırlıkları (g cinsinden).



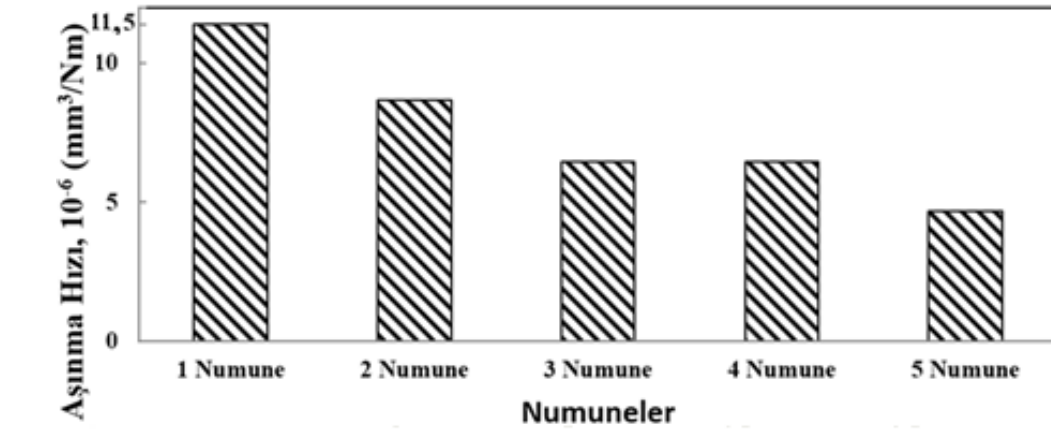
Resim 4.14 Numunelerin son ağırlıkları (g. cinsinden).

Çizelge 4.3 Numunelerin sürtünme katsayıları ve aşınma hızları.

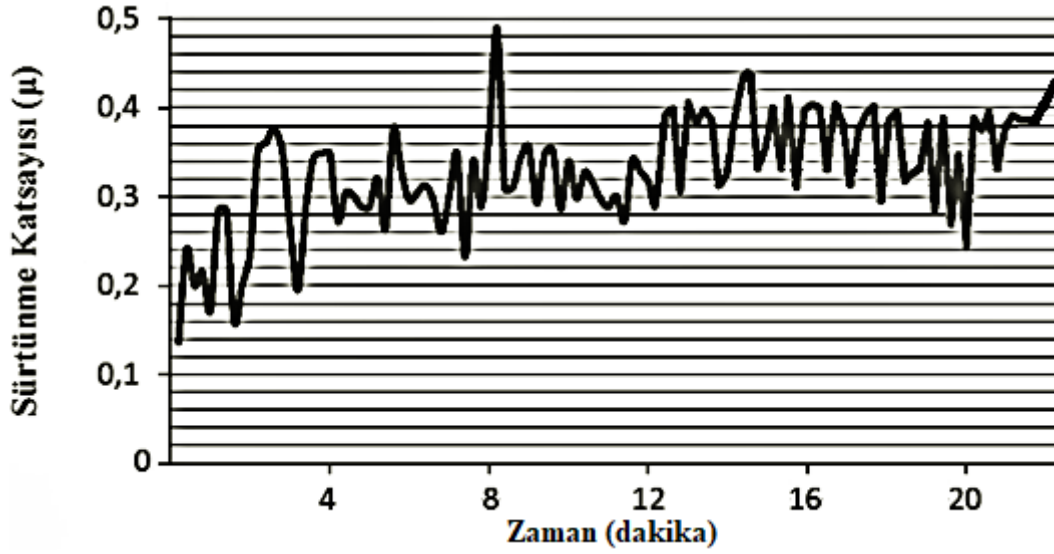
İşlem Sıcaklığı	Sürtünme Katsayısı	Aşınma Hızı x 10 ⁻⁶ (mm ³ /Nm)
900°C	0,43	3,12
1000°C	0,32	4,26
1100°C	0,33	3,94
1200°C	0,31	4,38
1300°C	0,30	3,99



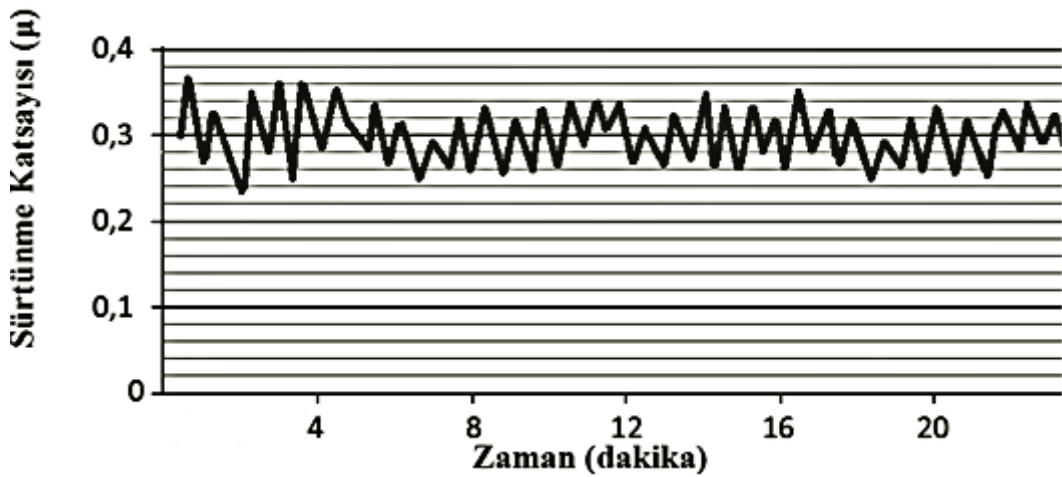
Resim 4.15 Numunelerin sürtünme katsayıları.



Resim 4.16 Numunelerin sürtünme aşınma hızları.



Resim 4.17 900 °C’de bekletilen numunenin sürtünme katsayısı grafiği.



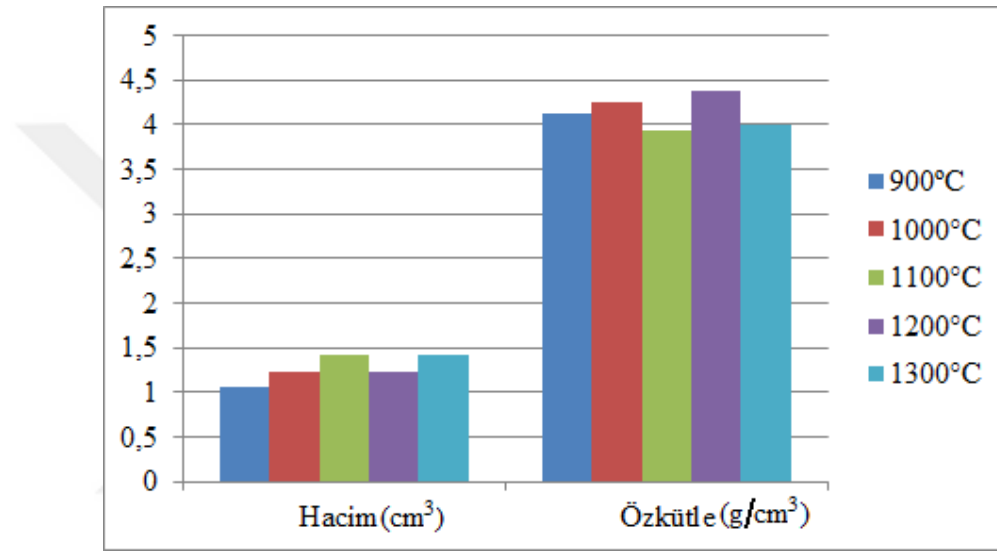
Resim 4.18 1300 °C’de bekletilen numunenin sürtünme katsayısı grafiği.

