



**BİYOMEDİKAL UYGULAMALAR İÇİN
Tİ-5NB-5SN ALAŞIMININ ÜRETİMİ
VE KARAKTERİZASYONU**

YÜKSEK LİSANS TEZİ

Melis CANER

Danışman
Doç. Dr. Atilla EVCİN

BİYOMEDİKAL MÜHENDİSLİĞİ

ANABİLİM DALI

Haziran 2019

Bu tez çalışması 17.FEN.BİL.14 numaralı proje ile BAPK tarafından desteklenmiştir.

AFYON KOCATEPE ÜNİVERSİTESİ
FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

YÜKSEK LİSANS TEZİ

BIYOMEDİKAL UYGULAMALAR İÇİN Tİ-5NB-5SN
ALAŞIMININ ÜRETİMİ VE KARAKTERİZASYONU

Melis CANER

Danışman
Doç. Dr. Atilla Evcin

BIYOMEDİKAL MÜHENDİSLİĞİ
ANABİLİM DALI

Haziran 2019

TEZ ONAY SAYFASI

Melis CANER tarafından hazırlanan “Biyomedikal uygulamalar için Ti-5Nb-5Sn alaşımının üretim ve karakterizasyonu” adlı tez çalışması lisansüstü eğitim ve öğretim yönetmeliğinin ilgili maddeleri uyarınca 14 / 06 / 2019 tarihinde aşağıdaki jüri tarafından **oy birliği** ile Afyon Kocatepe Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü **Biyomedikal Mühendisliği Anabilim Dalı’nda YÜKSEK LİSANS TEZİ** olarak kabul edilmiştir.

Danışman : Doç. Dr. Atilla EVCİN

Başkan : Doç. Dr. Bülent AKTAŞ
Harran Üniversitesi, Mühendislik Fakültesi

Üye : Doç. Dr. Uçman ERGÜN
Afyon Kocatepe Üniversitesi, Mühendislik Fakültesi

Üye : Doç. Dr. Atilla EVCİN
Afyon Kocatepe Üniversitesi, Mühendislik Fakültesi

İmza


Afyon Kocatepe Üniversitesi
Fen Bilimleri Enstitüsü Yönetim Kurulu’nun
...../...../..... tarih ve
..... sayılı kararıyla onaylanmıştır.

.....
Prof. Dr. İbrahim EROL
Enstitü Müdürü

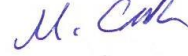
BİLİMSEL ETİK BİLDİRİM SAYFASI
Afyon Kocatepe Üniversitesi

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

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

beyan ederim.

17/07/2019



İmza

Melis CANER

ÖZET
Yüksek Lisans Tezi

**BİYOMEDİKAL UYGULAMALAR İÇİN Tİ-5NB-5SN ALAŞIMININ ÜRETİMİ VE
KARAKTERİZASYONU**

Melis CANER

Afyon Kocatepe Üniversitesi

Fen Bilimleri Enstitüsü

Biyomedikal Mühendisliği Anabilim Dalı

Danışman: Doç. Dr. Atilla Evcin

Biyomedikal uygulamalarda en çok kullanılan alaşımlardan biri olan Ti6Al4V alaşımı kemik dokusunda aşınmaya neden olduğu öngörülmektedir. Bu çalışmada V yerine Beta (β) fazı kararlı yapıcı ve toksik etki göstermeyen Niyobyum (Nb), Alüminyum yerine Kalay (Sn) elementi kullanılarak Ti-5Nb-5Sn(0-3)Mo alaşımı üretilmiştir. Bu alaşımı üretim yöntemi olarak kolay şekillendirme ve daha az maliyet açısından avantajlı olan toz metalurjisi yöntemi kullanılmıştır. Daha sonra üretim aşamalarının alaşımın özelliklerine etkisi, Ti alaşıma Nb, Sn katkılanırılması ve Mo oranının mikro yapı ve mekanik özelliklere etkisi üzerine çalışılmıştır. Daha önce çalışılmayan özgün bir alaşım oranı Ti-5Nb-5Sn, Tİ-5Nb-5Sn-1Mo, Tİ-5Nb-5Sn-2Mo, Tİ-5Nb-5Sn-3Mo ile yeni bir biyomalzeme geliştirilmiştir. XRD, SEM görüntüleri alınmış EDS analizi, yoğunluk ölçümü, temas açısı ölçümü, partikül boyutu ölçümü ve aşınma testleri yapılmıştır. 2 saat bilyesiz, 8 saat bilyeli öğütme sonucu Nb ve Sn metalleri Ti içerisinde iyi çözünmüştür. Ti-5Nb-5Sn alaşımına %1,%2, %3 Mo katkısı sonucu: temas açısı, metal tozların sertliği azalmış; metal alaşımların yüzey pürüzlülüğü, sürtünme katsayısı, aşınma hızı artış göstermiştir. Partikül boyutu, %1 Mo ile artmış %2 ve %3 Mo katkısı ile azalma göstermiştir. Göreceli yoğunluk ise %1 Mo katkısı ile artış göstermiş olup %2 ve %3 Mo katkısı ile azalmıştır.