Çizelge 4.2’de Aşınma öncesi-sonrası ağırlıkları, ağırlık kayıpları g cinsinden verilmiştir. Çizelge 4.3’te tez numunelerin sürtünme katsayıları ve aşınma hızları birimleriyle gösterilmiştir. Resim 4.15’te numunelerin sürtünme katsayıları, Resim 4.16’da numunelerin sürtünme aşınma hızları, Resim 4.13’te g cinsinden numunelerin başlangıç ağırlıkları ve Resim 4.14’te g cinsinden numunelerin son ağırlıkları görülmektedir. Resim 4.17’de 900 °C’de bekletilen numunenin sürtünme katsayısı grafiği iken Resim 4.18’de 1300 °C’de bekletilen numunenin sürtünme katsayısı grafiğidir. Dental implantlar daha sık karşılaşılan üç boyutlu aşınma; iki boyutlu aşınmaya göre daha hızlıdır. Göz önünde bulundurulabilecek pozitif özelliklerine karşın metalik implant yüzeylerinde bedende kullanım sırasındaki

hareketler neticesindeki aşınma sonrası oluşabilecek beden sıvısı içerisinde çözünabilir ve ya çözünemez aşınma ürünleri; implant malzemenin daha erken işlevlerini kaybetmelerine yol açmaktadır. Metalik biyomalzemelerin yüzeylerinde meydana gelen korozyondan koruyucu oksit katmanının bütünlüğü yitirilerek ya da tamamıyla oksit katmanı kaldırarak beden sıvılarıyla etkileşimi seviyesi yükselmektedir ve bu yükseliş implantı hızlıca korozyona uğratmaktadır. Aşınmayla malzeme kaybı da, koruyucu katmanın olmayışından dolayı korozyona uğrama da bedende çeşitli olumsuz tepkimelerin-yan etkilerin meydana gelmesine sebebiyet vermektedir. Kalıntı oluşumu; implant yük taşıma yeteneğinin düşmesine, kemik-implant ara yüzeyinin ayrılmasına, implant ve/ve ya kemiğin aniden kırılmasına, kendilerini yenileyemeyen kemik hücrelerinin ölmesine, kemik dokusu yitimine bağlı olarak implant çevresinde iltihaba, iyon yoğunluğunun değişmesine ve tüm bunların neticesinde de farklı belirtilerin, hastalıkların ortaya çıkmasına yol açabilmektedir. Numunelerin sıcaklıkla doğru orantılı olacak şekilde sürtünme katsayılarının ve aşınma hızlarının düşmesi; sinterlemenin, yayınmanın ve de çözünmenin giderek iyileştiğini belgelemektedir. Deney sonrası deneyde sar malzemesi olarak kullanılan bilyenin üstündeki oluşan deformasyonun şekliyle abrasif aşınma olduğu kanısına varılabilir. 900°C'deki numunenin sürtünme katsayısı grafiğinin daha genişbir yelpazede oluşmasının nedeni; sıcaklığın düşük olmasından dolayı düşük seviyedeki yayınma ve buna bağlı olarak yüksek seviyedeki gözenekliliktir. Aşınma deneyi sonrası malzeme kayıp miktarının aynı olması ise tozların nispeten homojen dağıldığının göstergesidir. Metalik malzemelerin sarfiyatı sırasında karşılaşılan en riskli ve en önemli sorunlardan biri olan aşınma; birbirlerine sürtünen yüzeylerde mekanik faktörler sebebiyle istenilmemesine karşın malzemenin koparak ayrılmasıyla malzemelerin ilk şekillerinin bozulması, daha fazla aşınma yüzünden boşlukların büyümesi, istenilen işlevlerin yerine getirilememesidir. Malzemelerin cinsine, yüzey yapılarına, yağlanmalarına, kimyevi çevreye, çalışma şartlarına, uygulanmakta olan yüke ve oluşan kayma hızlarına göre değişkenlik gösterir. Sertlikle aşınma dayanımı doğru orantılıdır. Aşınma deneyiyle ilgili varılabilecek neticeler ve icra edilebilecek yorumlar bunlardır. Aşınma deneyiyle ilgili epeyce ehemmiyetli olan aşınma hızı; 'Aşınma hızı=Aşınan hacim miktarı / (Uygulan yük x Kayma mesafesi)' formülüyle bulunmuştur ve birimi mm³/Nm'dir.

Çizelge 4.4 Numunelerin özkütle ve hacim değerleri.

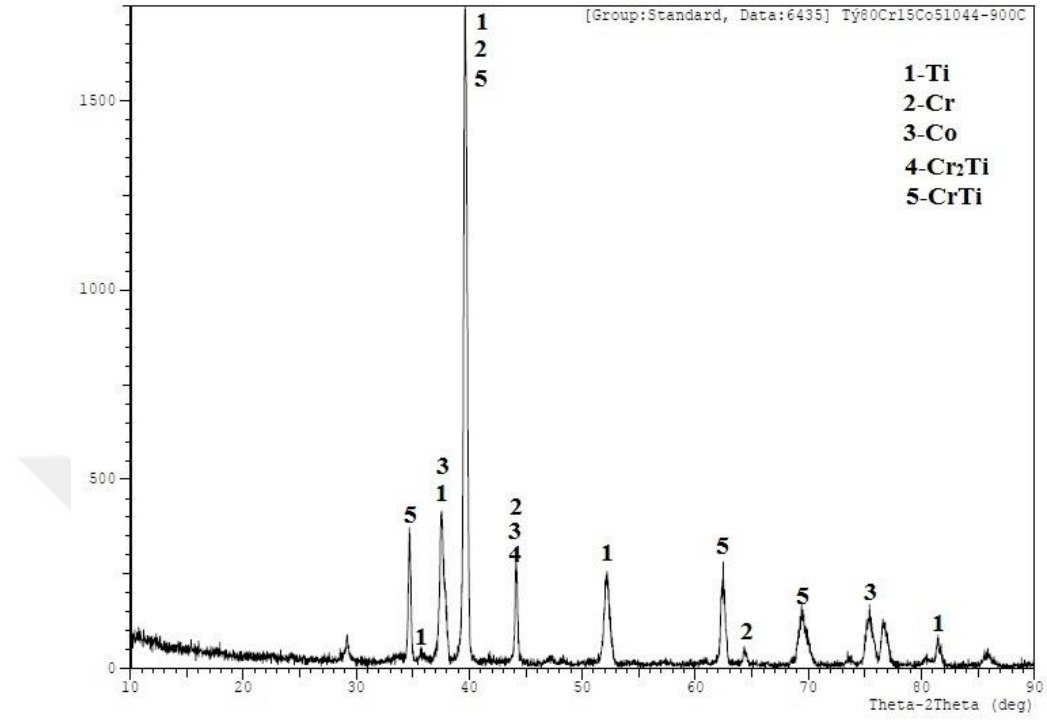
İşlem Sıcaklığı	Hacim (cm ³)	Özkütle (g/ cm ³)
900°C	1,06014	4,12
1000°C	1,2375	4,26
1100°C	1,414286	3,94
1200°C	1,2375	4,38
1300°C	1,414286	3,99



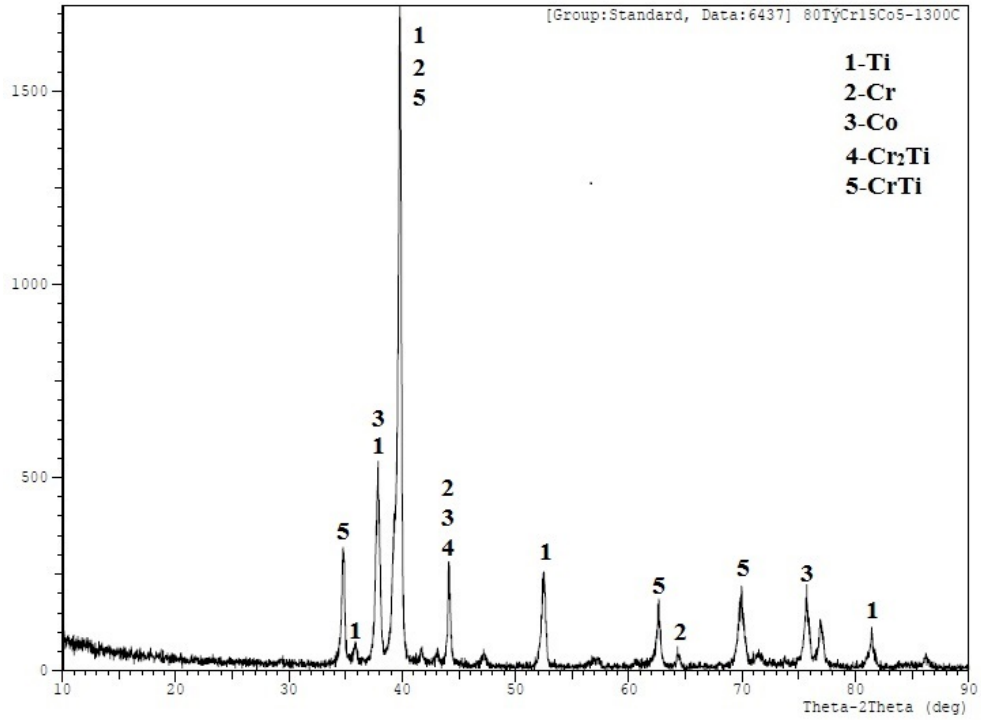
Resim 4.19 Numunelerin hacimleriyle özkütlelerinin gösterimi.

Numunelerin yapımında kullanılan kalıp aynı olduğundan numunelerin numunelerin yarıçapları 7,5 mm'dir. Numune ağırlıkları '4.3 Aşıma Deneyi Sonuçları' başlığında verilmiştir. Numunelerin hacimleri ve özkütlesi Çizelge 4.4'te ve Resim 4.19'dadır. Yapıdaki bulunan Co ve Cr ağır metaller olmasına karşın özkütlesi dalgali çıkmasını nedenleri; tozların özkütle ve tane boyutu farklılıklarından dolayı optimum seviyede karıştırılamaması, tek eksenli preslemede gözenek miktarının diğer presleme yöntemlerine göre daha çok olması, sinterleme süresinin azlığı sayılabilir.

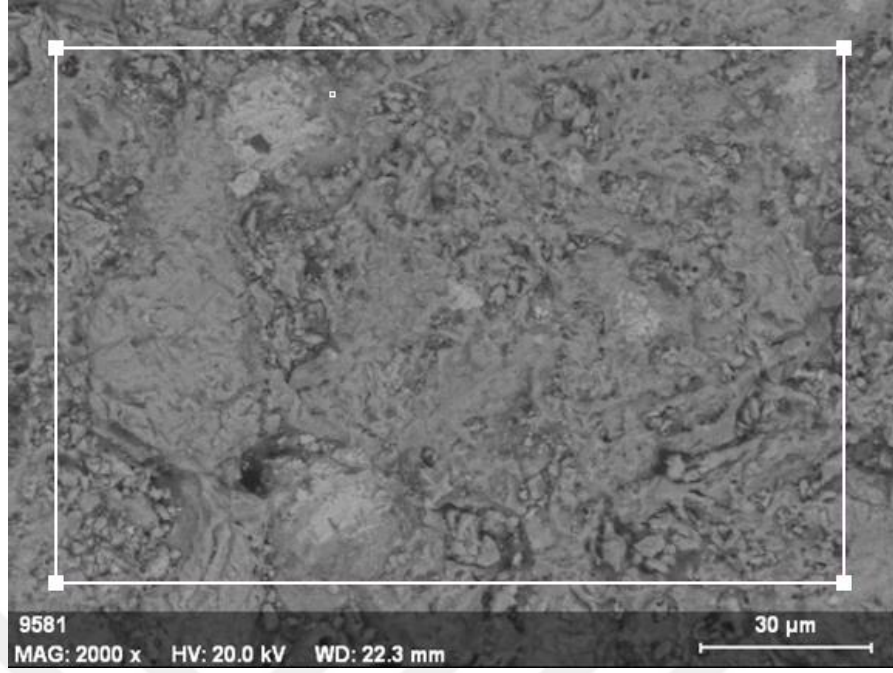
4.4 XRD ve EDX Bulguları



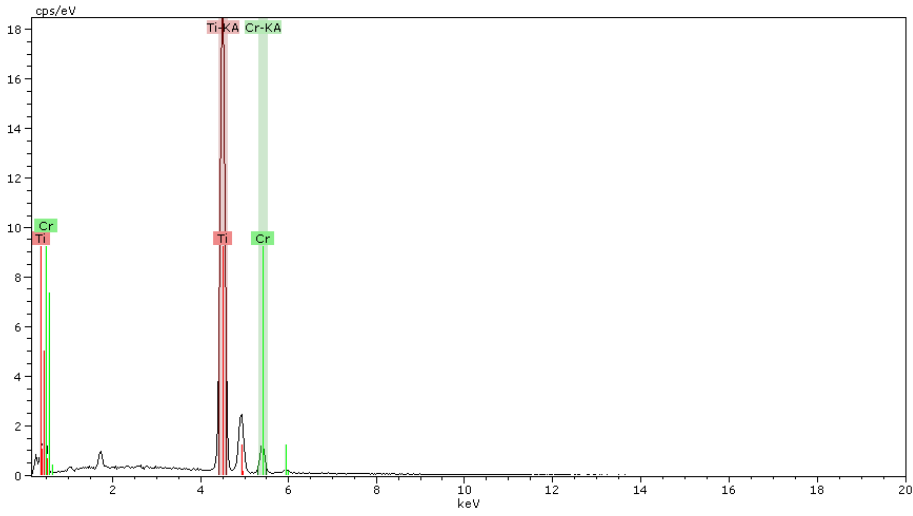
Resim 4.20 900°C’de bekletilen numunenin XRD sonuçları.



Resim 4.21 1300°C’de bekletilen numunenin XRD sonuçları.



Resim 4.22 900°C’deki numunenin 2kX büyütmede SEM görüntüsü.

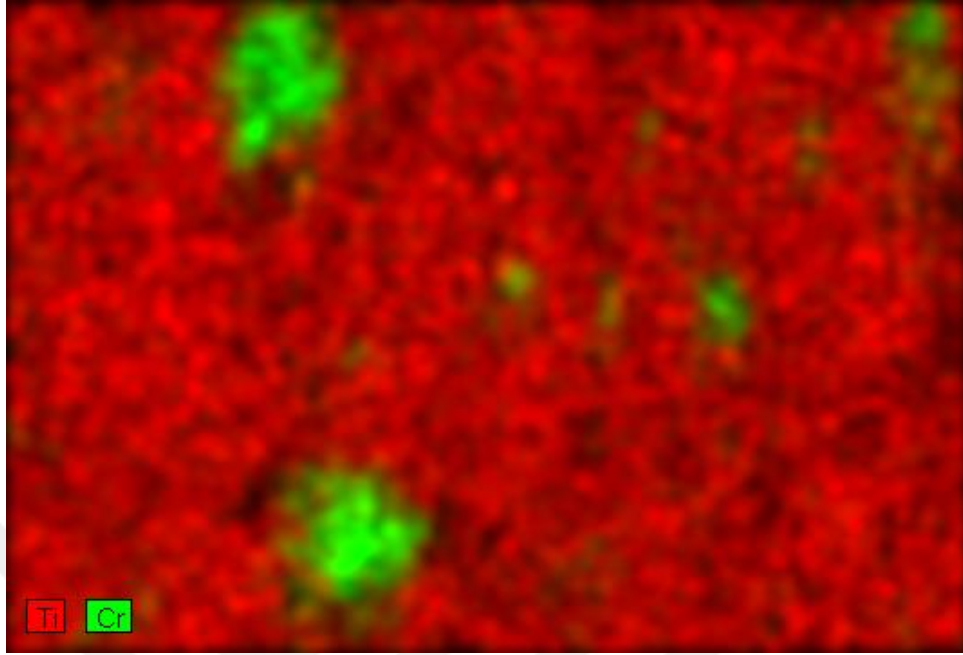


Resim 4.23 900°C’deki numunenin 2kX büyütmede elementel analizi.