2019, ix+ 54 sayfa

Anahtar Kelimeler: Biyomalzeme, Titanyum, Titanyum Alaşımları, Biyomedikal Uygulamalar

ABSTRACT
M.Sc. Thesis

**PRODUCTION AND CHARACTERIZATION OF TI-5NB-5SN ALLOY FOR
BIOMEDICAL APPLICATIONS**

Melis CANER

Afyon Kocatepe University

Graduate School of Natural and Applied Sciences

Department of Biomedical Engineering

Supervisor: Assoc.Prof. Atilla EVCİN

It is anticipated that Ti6Al4V alloy, which is one of the most used alloys in biomedical applications, causes abrasion on bone tissue. In this study, Ti-5Nb-5Sn(0-3)Mo alloy was produced by using Beta (β) phase stable builder and Niobium (Nb), which has no toxic effect, instead of V, and Tin (Sn) element was used instead of Aluminum. Powder metallurgy, which is advantageous in terms of easy forming and less cost, was used as the production method of this alloy. Afterwards, the effect of production stages on alloy properties. Nb, Sn doping to Ti alloy and Mo ratio on microstructure and mechanical properties were examined. A new biomaterial was developed with a unique alloy ratio Ti-5Nb-5Sn1Mo, Ti-5Nb-5Sn-2Mo, Ti-5Nb-5Sn-3Mo, which wasn't studied beforehand. XRD, SEM images were taken, EDS analysis, density measurement, contact angle measurement, particle size, measurement and wear tests were performed. Nb and Sn metals were well dissolved in Ti after 2 hours ball-free grinding and 8 hours ball-grinding. 1%, 2%, 3% Mo additive to Ti-5Nb-5Sn alloy: reduced contact angle, reduced hardness of metal powders; surface roughness, friction coefficient, wear rate of metal alloys increased. Particle size was increased by 1% Mo and decreased by 2% and 3% Mo. The relative density increased with 1% Mo and decreased with 2% and 3% Mo.

2019, ix + 54 pages

Keywords: Biomaterials, Titanium, Titanium Alloys, Biomedical Applications

TEŞEKKÜR

Bu araştırmanın konusu, deneysel alışmaların ynlendirilmesi, sonuların değerlendirilmesi ve yazımı aşamasında yapmış olduğu büyük katkılarında dolay tezdanişmanım Sayın Doç.Dr. Atilla EVCİN ve Sayın Arş. Gör. Ahmet Burçin BATIBAY' a, araştırma ve yazım süresince yardımlarını esirgemeyen arkadaşım Ezel KARAKUŐ' a her konuda öneri ve eleştirileriyle yardımlarını gördüğüm hocalarıma, bu araştırma boyunca maddi ve manevi desteklerinden dolay aileme teşekkür ederim.

Bu tez alışması 17.FEN.BİL.14 numaralı proje ile AK bilimsel Araştırma Projeleri Komisyonu tarafından desteklenmiş olup desteklerinden dolay AK Fen Bilimleri Araştırma Projeleri Komisyonu'na teşekkür ederim.

Melis CANER
AFYONKARAHİSAR, 2019

İÇİNDEKİLER DİZİNİ

Sayfa

ÖZET	i
ABSTRACT	ii
TEŞEKKÜR	iii
İÇİNDEKİLER DİZİNİ.....	iv
SİMGELER ve KISALTMALAR DİZİNİ	vi
ŞEKİLLER DİZİNİ	vii
ÇİZELGELER DİZİNİ.....	viii
RESİMLER DİZİNİ	ix
1. GİRİŞ	1
2. LİTERATÜR BİLGİLERİ	3
2.1 Biyomalzemeler	3
2.1.1 Biyomalzemelerin Tarihçesi.....	4
2.1.2 Biyomalzemelerden Beklenen Özellikler	4
2.2 Biyomalzemelerin Sınıflandırılması	6
2.2.1 Seramik Biyomalzemeler	6
2.2.2 Polimerik Biyomalzemeler	7
2.2.3 Kompozit Biyomalzemeler	8
2.2.4 Metalik Biyomalzemeler	9
2.3 Titanyum	11
2.3.1 Titanyum Genel Bilgiler	11
2.3.2 Titanyum Atomik Özellikleri	12
2.3.3 Titanyum Kimyasal Özellikleri	14
2.3.4 Titanyum Mekanik Özellikleri	14
2.3.5 Titanyum Biyolojik Özellikleri	15
2.4 Titanyum Alaşımların Sınıflandırılması	15
2.5 Titanyumun Biyomedikal Alanda Kullanımı	18
3. MATERYAL ve METOT	20
3.1 Toz Metalurjisi.....	20
3.1.1 Tozların Hazırlanması	21
3.1.2 Karıştırma	21

3.2 Mekanik Alaşım Yöntemi ile Toz Üretimi	21
3.2.1 Presleme	23
3.2.2 Sinterleme	24
3.3 Deney Numunelerin Hazırlanması.....	25
3.3.1 Metal Tozların Spex 8000D Cihazında Karıştırılması	27
3.3.2 Metal Tozların Preslenmesi	30
3.3.3 Metal Tozların Sinterlenmesi	31
3.4 Metal Alaşım Yapan Analizler	32
3.4.1 X Işımı Difraksiyonu (XRD).....	32
3.4.2 Taramalı Elektron Mikroskobu (SEM) Analizi	33
3.4.3 Temas Açısı Analizi	34
3.4.4 Arşimet Prensibi ile Yoğunluk Ölçümü	35
3.4.5 SEM Görüntülerinden Faydalanarak Partikül Boyutu Ölçümü.....	36
3.4.6 Mikrosertlik Ölçümü	36
4. BULGULAR	38
4.1 X Işımı Difraksiyonu (XRD) Sonuçları.....	38
4.2 Elementel Analiz Destekli Görüntü İnceleme (SEM/EDS) Sonuçları	39
4.3 Temas Açısı Analiz Sonuçları	42
4.4 Arşimet Prensibi ile Yoğunluk Ölçümü Sonuçları	43
4.5 Metal Tozların Partikül Boyutu Analizi Sonuçları	44
4.6 Sertlik Ölçümü Sonuçları.....	45
4.7 Aşınma Deneyleri	45
5. TARTIŞMA ve SONUÇ	48
6. KAYNAKLAR.....	50
ÖZGEÇMİŞ.....	54