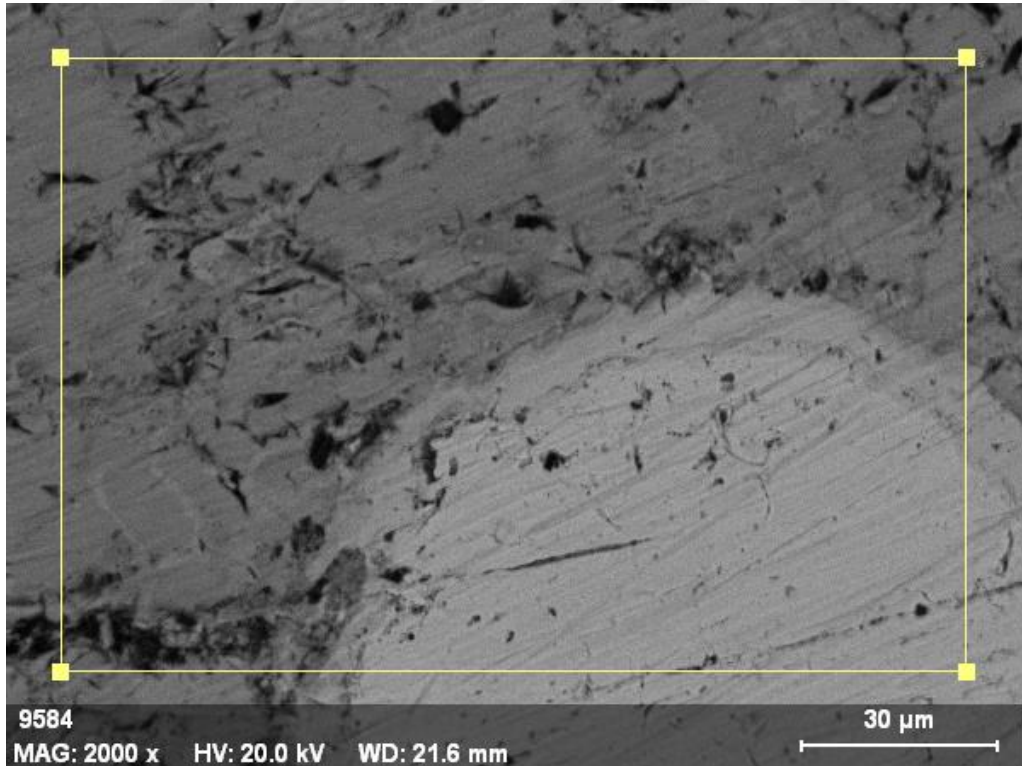
Çizelge 4.5 900°C’deki numunenin 2kX büyütmede elementel analizi.

Element Dizileri	Net Unn. (%ağ.)	C Norm. (%ağ.)	C Atom (%at.)	C
Si K Dizileri	3638	1.36	1.57	2.66
Ti K Dizileri	167908	78.59	90.45	90.03
Cr K Dizileri	9035	6.93	7.98	7.32

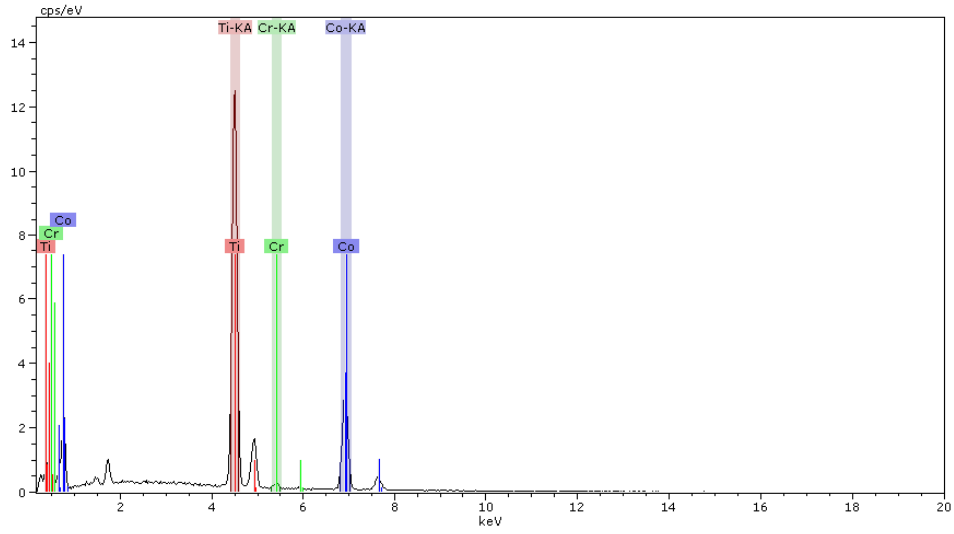
*Toplam: % 86.9



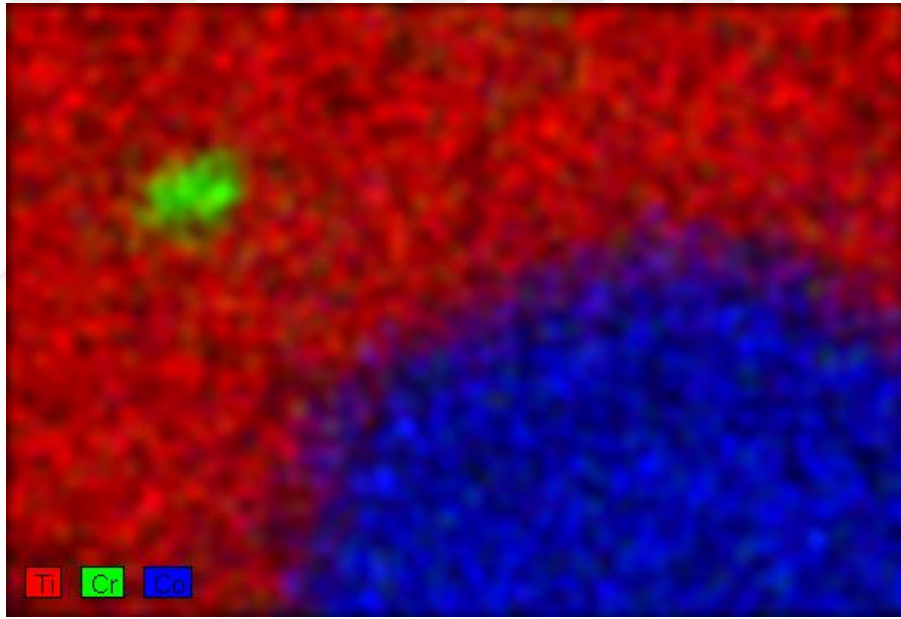
Resim 4.24 900°C’deki numunenin 2kX büyütmede EDX haritası.



Resim 4.25 1300°C’deki numunenin 2kX büyütmede SEM görüntüsü.



Resim 4.26 1300°C’deki numunenin 2kX büyütmede elementel analizi.



Resim 4.27 1300°C’deki numunenin 2kX büyütmede EDX haritası.

Çizelge 4.6 1300°C’deki numunenin 2kX büyütmede elementel analizi.

Element Dizileri	Net Unn.(%ağ.)	C Norm.(%ağ.)	C Atom(%at.)	C
Si K Dizileri	1904	1.63	1.76	3.13
Ti K Dizileri	58745	63.06	67.90	70.95
Cr K Dizileri	866	1.41	1.52	1.46
Co K Dizileri	10606	26.76	28.82	24.46

*Toplam: % 92.9

İmâl edilen malzemenin özelliklerinin tespitinde sarf edilen faydalı ve kullanışlı yollardan birisi XRD sonuçlarının incelenmesidir. Bu sonuçlardan faydalanılarak, malzemenin kristal yapısı, kimyasal bileşimi, atomsal dizilim parametreleri, Miller indisleri gibi karakteristik özellikleri belirlenebilmektedir. Elementlerin oranları uygulanan yöntemle % olarak verilmektedir. XRD'nin eski kullanım alanları; cevherlerde, parçacıklarda, kayaçlarda, killerde ve diğer metalürjik ürünlerde mevcut olan mineral yığınlarının tespitiyken günümüzde yüksek özellikli bilgisayar ve deney cihazları sayesinde genişlemiş kullanım alanına sahip olmuştur. XRD sonuçlarının yorumlanması; bulunan verilerin sayısına, numuneyi oluşturan fazların miktarına ve kompleksliliğine bağlıdır. Yorumlamanın en kolay yolu, bulunan verilerin önceden bilinen referans bir malzemenin veriyle karşılaştırmak için yapılmasıdır. Her bir faza ait, numuneyi oluşturan kırınımın Miller indislerinin hesaplanmasıyla fazlara ait yapısal özellikler belirlenebilir. Burada bulunan pikler; numunelerin adeta parmak izidir. XRD analizlerine bakıldığında; bünye içerisindeki Ti dağılımının düzensiz olduğu görülmektedir. Yapıda oluşmuş intermetalik fazlardan birisi Cr_2Ti iken, oluşmuş bir diğer intermetalik faz $CrTi$ 'dir. Daha iyi bir karıştırma, daha iyi presleme gibi çeşitli işlemler uygulanmadan karıştırılan tozun dağılımının daha düzensiz olduğu tespit edilmiştir. Ebatları nano seviyede olan metal tozlarının sinterleme sıcaklığı arttıkça yoğunluk değerlerinin artışı olarak; Resim 4.21'de $900^{\circ}C$ 'de bekletilen numunenin XRD sonuçlarında görülmekteyken, Resim 4.22'de $1300^{\circ}C$ 'de bekletilen numunenin XRD sonuçlarında görülmektedir.

EDX grafiklerinde görülen Si ve C elementleri; zımparalama işlemi sonrası malzeme yüzeyindeki gözeneklerde biriken zımpara kalıntılarıdır ve yapıyla alakaları yoktur. Atom çapı büyüdükçe yansıma arttığından beyaz olan yerler atom çapı en büyük olan elementi göstermektedir. Periyodik tabloda aynı grupta sağdan sola gidildikçe atom yarıçapı azaldığından dolayı atom yarıçapları büyüklüğü Ti, Cr Co olarak sıralanır. Zaten yapıda en çok bulunan element Ti olduğu için EDX haritalarında ve grafiklerinde en çok Ti elementi gözükmemektedir. Tane boyutu farklılığı ve optimum şartlarda karıştırmama nedenlerinden dolayı homojen bir yapı oluşmadığı için $900^{\circ}C$ 'deki haritada Co elementi mevcut değilken $1300^{\circ}C$ 'deki haritada büyük bir Co elementi yığını göze çarpmaktadır.

5. TARTIŞMA ve SONUÇ

Yapılan deneylerden elde edilen sonuçları özetlemek gerekirse biyomalzemelerin seçiminde; şekil verilebilme, üretilebilme, biyoyumluluk, kullanımda etki edecek gerilmelere-gerinmelere dayanç, beden sıvı hâldeki maddelerinin korozyon etkilerine dayanç gibi özellikleri öne çıkmaktadır. Özellikle 20.YY. başından itibaren biyomedikal alanda büyük gelişmeler olmuştur. İnsan vücuduna elverişli yapay birçok malzeme geliştirilmiştir. İlk olarak sarfiyat yerine göre yeterli dayanca sahip malzeme seçilmelidir. Daha sonra uygulamadan önce, kişinin sarf edilecek malzemelere karşı alerjik yapısı; uzman doktorlar tarafından çeşitli alerji deneyleriyle incelenmelidir. Sarf edilecek biyomalzemelerin, korozyon bakımından kişinin biyolojik yapısına uygunluğu, beden sıvılarından alınacak olan numunelerde ya da beden sıvılarıyla neredeyse aynı bileşimde hazırlanacak çözeltiler içinde denenerek uygunluğu incelenmelidir. Beden içindeki dokular genellikle; sert dokular ve yumuşak dokular diye iki gruba ayrılır. Sert dokulara örnek olarak kemikler, dişler misal gösterilebilirken kan damarları, tendonlar, deri yumuşak dokulara misal gösterilebilir. Yapısal biyoyumluluk göz önüne alındığında, metaller ve/ve ya seramikler sert doku sarfiyatı için elverişliken; polimerler yumuşak doku sarfiyatı için oldukça elverişlidir.

Dizayn, ilk başta birçok problemi beraberinde getirebilen karmaşık ve uzun bir süreçtir. Bu sebepten mütevellit yapılan yeni dizaynların ihtiyaçlara ne ölçekte çözüm sunduğu zamana bağlı olarak kullanıcıların eleştirileri ve önerileri kapsamında ortaya çıkmaktadır. İmplantlardaki ve implant malzemelerindeki gelişmeler; dental alanda karşılaşılan ağır sağlık problemlerini kalıcı olarak çözmek ve ya rehabilite etme zaruretinden mevcut durum hâline gelmiştir. Dental implant alanında pek çok dizayn var olmakla beraber bu alanda hâlâ çalışmaya ihtiyaç vardır. Ancak bu alandaki başarılar ferdi olmaktan ziyade ekip çalışması neticesinde ortaya çıkmaktadır. Uygulama yerlerindeki hekimler; anatomik, morfolojik, bedensel fonksiyonları ve patolojik zorunlulukları biyomalzeme imâlatında ve sentezlenmesinde çalışan malzemeci ve biyomekanik alanında çalışan mühendisler ile gereksinimleri belirleyip sıralaması ve ekibin gereksinimlerine göre malzeme

sentezleyip dizayn etmesi, dizayn edilmiş implantı imâl ederek prototipleri geliştirip çeşitli denemelerle başarılı olmaktadır. Ülkemizin; hekimsel ürünle implant dizaynında arzu edilen seviyeye çıkarak bu konuda uluslararası alanda hak ettiği yere ulaşması için yapılacak çalışmalar ehemmiyetlidir.

Farklı sıcaklıklarda bekletilen numunelerin mikroyapıları ve sertlik değerleri de farklı çıkmıştır. İşlem sıcaklığı arttıkça taneler arası bağlar daha düzenli hale gelirken sertlik değerlerinde düşüş yaşanmıştır. Bu düşüşün nedenleri; meydana gelen farklı fazlar, dönüşüm sıcaklıklarının geçilmesi, daha tok bir yapı sağlanması olarak sıralanabilir. En yüksek sertlik ortalaması, 900 °C’de yapılan numunede çıkmıştır. İşlem sıcaklığının ve dolayısıyla işlem süresinin az olması; numunenin dönüşüm sıcaklıkları üstüne çok çıkmamasına ve dolayısıyla daha rijit, daha az aktif bir yapıda kalmasını sağlayarak sertliği yükseltmiştir. İntermetalikler olarak da XRD sonuçlarında görülen CrTi, Cr₂Ti olarak sıralabilir. Aşınma deneylerinde numunelerin ağırlık kayıplarının ve sürtünme katsayılarının birbirlerine yakın çıkması yüzeylerinin iyi hazırlanıp yolun uzun olmasına bağlanabilir. Numune özkütlelerindeki dalgalanmalar; tozların tam karışamamasından, preslemede iyi bir performans elde edilememesinden kaynaklıdır. Oksitler; elementlerin oksijenle birleşmesiyle oluşan, genelde yüksek sertliğe/basma dayancına sahip olan bileşiklerdir ve metallerin oksitleri seramikler grubuna girmektedir. İntermetalikler; birbirinden farklı iki ya da daha fazla metalin birbirine metalik, kovalent ya da iyonik bağlarla bağlanması sonucu meydana gelen malzemelerdir. Metal alaşımlardan farklı olarak kararlı bstokiyometri ve düzenli kristal yapıya sahiptirler. Mekanik özellikler ve yapılarındaki bağlar bakımından seramiklere benzemektedirler.