SİMGELER ve KISALTMALAR DİZİNİ

Simgeler

Ni	Nikel
Cr	Krom
Al	Alüminyum
V	Vanadyum
Co	Kobalt
Zr	Zirkonyum
Sn	Kalay
Mo	Molibden
Ta	Tantal
Nb	Niyobyum
Mg ⁺²	Magnezyum İyonu
B	Beta
K ⁺¹	Potasyum İyonu
Ca ⁺²	Kalsiyum İyonu
Na ⁺	Sodyum İyonu
TiO	Titanyum Oksit
°C	Santigrat
Mn	Manganez

Kısaltmalar

Cp-Ti	Saf Titanyum
EDS	Enerji saçınım spektrometresi
Gpa	Gigapascal
HMK	Hacim merkezli kübik yapı
HV	Vickers sertliği
kV	Kilovolt
Mpa	Megapascal
PA	Poliamid
PCA	Proses kontrol ajanı
PE	Polyester
PMMA	Polimetilmetakrilat
PP	Polipropilen
ppm	Milyonda bir
PVC	Polivinil Klorür
PTFE	Polietrakloroetilen
SPH	Sıkı paket hegzagonal
SEM	Taramalı elektron mikroskopu
TM	Toz metalurjisi

ŞEKİLLER DİZİNİ

Sayfa

Şekil 2.1 Sıkı paket hegzagonal yapı (a) ve hacim merkezli kübik kristal yapı (b).....	13
Şekil 2.2 Farklı alaşımların titanyum faz diyagramına etkileri	17
Şekil 3.1 Deneysel akış şeması.....	25
Şekil 4.1 Elementel TiNbSn, Ti-5Nb-5Sn, Ti-5Nb-5Sn-1Mo, Ti-5Nb-5Sn-2Mo, Ti-5Nb-5Sn-3Mo alaşımlarının sinter öncesi X-ışını difraksiyon paterni.....	38
Şekil 4.2 Sinter öncesi ve 400 °C 'de 1 saat 1000 °C 'de 2 saat sinterlenen alaşımlar (a) Ti-5Nb-5Sn, (b) Ti-5Nb-5Sn-1Mo, (c) Ti-5Nb-5Sn-2Mo, (d) Ti-5Nb-5Sn-3Mo.....	39
Şekil 4.3 Ti-5Nb-5Sn alaşımı EDS analizi.....	40
Şekil 4.4 Ti-5Nb-5Sn-1Mo alaşımı EDS analizi.....	40
Şekil 4.5 Ti-5Nb-5Sn-2Mo alaşımı EDS analizi.....	41
Şekil 4.6 Ti-5Nb-5Sn-3Mo alaşımı EDS analizi.....	41
Şekil 4.7 Ti-5Nb-5Sn , Ti-5Nb-5Sn-1Mo, Ti-5Nb-5Sn-2Mo, Ti-5Nb-5Sn-3Mo alaşımlarının yoğunluk değerleri	43
Şekil 4.8 Metal alaşımların partikül boyutları.....	44
Şekil 4.9 Metal alaşımların mikrosertlik ölçümü	45
Şekil 4.10 Aşınma sonrası SEM görüntüleri	46
Şekil 4.11 Titanyum alaşımların aşınma hızı değerleri.....	46
Şekil 4.12 Titanyum alaşımların yüzey pürüzlülük değerleri	47
Şekil 4.13 Titanyum alaşımların sürtünme katsayısı değerleri	47

ÇİZELGELER DİZİNİ

	Sayfa
Çizelge 2.1 Biyomalzemelerden beklenen özellikler	5
Çizelge 2.2 Biyomalzemelerin sınıflandırılması	6
Çizelge 2.3 Bazı metal alaşımların biyomedikal alanda kullanımı	10
Çizelge 2.4 Bazı titanyum elementinin ve alaşımlarının temel özellikleri.....	12
Çizelge 2.5 Titanyum'un mekanik özellikleri.....	15
Çizelge 2.6 Titanyum alaşımlarının sınıflandırılması.....	16
Çizelge 2.7 α , $\alpha + \beta$ Alaşımları , β alaşımlarının özellikleri	17
Çizelge 2.8 Biyomedikal uygulamalarda kullanılan bazı titanyum alaşımların mekanik özellikleri	18
Çizelge 3.1 Toz karışım miktarları.....	26
Çizelge 4.1 Ti-5Nb-5Sn-(0-3)Mo alaşımı temas açısı ölçümleri.....	42
Çizelge 4.2 Ti-5Nb-5Sn, Ti-5Nb-5Sn-1Mo, Ti-5Nb-5Sn-2Mo, Ti-5Nb-5Sn-3Mo alaşımlarının yoğunluk değerleri	43