Diş implantı üretimi üzerine yapılmış olan bu tez çalışmasında; mekani deneylerden sertlik ve aşınma deneylerinin verileri değerlendirilmişken süre kısıtı, cihaz arızası ve maliyet nedenlerinden dolayı başka mekanik deney ve biyouyumluluk deneyleri yapılamamıştır. Bu deneyin yanı sıra basma deneyi gibi parçanın önemli dayanım özelliklerinin tespitini sağlayacak deneyler olmasına karşın deney cihazının bozuk olmasından dolayı yapılamamıştır. Aşınma deneyinde ağırlık kayıplarıyla sürtünme katsayıları incelenmiştir ve kayıplarla sürtünme katsayılarının birbirlerine olabilecek

en mümkün mertebede yakın olduğu belirlenmiştir. Deneysel çalışmalardan önce toz karıştırma kademesinde sarf edilen mekanik karıştırma; daha uzun süre yapılırsa daha homojen bir toz karışımı elde edilerek deney sonuçlarındaki dalgalanmaları giderebilir. Tane boyutları nano düzeyde bulunan deney tozlarının; artan ısıyla daha kolay ve elverişli bir biçimde yayınma gerçekleştirdikleri, daha rahat allotropik dönüşümler geçirdikleri, daha az gözeneğe sahip oldukları, daha düzgün yüzey bulundurdıkları, saptanmıştır. Sarf edilen tek eksenli preslemenin yerine aynı anda hem presleme hem de ısıtma yapan daha komplike bir cihazın kullanılmasıyla toz tanelerinin birbirlerine daha iyi tutunması ve buna bağlı olarak daha az gözenekli bir yapı elde edilmesiyle mekanik özellikler imknlar dâhilinde iyileştirilebilir. Sarf edilen tozların tane büyüklükleri küçültülerek taneler arasındaki yayınma etkinliği arttırılabilir. Ayrıca tozların tane ebatları ve saflıkları eşit olursa, yapıda oluşması ihtiml dâhilinde olan katışkı kaynaklı istenmeyen bileşikler (oksitler, intermetalikler) ve durumlar (mikroçatlaklar, olması gerekenden daha yüksek miktarda gözenek) ortadan kaldırılabilir. Ayrıca iş sağlığı ve güvenliği kurallarına laboratuvar çalışmalarında da riayet gösterilmelidir. Presleme işlemi esnasında özellikle basına ve zamana dikkat edilmelidir. En önemli önerilerden biri olarak sayılabilecek bir diğer öneri de sinterleme prosesi ve sinterleme sonrası soğuma kademesi koruyucu gaz atmosferinde olmalıdır.

6. KAYNAKLAR

- Alkaya E., Altay Akarsoy T., Ata Başak A., Çakar Ölmez S. ve Durtaş P. (2010). İleri teknoloji projeleri (İTEP) destek programı raporu, Türkiye teknoloji gelişim vakfı, 18-26.
- Akkurt, M. (1992). Talaş kaldırma metotları ve takım tezgâhları. Birsen Yayın Evi, İstanbul, 312.
- Arslan, M. B. ve Karakuş, B. (2007). Tarımsal atıklardan lif ve yonga levha üretimi. *Bartın Orman Fakültesi Dergisi*, **9**: 54-62.
- Ayken, A. (2013). Titanyum Oksit Nanokompozitlerin Doğrusal Olmayan Optik Özellikleri. Ankara Üniversitesi, Yüksek Lisans Tezi, Ankara.
- Babayev, Y (2011). The effect of sintering temperature and duration on wear characteristics of iron based powder metal parts. *Material And Manufacturing Processes*, **2**: 15-16
- Babbush, C.A., Hahn, J.A., Krauser, J.T. ve Rosenlicht, J.L. (2011). Saunders Elsevier Company, *Dental Implants Book*. 2nd Edition, USA, 544.
- Battal T. (1996). Hassas döküm ile üretilen femoral implantların ısıl sprej metotları ile geliştirilmesi. Yüksek Lisans Tezi, İstanbul Teknik Üniversitesi. Fen Bilimleri Enstitüsü, İstanbul.
- Biehl, V. ve Breme,J. (2001). Mat.-Wiss.U.Werkstofftech. *Metallic Biomaterials*, **32**: 137-141.
- Black, J. ve Hastings, G. (1998). Chapman And Hall Publication. *Handbook Of Biomaterial Properties*, **3**: 21-22.
- Bedir, F. ve Ogel, B (2002). TiC ve SiC katkılı alüminyum kompozitlerin azot atmosferi altında sıcak preslenmesi. 10. International metallurgy and materials congress, İstanbul, Turkey, 1713-1719.

- Brown, W.P. ve Constantz. B. (1994). Hydroxyapatite and related materials. New York, 124-126.
- Buddy, D. R., Allan S. H., Frederick J. S. ve Jack E. L. (1996). Biomaterials science an introduction. *Materials in Medicine*. **2**: 19-20.
- Buehler, W.J., Gilfrich, J.V. ve Wiley, R.C (1963). *Jour. Appl. Phys*: 34-35.
- Bulut, Y. ve Erdoğan.Ü. H., (2011). Selüloz esaslı doğal liflerin kompozit üretiminde takviye materyali olarak kullanımı, 27.
- Büyük larousse sözlük ve ansiklopedisi, **13**: 6853.
- Corces, A. (2004). Metallic Alloys, *Medicine Instant Access To The Minds Of Medicine*, **1**: 11.
- Çiftçi, İ (2007). Kesici takımlar ve kesme teorisi ders notları. Z.K.Ü. Karabük Teknik Eğitim Fakültesi Ders Notları, Karabük.
- Çini, A (2015). Yetersiz kemik seviyesi olan çeneler için yeni dental implant tasarımı. Hitit Üniversitesi, Doktora Tezi, Fen Bilimleri Enstitüsü, Çorum.
- Davis J.R. (2003). Handbook Of Materials For Medical Devices. **3**: 684.
- De Garmo, E.P., Black, J.T. ve Kohser, R.A. (1997). Materials and processes in manufacturing. Prentice-hall incorporation, New Jersey, USA: 652.
- Demetroscu, I. ve Popescu, B. (2003). Aspects Of Metalic Biomaterials Degradation In Various Simulated Biological Fluids. *Europcan Cells And Materials*. 7-9.
- Dikici, T (2016). Biyomedikal uygulamalar için Ti implantların mikro ve nano yapıları titanyum oksit filmlerle kaplanması ve mekanik özelliklerinin incelenmesi. Doktora Tezi, Dokuz Eylül Üniversitesi, Fen Bilimleri Enstitüsü, İzmir.
- Dizen, F. (2008). Osteointegre dental implant yapılmış hastalarda 1l-1 genotipi ve düzeylerinin incelenmesi. Doktora Tezi, İstanbul Üniversitesi, Sağlık Bilimleri Enstitüsü, İstanbul.

- Dorozhkin, S. V. (2011). Calcium orthophosphates: occurrence, properties, biomineralization, pathological calcification and biomimetic applications. *Biomatter*, **1**, 121–164.
- Dowson, G. ve Whittaker, D. (2008). Introduction to powder metallurgy. Epma Press. 23-24.
- Duerig, T.W., Melton, K.N., Stockel, D. ve Wayman, C.M. (1990). Engineering Aspects Of Shape Memory Alloys. *Butterworth-Heinemann*, London, 77-78
- Erdoğan, M. (2001). Mühendislik alaşımlarının yapı ve özellikleri, Cilt 2, demirdışı alaşımlar, İstanbul
- Fischer, P. ve Romano, V., Weber, H.P., Karapatis, N.P., Boillat, E. ve Glardon, R. (2003). Sintering of commercially pure titanium powder with a nd:yag laser source. *Acta Materialia*, **51(6)**: 1651-1662.
- German. R.M. (2007). Toz metalurjisi ve parçacıklı malzeme işlemleri. Türk toz metalurjisi derneği, Ankara, 31-33.
- Gideon, N.L., Ralf, S. ve Kruth J.P. (2003). Rapid manufacturing and rapid tooling with layer manufacturing technologies. *State of the art and future perspective annals of the cirp*, **52(2)**: 589-609.
- Gökçe, A. (2013). Toz metalurjisi yöntemiyle üretilen al-cu alaşımlarının mekanik özelliklerinin geliştirilmesi. Sakarya Üniversitesi, Fen Bilimleri Enstitüsü, Doktora Tezi, Sakarya.
- Gökçe A., Fındık F. ve Kurt A. O. (2017). Alüminyum ve alaşımlarının toz metalurjisi işlemleri, Mühendis ve makine, Cilt 58, 686
- Gökgöz, E.E. 2010. Renklendirilmiş organik-TiO₂ ile kaplanmış camların yapısal, optik ve elektriksel özelliklerinin incelenmesi. Süleyman Demirel Üniversitesi, Isparta.