REZİMLER DİZİNİ

Sayfa

Resim 2.1 (a) NiTi alaşımından yapılmış bir vasküler stent ve (b) bir anevrizma klipsi	11
Resim 2.2 Biyomedikal uygulamalarda kullanılan metal implantlar,(a) Diş implantları (b) Ortopedik alanda kullanılan implantlar, (c) Kalp-damar stent, (d) Yapay kalp kapakçığı	19
Resim 3.1 Metal alaşımlama işlemindeki tozların deformasyon karakteristiği	22
Resim 3.2 Bilyeli öğütme mekanizması	23
Resim 3.3 Genel presleme işlemi basamakları	23
Resim 3.4 Mbraun LABstar glove box	27
Resim 3.5 Tungsten karbür öğütme kapları	27
Resim 3.6 Spex TM 8000D öğütme cihazı	28
Resim 3.7 Manuel hidrolik pres	30
Resim 3.8 Sinterleme fırını çalışma mekanizması	31
Resim 3.9 Labaratuvarında kullanılan sinterleme fırını	32
Resim 3.10 Shimadzu XRD-6000 marka XRD cihazı	33
Resim 3.11 Hitachi SU 1510 EDS analiz cihazı	34
Resim 3.12 KSV Attension ThetaLite TL 101 Optical Tensiometre temas açısı analiz cihazı	35
Resim 3.13 A&D GR 200 yoğunluk ölçüm cihazı	35
Resim 3.14 (a) Ti-5Nb-5Sn, (b) Ti-5Nb-5Sn-1Mo, (c) Ti-5Nb-5Sn-2Mo, (d) Ti-5Nb-5Sn-3Mo	36
Resim 3.15 Shimadzu marka sertlik ölçüm cihazı	37

1. GİRİŞ

Biyomalzemeler, dokuların, organların, uzuvların eksik ya da hastalıklı eskisi gibi işlevini göremeyen kısımlarının yerine kullanılan doğal veya yapay olarak bulunan iskelet ya da implant olarak kullanılan malzemelerdir. Biyomalzeme alanında büyük ilerlemeler kaydedilmesine rağmen, vücuttaki her parçanın yapay bir biyomalzeme ile değiştirilebilme imkânı bulunmamaktadır. Bu yüzden günümüzde medikal uygulamalarda hala aşılamamış bazı sorunlar vardır. Bu sorunların çözümünde, biyomedikal mühendisliği, doku mühendisliği, biyomekanik bilimi, nanoteknoloji, biyomalzeme bilimi farklı seçenekler sunmaktadır. Özellikle üç boyutlu yazıcılar nanoteknoloji ve bilişim teknolojileri gelişmelerle uyumlu biyomalzemelerin sağlıklı, ekonomik ve biyouyumlu olarak kullanılabilmesi ve daha mükemmel biyomalzemelerin üretilmesi yönünde yoğun çalışmalar halen sürdürülmektedir. Malzemeyi çevreleyen dokuların değişimlerine engel olmayan ve dokularda istenmeyen etki ve tepkiler oluşturmayan yani biyoinert, biyouyumlu sentetik ya da doğal biyomalzemelerin implant malzemeleri olarak kullanılmaktadır (Kalelioğlu 2015).

Dünyada ve ülkemizde kullanılan milyonlarca medikal malzeme veya implant ile klinikte kullanılan cihazların sınırlamalarının yerine mühendislik materyallerine büyük bir talep vardır. Günümüzde kullanılan metalik biyomalzemeler genel olarak ticari saf titanyum (Cp-Ti), Co-Cr alaşımları, Ti6Al4V ve paslanmaz çelikler içerir. Özellikle ortopedi alanında ve dental implantlarda, protezler de metalik biyomalzemelerin başarısızlığına sebep olan başlıca nedenleri metal iyonların salınmasına bağlı ortaya çıkan toksik etki, elastik modülün vücut ile uyumsuzluğundan dolayı oluşan korozyon, aşınma ve yıpranmaya sebep olan inflamasyondan kaynaklanmaktadır. Metastabil β -Titanyum alaşımları çeşitli sebeplerle ortopedik uygulamalar için yeni nesil malzeme olarak kullanılmaktadır. Titanyumu alaşımlamada kullanılan malzemelerden birincisi toksik olmayan alaşım elementleri Nb, Ta, Zr, Sn, Mo gibi alaşım elementlerinden oluşmakta ve böylece alaşımları daha biyouyumlu hale getirmektedir. İkincisi, metastabil β Ti alaşımları, diğer metalik biyomateryallere göre mukavemetinden ödün vermeden daha düşük bir elastik modüle sahiptirler (Sumit Bahl *et al.* 2017).

İçerisinde toksik olmayan özellikte oluşan Nb, Ta, Zr elementlerinden oluşan titanyum alaşımları biyolojik açıdan daha başarılı kabul edilir. Fakat β dengeleyicisi olan V elementi ise vücutta toksik etkilere neden olarak uzun süreli kullanımlarda kanser gibi ciddi rahatsızlıklara sebep olmaktadır. Alüminyum ise nörolojik sistemi etkileyerek Alzheimer hastalığına ve vücutta alerjik etkilere sebep olmaktadır.

Ortopedik implantların yüksek mekanik mukavemet, yorulma davranışı, gelişmiş biyouyumluluk, yüksek korozyon ayrıca kemiklerdeki yük taşınımı için kemiğe yakın elastik modülüne ulaşabilmek için birçok titanyum alaşımı geliştirilmiştir. Vücut içinde kullanılan biyomalzemeler de en çok Ti6Al4V alaşımı kullanılmaktaydı fakat Ti6Al4V alaşımındaki V alaşım elementi toksik etkisi sebebi ile yerine β dengeleyicilerinden olan Nb alaşım elementi kullanılarak biyomedikal uygulamalar için daha güvenli bir alaşımlar elde etmek amaçlanmıştır. Metastabil Ti-Nb bazlı alaşımlar, düşük toksisiteleri, düşük elastik modülü, yüksek korozyon direnci nedeniyle insan kemiğinde kullanılan ortopedik ve diş implantlar için çok sık kullanılan malzemeler olmuşlardır. Bu yüzden günümüzde, Ti-Nb bazlı alaşımlara dayanarak toksik olmayan alaşım elementleri (Ta, Zr, Mo ve Sn) içeren çeşitli metastabil Titanyum alaşımları biyomedikal uygulamalar için geliştirilmiştir. Bu alaşımlar istenilen mekanik özellik ve biyouyumluluk gösterirler fakat elastik modülleri (55-85 GPa) hala insan kemiğinin elastik modülünden (10-30 GPa) daha yüksektir (Daisuke Kurodaa *et al.* 1998).

Son on yılda, bazı yeni β -tipi Ti-Nb-Sn alaşımları biyomalzeme olarak geniş çapta çalışılmıştır. Alaşım bileşimi ve ısıtım işlem koşullarının optimize edilmesi durumunda oda sıcaklığında β -tipi Ti-Nb-Sn alaşımının Young modülü yaklaşık 40 GPa olduğu bildirilmektedir (Keiki Miura 2011). Bununla birlikte, β -tipi Ti-Nb-Sn alaşımları biyoinert özellik gösterir. Böylece, β -tipi Ti-Nb-Sn alaşımları, biyomedikal uygulamalar için en ümit vaat eden alaşımlardan biri olarak kabul edilir.

2. LİTERATÜR BİLGİLERİ

2.1 Biyomalzemeler

Biyomalzemeler, canlı vücudundaki dokuların görevlerini desteklemek ya da yerine getirmek amacıyla kullanılan sentetik ve ya doğal olan malzemelerdir. Biyomalzemeler Avrupa Biyomalzeme Topluluğuna göre fizyolojik ve biyolojik sistemler ile ara yüzey oluşturup vücut fonksiyonlarının yerine görev yaparak onarılmasını, iyileşmesini sağlayan malzemelerdir (İnt.Kyn1). Günümüzde biyomalzeme alanında büyük ilerlemeler yaşanmaktadır. Biyomalzeme kullanımında yaşanan en büyük sorun malzemenin vücutla göstereceği uyumdur. Biyolojik dokularla etkileşime geçtiğinde biyomalzemenin uyum sağlanması anatomik yapıya paralel mekanik özellikte malzemeler geliştirmek için yoğun çabalar vardır. Biyomalzemeler vücut sıvıları ile de sürekli etkileşim halindedir. Biyomalzemeler oldukça geniş bir alandır ameliyathane ipliğinden tutun vücut içi cihazlar, tıbbi cihazlar, yapay organlar, kalp pilleri gibi çok çeşitlidir.

Biyomalzemelerin kullanım alanı hastalıklı ve zarar görmüş kısımların yerine kullanılan protezler, dokuların iyileşme aşamasında kullanılan ameliyathane ipliği gibi vücut dokuların daha iyi fonksiyonda etki etmesi için kullanılan lensler, tedavi sürecine destek amaçlı katater, hastalık teşhisine yardımcı endoskopi, fizyolojik bozuklukları giderici ortopedik protezler, diş dolguları ve implantları, ilaçların vücut içinde ilerlemesi için gerekli sistemler gibi birçok amaca yönelik biyomalzemeler kullanılır.

Biyomalzemeleri daha uygun hale getirmek için gerekli parametreler vardır bunlar mekanik özellikler, termal özellikleri, yüzey özellikleri, yoğunluk, porozite, difüzyon özellikleri baz alınarak tercih yapılmaktadır.

2.1.1 Biyomalzemelerin Tarihçesi

Biyomalzemenin doku içerisinde kullanım tarihi çok eskidir. Mısır mumyalarında bulunan dişler, burunlar ve yapay gözler bu durumu kanıtlayan en iyi örneklerdir. Çinliler tarafından altın elementinin diş hastalıklarında kullanımı iki bin yıl öncesine kadar uzanmaktadır. On dokuzuncu yüzyılın yarısından itibaren yabancı olarak değerlendirilen malzemelerin vücut içerisinde kullanımına yönelik önemli ilerlemeler kaydedilmiştir. Mesela 1880’de fildişi protezler insan vücuduna yerleştirilmiştir. İlk metal protez olan vitalyum 1938’de üretilmiştir. Fakat daha sonraları bu protez, önemli ölçüde korozyonuna uğramış ve canlı dokular için tehlike oluşturmuştur. 1950’lerde kan damarlarının değişimi ve yapay kalp vanalarının geliştirilmesi, 1960’larda kalça protezleri, 1970’lerde ise alümina ve zirkonya esaslı implantların kullanılmaya başlanması gibi birçok gelişmeler olmuştur. Özellikle son 20 yıl içerisinde meydana gelen gelişmeler sayesinde günümüzde biyomalzemeler kalça bağlantı implantı, böbrek diyaliz makinesi ve yapay kalp gibi hastalanmış ve hasar görmüş bir organın veya parçanın işlevini yerine getirmek, kemik vidaları ve dikiş ipleri gibi iyileşmeye yardımcı olmak, kalp pilleri ve göz lensleri gibi bir organın işlevini arttırmak, sonda ve probalar gibi tanı ve iyileştirmek amaçlı kullanılabilirler (Park *et al.* 2000).