- Gümüşderelioğlu, M. (2002). Yeni ufuklara biyomalzemeler. *Bilim ve Teknik Dergisi*, **7**: 25
- Güven, ř. Y. 2014. Biyouyumluluk ve biyomalzemelerin seçimi. *Mühendislik bilimleri ve tasarım dergisi* **2(3)**: 68
- Hench L.L (1991). Bioceramics from concept to clinic. *Journal of the american ceramic society*, **74 (7)**: 1487-1510.
- Hench, L. L. ve Wilson, J. (1993). An introduction to bioceramics. *World scientific*. Chapter 1.4. Singapore. **226**: 630-636
- Hollinger J. ve Brekke J. (1996). Role of bone substitutes. *Clin orthop*; **324**:55-65.
- Hopkinson, N. ve Dickens, P. (2001). Rapid prototyping for direct manufacture. *Rapid prototyping journal*, **7(4)**: 197- 202.
- Horowitz, E. ve Parr, J. E. (1994). Characterization and performance of calcium phosphate coatings for implants, Miami. 57-58.
- Izhar, A.A. (2010). Microstructure and mechanical properties of ti-6al-4v produced by selective laser sintering of pre-alloyed powders. Yüksek Lisans Tezi, University Of Waikato, Yeni Zelanda, 50.
- İzgi, B.M. ve Zor, M. S.(2013).Biyopolimerlerin ortopedik uygulamaları, İstanbul, 3.
- Jenkins, I. ve Wood, J.V. (1991). Powder metallurgy: an overview, the institute of metals, ABD.
- Karaaslan, A. (2010). Mühendislik alaşımları için faz diyagramları: 308, İstanbul
- Karataş, C. ve Sarıtaş, S (1998). Toz enjeksiyon kaplama: Bir ileri teknoloji imâlat metodu. *Gazi üniversitesi mühendislik mimarlık fakóltesi dergisi*. Ankara.

- Kartal, Y. (2009). Farklı yüzey özelliklerine sahip implantlarda basic fibroblast growth factor'ün implant çevresindeki sert doku iyileşmesine etkisinin mekanik testler ile değerlendirilmesi. Doktora Tezi, Ankara Üniversitesi, Sağlık Bilimleri Enstitüsü, Ankara.
- Kattı, S. K. (2004). Biomaterials in total joint replacement colloids and surfaces b:biointerfaces. **39**: 133-142
- Keskin, A. (2000). Hidroksiapatit seramiklerin mekanik özelliklerinin zirkoya ilavesi ile geliştirilmesi. Yüksek Lisans Tezi, İstanbul Teknik Üniversitesi, Fen Bilimleri Enstitüsü, İstanbul.
- Kevenlik, O.F (2011). Toz metalurjisi yöntemiyle SiC takviyeli Al esaslı kompozit imâlatı ve mekanik özelliklerinin incelenmesi. Yüksek Lisans Tezi, Kırıkkale Üniversitesi, Fen Bilimleri Enstitüsü, Kırıkkale.
- Kolosov, S., Vansteenkiste, G., Boudeau, N., Gelin, J.C. ve Boillat, E. (2006). Homogeneity aspects in selective laser sintering (SLS). *Journal of materials processing technology*, **177**: 348–351.
- Kökden, A. ve Türker, M. (2004). Oral ve maksillofasiyal cerrahide kullanılan kemik greftleri ve biyomalzemeler. *Turk j biochem*, **29(1)**: 1-172.
- Köktaş, S. (2015). Ti6Al4V alaşımının içyapı ve yüzey özelliklerinin CaP bileşikleriyle doyurulmuş mg içerikli MaO filmlerinin oluşumuna etkisi. Yüksek Lisans Tezi, Dokuz Eylül Üniversitesi, İzmir.
- Köymen Ç. P. (2009). Co bazlı implant malzemeler üzerine hap filmlerinin üretilmesi ve fiziksel ve mekaniksel özelliklerinin incelenmesi. Yüksek Lisans Tezi, Dokuz Eylül Üniversitesi, Fen Bilimleri Enstitüsü, İzmir.
- Kurt, A. (2003). Toz metal malzemelerin kaynaklanabilirliği, türk toz metalurjisi derneği haber bülteni, 41-42.

- Kükürtçü, B. (2008). Biyoaktif cam ve cam-seramik malzemelerin üretimi ve yapay vücut sıvısı içerisindeki davranımlarının incelenmesi. Yüksek Lisans Tezi, İstanbul Teknik Üniversitesi, Fen Bilimleri Enstitüsü, İstanbul.
- Levy, G.N., Schindel, R. ve Kruth, J.P. (2003). Rapid manufacturing and rapid tooling with layer manufacturing (LM) technologies. *State of the art and future perspectives, cirp annals*, **52(2)**: 589.
- Liu D. M. ve Yang Q. ve Troczynski T (2002). Sol–gel hydroxyapatite coatings on stainless steel substrates. *Biomaterials*, **23**: 691–698.
- Liu, J (1999). Densification and shape retention in supersolidus liquid phase sintering. *Acta mater.* **47(18)**: 4615 4626.
- Marangoz S. (2011). Kemik çimentosu. *Totbid dergisi*, **10(2)**: 103-108.
- Matik U, (2010). Akımsız ni kaplamalarda ısı işlemin sertlik ve aşınma özelliklerine etkisi. Doktora Tezi, Gazi Üniversitesi, Fen Bilimleri Enstitüsü, Ankara.
- Migliaresi, C. ve Salernitano, E., (2003). Composite materials for biomedical applications; a review. *J Appl Biomat & Biomech*, **1**: 3-18
- Misch,C.E. ve Bidez,M.W.(2005).a scientific rationale for dental implant design. *Contemporary implant dentistry*.Mosby Elsevier,St.Louis,Missouri,USA: 874.
- Niinomi, M (1998). Mechanical properties of biomedical titanium alloys. *Materials science and engineering*, **243**: 231-236.
- Ning, Y. (2005). Process parameter optimization for direct metal laser sintering (DMLS). Doktora Tezi, National University Of Singapore, Department Of Mechanical Engineering, Singapur: 121.
- Özkan, A., Şişik, N. ve Öztürk, U. (2016). Kompozit malzemelerin ağız, yüz, çene cerrahisinde kullanımı ve malzeme uygunluklarının belirlenmesi. *Bilim ve teknoloji dergisi*, **4**: 227-242.