2.1.2 Biyomalzemelerden Beklenen Özellikler

İnsan vücudunda kullanılacak bir malzemenin, üstlendiği biyolojik fonksiyonu çevre dokulara zarar vermeden yerine getirebilmesi için bazı temel özelliklere sahip olması gerekmektedir. Yerleştirildiği bölgedeki dokular tarafından kabul edilmediği durumda, malzeme vücutta toksik etkiye neden olur ve çevre dokular da zarar görür.

Çizelge 2.1 Biyomalzemelerden beklenen özellikler.

Özellik	Açıklama
Biyoaktivite	Biyoaktivlik, malzemenin yüzeyinde oluşan özel bir biyolojik tepkime sayesinde, malzeme ile doku arasında bağ oluşması olarak açıklanabilir (Black 1998).
Biyouyumluluk	Malzeme ve vücut sıvılarının kimyasal etkileşimi ve bu etkileşimin fizyolojik sonuçlarının vücuda ne kadar zarar verip vermediğidir. Bir malzemenin biyouyumlu olması için bulunduğu canlıdaki fizyolojik ortam tarafından kabul edilmesi gerekir (İnt.Kyn.1).
Kemiğe yakın elastik modül	Elastik şekil değiştirmeye karşı direnç malzemenin elastik modül olarak adlandırılır. Kullanacağımız malzemelerin elastik modülü kemikle implant malzemenin aynı davranışı gösterebilmesi için kemiğin elastik modülüne(10 Gpa-30 Gpa) yakın olmalıdır (Keiki Miura <i>et al.</i> 2011).
Kemiğe yakın mekanik özellikler	Biyomekanik İşlevsel olarak kemiğin en önemli mekanik özellikleri; dayanımı, sertliği ve tokluğudur. Bu nedenle, implantın yüzey bölgesinin ya da implantın malzemesinin mekanik özellikleri, yerleştirilen dokunun mekanik özellikleri ile uyumlu olmalıdır. Böylece yüzeyler arasındaki gerilim farkı azaltılabilir (Karataş 2012).
Korozyon dayanımı	Kimyasal etki ve çevrimsel yüklerin eşzamanlı hareketi altında malzemenin zarar görmesi sürecine korozyon dayanımı denir (Suresh 2004).
Tasarım	Yukarıdaki tüm kriterleri sağlayan mükemmel bir malzeme bile doğru tasarlanmadığı takdirde umulmadık hasarlara neden olabilir. Bu nedenle kullandığımız malzemenin normal yapısal özelliklerini kullanabileceğimiz, cihazla uyumlu optimum bir tasarım gerçekleştirilmesi çok önemlidir (Ratner <i>et al.</i> 2015).

2.2 Biyomalzemelerin Sınıflandırılması

Biyomalzemeler problem türüne, kullanıldıkları vücut sistemlerine, kullanıldığı doku organ türüne, biyouyumluluklarına ve malzeme cinsine göre sınıflandırılabilirler.

Biyomedikal uygulamalarda kullanılan malzemeler cinsine göre sentetik malzemeler polimerler, seramikler, metaller ve kompozitler olarak sınıflandırılabilirler. Bu malzemeler, özellikleri göre biyomedikal alanının farklı yerlerinde kullanılmaktadır.

Çizelge 2.2 Biyomalzemelerin sınıflandırılması (İnt.Kyn.1).

Kullanım Alanları	Örnek
Hastalıklı parçanın değiştirilmesi	Diş implantlar (titanyum, alümina)
İyileşme sürecine katkı	Vücut içinde eriyen klipsler
Fonksiyonel bozukluğu gidermek	Omurgaya eğriliğini düzelten çubuklar,
Tedaviye yardımcı	Vücut içi kameralar
İskelet sistemi	Kalça protezi, kemik plakaları
Kas sistemi	Dikiş iplikleri
Solunum sistemi	Anestezi cihazı aparatları
Boşaltma sistemi	Katater
Kulak	İşitme cihazı
Seramik	Alüminyum oksit, zirkonyum dioksit
Polimerler	Kollajen, poliüretan, Kollajen
Metaller	Paslanmaz çelikler, titanyum alaşımı
Kompozitler	İmplantlar, kalça protezleri

2.2.1 Seramik Biyomalzemeler

Biyoseramikler, metalik ve inorganik olmayan farklı kombinasyonlarla kovalent ve iyonik bağlar içeren vücudun hasarlı, aşınmış kısımlarında kullanılmak üzere tasarlanan ve üretilen malzemelere denir.

İnsanlar çok eski tarihlerde kili keşfettiğinden itibaren kile şekil verebileceğini düşünmüş ve uygulamışlardır fakat bunların kullanım ömrü çok uzun olmamıştır.

Killerin ateşle pişirilmesi ile seramiklerin sertleşmesi sağlanmıştır. Biyomedikal uygulamalarda ise fizyolojik ortama uyumlu olmasından kaynaklanır. Bu fizyolojik biyouyumluluğun sebebi biyoseramiklerin içerdiği Mg^{+2} , K^+ , Ca^{+2} , Na^+ gibi iyonlardan ve çevrede bulunan Ti, Al, Zr, gibi iyonlara bağlıdır (Shackelford 1999).

Biyoseramikler kullanım amaçlarına göre farklı yerlerde farklı amaçlarla kullanılırlar. Özellikle hidroksiapatitler ve biyocamlar çok fazla yüke dayanıklı olmamaları sebebiyle hafif yük binen diş tedavilerinde, orta kulak tedavilerinde kullanılırlar. Biyoseramikler üç gruba ayrılabilir bunlar: biyoinert, biyoaktif ve biyobozunur seramikler olarak isimlendirilir. Biyoinert seramiklerin doku ile arasındaki bağ, doku ile etkileşime girmeden yani dokuyu değiştirmeden kurulan mekanik bağlardır. Biyoinert malzemelere örnek olarak alümina, zirkonya bulunduğu fizyolojik ortama karşı inerttir ve diş implantları, kalça protezleri olarak uyluk kemiği protezlerinde de özellikle zirkonyanın kullanım alanı yaygındır. Biyoaktif seramikler ise kemikle ya da dokularla implantlar ve ya protezlerle etkileşime girerek kimyasal bağ kuran malzemelerdir. Biyoaktif malzemeler vücut dokuları ile etkileşime girerek hücre oluşturabilirler. Biyoaktif cam-seramikler örnek gösterilebilir. Bir diğer seramik grubu biyobozunur seramikler ise vücut içindeki fonksiyonel işlevini tamamladıktan sonra belli bir zaman sonra vücut içerisinde emilerek zarar vermeden ve zehir etkisi yaratmadan yok olur (İnt.Kyn.2).

2.2.2 Polimerik Biyomalzemeler

Çok sayıda farklı atomik grupların ve ya çok sayıda aynı atomik grupların yüksek molekül ağırlıklı ve uzun zincirden oluşan bileşiklerle kurduğu kimyasal bağlara polimer denir (Elgit 2016). Polimerik biyomalzemeler çok farklı şekillerde oluşturulup üretilebilir bu yüzden biyomedikal uygulamalarda oldukça fazla tercih edilen biyomalzemelerdir. Polimerik biyomalzemeler oluşma şekillerine yapı taşlarına göre büyük farklılık gösterir bundan dolayı kullanımına uygun malzeme seçilmesi oldukça önemlidir.

Biyomedikal uygulamalarda sıkça kullanılan polimer malzemeler: Yüksek ağırlıklı polietilen (UHMWPE), yüksek yoğunluklu polietilen (HDPE), polimetilmetakrilat

(PMMA), poliamidler (PA, Naylon), polivinil klorür (PVC), polipropilen (PP), polyester (PE), polietrafloroetilen (PTFE), poliüretanlardır (Akdoğan 2009).

Polimer biyomalzemelerin avantajları kullanıma göre şekillenebilirler, doğal dokulara benzerlik gösterir, estetiklerdir, üretimi kolaydır, dansitelidirler, eğilebilir, renklenebilir, hafif, düşük maliyeti vardır. Dezavantajları ise zamanla deforme olurlar, kuvvetli değildirler, mekanik güçleri zayıf, sterilizasyonu zordur (Özdemir 2019).

Polimerlerin medikal uygulamaları ise biyosensörler, kontak lensler, kan torbaları, diyaliz cihazları, yapay damar dokuları, tek kullanımlık şırıngalar, ameliyat dikiş ipleri, kalp kapakçıkları gibi medikal malzemelerde kullanılır.

2.2.3 Kompozit Biyomalzemeler

Kompozit malzeme; iki ve ya ikiden fazla malzemenin makro seviyede birleşirken malzemelerin uygun özelliklerini yeni bir malzeme de toplanması ile oluşturulan malzemelerdir. Kompozit malzemeler üretilirken yeni bir özellik ortaya çıkar. Bir malzemeye kompozit diyebilmek için farklı ara yüzeye sahip en az iki malzeme olmalı, optimum özellikler elde edilebilmeli, kendisini oluşturan malzemelerin en iyi özelliklerini gösterebilmelidir (İnt.Kyn.3).

Biyomedikal uygulamalarda malzeme seçimi yaparken birçok özelliğin bir arada olmasını isteriz fakat her malzeme istenilen mekanik özelliklerin bir kısmını karşılar bu yüzden malzeme bilimi istenilen özellikleri karşılamak için kompozit malzemeler üzerinde çalışmıştır.

Kompozit malzemelerin, yüksek mukavemet özelliğinden dolayı kompozit malzemelere istenilen düzeyde ve yönde mukavemet verilebilir. Kolay şekillenebilirler, daha iyi elektriksel özelliği, ısı iletim katsayısı yüksek kompozit malzemeler ısıya dayanıklı olduğundan yüksek ısıda işlem görebilmesine olanak sağlar. Korozyon ve kimyasal maddelere karşı dayanıklı olma gibi avantajları vardır. Dezavantajları ise hammaddesi pahalı, kompozitlerin özellikleri her zaman ideal değildir (İnt.Kyn.3).

Matris malzemesine göre sınıflandırıldığında biyokompozit malzemeler; Polimer matrisli kompozitler (Karbon, PEEK (polietereketon), metal matrisli kompozitler (HA, Ti, HA-Ti6Al4V), seramik matrisli kompozitler (Paslanmaz Çelik-HA, Cam-HA), biyo inert kompozitler (Karbon-Karbon, Karbon-PEEK), biyoaktif kompozitler (Paslanmaz Çelik-Biyocam, HA, HA-Ti6Al4V) dir (Demirkol 2013).