- Özsoy, Ö. (2010). Etken madde içeren kemik çimentolarının hazırlanması ve karakterizasyonu. Yüksek Lisans Tezi, Hacettepe Üniversitesi, Fen Bilimleri Enstitüsü, Ankara.
- Özyılmaz, E. (2014). Kısa dental implantlarda implant üstü protetik yapılara etki eden fonksiyonel kuvvetlerin sonlu elemanlar analizi yöntemiyle incelenmesi. Yüksek Lisans Tezi, Hitit Üniversitesi, Fen Bilimleri Enstitüsü, Çorum.
- Pham, D.T. ve Gault, R.S. (1998). A comparison of rapid prototyping technologies. *International journal of machine tools and manufacture*, **38 (10)**: 1257-1287.
- Park J.B. ve Kim Y.K (2000). Metallic biomaterials, the biomedical engineering handbook: second edition. Crc press llc.
- Park, B. J. Ve Bornizo, D. J. (2003). Biomaterials Principles And Applications, Crc Press, New York.
- Park, B.J. ve Lakers, S. (1992). Biomaterials As Introduction, Plenum Press, New York And London.
- Park, J. ve Lakes, R.S (2007). Biomaterials An Introduction (3. Baskı). New York: Springer Science Business Media.
- Pasinli, A (2004). Biyomedikal uygulamalarda kullanılan biyomalzemeler. *Makine teknolojileri elektronik dergisi*, **4**: 25-34 / 31-32.
- Piconi, C. ve Maccauro, G (1999). Zirconia as a ceramic biomaterial. *Biomaterials*, **20**: 1-25.
- Price, P.E. ve Kohler, S.P. (2004). Hot isostatic pressing of metal powders. *Asm metals handbook*. **7**: 419 444.
- Rahaman, M. R. (2008). Sintering of ceramics. *Crc press taylor&francis group*. ABD, 46.
- Rehber ansiklopedisi, **10**: 286-287

- Rino, J.P. ve Studart, N. (1999). Structural Correlations İn Titanium Dioxide. Physical Review.
- Rochusa, P., Plesseria, J.Y., Van, E.M., Kruthb, J.P., Carrusc, R. ve Dormalc, T. (2007). New applications of rapid prototyping and rapid manufacturing technologies for space instrumentation. *Acta astronautica*, **61**: 352-359.
- Sarıtaş, S. ve Türker, M. ve Durlu, N (2007). Toz metalurjisi ve parçacıklı malzeme işlemleri. *Türk toz metalurjisi yayınları*. **5**: 2-34, 206-237, 379-410
- Scharnweber, D. (2005). Metals as biomaterials. *Molecular bioengineering*. Lec. 01.
- Schatt, W. ve Wieters, K.P. (1997). Powder metallurgy processing and materials, EPMA. 492.
- Sevencan A. ve Seber S. (2011). Polimerler. *Totbid dergisi*; **10(2)**: 96–102.
- Shackelford, J.F. (1999). Bioceramics: applications of ceramic and glass materials in medicine. Trans tech publications ltd. Ve uetikonzuerich. Switzerland.
- Song, J.L., Li, Y.T, Deng, Q.L. ve Hu, D.J. (2007). Rapid prototyping manufacturing of silica sand patterns based on selective laser sintering. *Journal of materials processing technology*, **187**: 614–618.
- Tanaka, H. (2012). Strongly connected ex situ mgb2 polycrystalline bulks fabricated by solid-state self-sintering. *Supercond. Sci. Technol.* **25**: 115 122.
- Taş A.C (2007). Ortopedik ve dental kalsiyum fosfat çimentoları. *Tüba günce dergisi*. **36**: 58
- Thummler, F. ve Obracker, R. (1993). Introduction to powder metallurgy. Cambridge university press. 25-26
- Trent, E.M. (1989). Metal cutting. *Butter worths press*. London, UK, 464.
- Tuncer, S. ve Demirci, M (2011). Dental malzemelerde biyoyumluluk değerlendirmeleri. *Atatürk Üniv. Diş Hek. Fakültesi Derg.* Cilt 21. **2**: 141-143.

- Tweden, K.S., Maze, G.I., Mcgee, T.D., Runyon, C. L. ve Niyo, Y. (1999). Evaluation of the tissue response of organic, metallic, ceramic and osteoceramic tooth roots. Trans tech publications. 17-36
- Ulm, C., Solar, P. ve Blahaut, R (1992). Oral surg. Oral med. Oral pathol. 131-136.
- Ungan, G. G. (2009). Ti bazlı implant malzemeler üzerine HAP filmlerinin üretilmesi ve korozyon özelliklerinin incelenmesi. Yüksek Lisans Tezi, Dokuz Eylül Üniversitesi, Fen Bilimleri Enstitüsü, İzmir.
- Upadhyaya, G.S. (2000). Sintered metallic and ceramic materials. 33-34.
- Vangölü, S.Y. (2011). Mikroark oksidasyonu ve hidrotermal işleme Ti6Al4V alaşımı üzerinde hidroksiapatit oluşumu, in vitro ve in vivo şartlarda kullanımının araştırılması. Doktora Tezi, Atatürk Üniversitesi, Fen Bilimleri Enstitüsü, Erzurum.
- Weissgaerber, T. (2007). Introduction to pm, a residential training course for young materials engineers. Course booklet. 135-155.
- Williams, J.C (1986). Titanium:Alloying.M.B.Bever.(ED.).Encyclopedia of materials science and engineering. USA. Pergamon Press. 5086 – 5089.
- Yalçın, H. ve Koç, T. (2014). Mühendisler İçin Korozyon, Genişletilmiş 2. Baskı. 185 Ankara
- Yıldırım Z. S. ve Bakır E. P. ve Bakır Ş. ve Aydın M.S. (2017). Diş Hekimliğinde Biyouyumluluk ve Değerlendirme metotları, Derleme.

İnternet Kaynakları

1. <https://bircelik.com/tr/kategori/316l-1-4404->, 03.08.2018
2. <http://www.uzkarmakina.com/Cr-elementinin-ozellikleri-ve-faydalari/>, 09.07.2018
3. <http://www.nkfu.com/Co-nedir-Co-elementinin-ozellikleri>, 02.03.2018
4. <http://hakkindabilgial.com/Co>, 02.03.2018
5. <http://resource.npl.co.uk/mtdata/phdiagrams/cocr.htm>, 07.11.2016
6. <http://www.akyaymetal.com.tr/index.php/titanyum-alasimlari>, 03.08.2018
7. <http://www.himikatus.ru/art/phase-diagr1/Co-Ti.php>, 07.11.2016
8. <http://resource.npl.co.uk/mtdata/phdiagrams/crti.htm>, 07.11.2016
9. <http://arsivbelge.com/yaz.php?sc=1629>, 07.11.2016
10. https://www.google.com.tr/search?q=dental+implant&rlz=1C1GCEA_enTR789TR789&source=lnms&tbm=isch&sa=X&ved=0ahUKEwj9ydCH1O_dAhXFLVAKHYF7Bs8Q_AUIDigB&biw=1366&bih=608#imgsrc=zTzAF44rrv4s_M:, 03.08.2018
11. <http://www.custompartnet.com/wu/selective-laser-sintering>, 09.12.2015
12. <http://arsivbelge.com/yaz.php?sc=3726>, 28.10.2018
13. <http://www.karfo-endustriyel.com.tr/product/17/nikon-ma100>, 07.11.2016
14. <https://www.nikonmetrology.com/en-us/product/eclipse-ma100ma100l>, 07.11.2016
15. <https://www.mee-inc.com/hamm/energy-dispersive-x-ray-spectroscopyeds/>, 07.11.2016
16. https://www.google.com.tr/search?q=vickers+sertlik+deneyi&rlz=1C1GCEA_enTR789TR789&source=lnms&tbm=isch&sa=X&ved=0ahUKEwjOp3mneHbAhWO-aQKHRWwA-wQ_AUICigB&biw=1366&bih=613#imgsrc=HDyaAZY2wSzQJM:, 07.11.2016
17. <http://merlab.metu.edu.tr/tr/x-isini-difraktometresi>, 07.11.2016

ÖZGEÇMİŞ

Adı Soyadı : Okan Aytuğ Kuloğlu
Doğum Yeri ve Tarihi : Aydın / 24.04.1993
Yabancı Dili : İngilizce, Almanca
İletişim : +905435505983 / ayt_klql1993@hotmail.com
Eğitim Durumu (Kurum ve Yıl)
Lise : Didim Esra Karakaya Anadolu Lisesi (2007-2011)
Lisans : Afyon Kocatepe Üniversitesi, Metalurji ve Malzeme Mühendisliği Bölümü, (2011-2016)
Yüksek Lisans : Afyon Kocatepe Üniversitesi, Fen Bilimleri Enstitüsü, Metalurji ve Malzeme Mühendisliği Anabilim Dalı, (2016-2018)