Kompozit malzemeler günümüzde biyomedikal uygulamalarda ve ortopedik alanda kullanılmaktadır. Kemiğin elastik modülü düşük olduğundan ve uygun mekanik özellikte implantların kullanılması gerektiği için kompozit malzemeler tercih edilir.

2.2.4 Metalik Biyomalzemeler

Metal ve metal alaşımları daha çok işlevini yitirmiş sert dokuların yerine kristal yapıları ve kuvvetli metalik bağları nedeniyle biyomedikal uygulamalarda kullanımı yaygındır. Metalik malzemeler ortopedik uygulamalarda, eklem protezlerinde, kemik malzemeleri, yüz çene cerrahisi, ortopedik implantlar, diş implantları, kalp cerrahisinde yapay kalp parçaları, kalp kapakçığı, metallerin biyomedikal alanda en büyük payını ise biyomedikal cihazların metal aksamaları oluşturmaktadır. İnsan vücudunda kullanılan ilk metalik malzeme vanadyum çeliğidir. Biyomedikal uygulamalarda kullanılan metaller bakır, kobalt, titanyum, demir, nikel, molibden, kalay, tantalyum gibi malzemelerdir. Vücut içerisinde fazla kullanıldığında bazı olumsuz etkilere sebep olur bu sebeple daha az oranda tercih edilir (Gümüşderelioğlu 2002).

Metalik malzemeler biyomekanik bazı özelliklerin; kırılma tokluğu, çekme dayanımı, yorulma direnci, mukavemet gibi özelliklerin polimerik ve seramik malzemelerden daha dayanıklı olmasından dolayı ortopedide kemik implantlarda, daha çok tercih edilir. Metal biyomalzemelerin en çok kullanıldığı alan ise medikal alanda kullanılan teşhis ve tıbbi cihazlardır. Metallerin olumsuz özelliği ise istenmeyen özellik oluşturmaları yani korozyona uğramalarıdır. İnsan vücudu iyonlardan oluştuğu için metalik biyomalzemeler için oldukça korozif ortamdır daha sonra bu korozyona uğramış metaller hücre içine girerek insan vücuduna zarar verir. 19.yy başlarında kırılan kemikler çelik ile onarılmaktaydı daha öncesinde ise tellerle sarma yöntemi

kullanılıyordu zamanla korozyon direnci düşük çelik yerine vanadyum ve nikel kullanılmaya başlandı fakat bu malzemelerde korozyona yeteri kadar dirençli değildir (Balaban 2007).

Metallerin kullanımını ayrıca diş dolguları ve diş kökleri de olmak üzere ortodontide de, vasküler stentlerde NiTi şekil hafızalı alaşımlar kullanılmaktadır. Endüstride birçok metal kullanılmakta ancak sadece bir kaç biyoyumlu özellik göstermektedir.

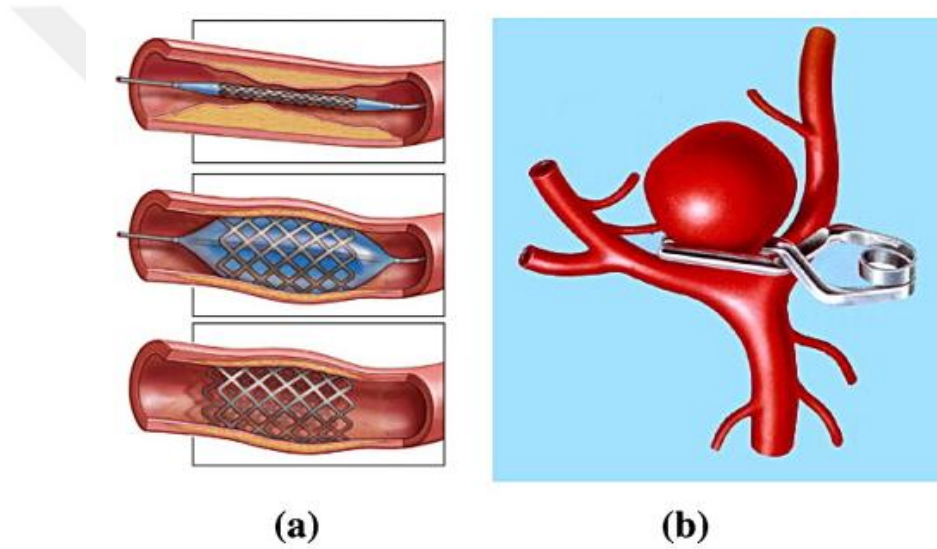
Çizelge 2.3 Bazı metal alaşımların biyomedikal alanda kullanımı (Qizhi Chen *et al.* 2004).

Tür	Birincil kullanımları
Paslanmaz çelikler	Geçici cihazlar (kırılma levhaları, vidalar, kalça tırnakları, vb.) Toplam kalça replasmanı
Ortak bazlı alaşımlar	Toplam eklem değiştirme (dövme alaşımları) Diş dökümleri
Ti bazlı alaşımlar	Co-Cr-Mo veya seramik femur başlarıyla total kalça replasmanlarının kök ve fincanları Diğer kalıcı cihazlar (çivi, kalp pili)
NiTi	Ortodontik diş kemerleri Vasküler stentler Vena kava filtresi İntrakraniyal anevrizma klipsleri Yapay bir kalp için kasılma yapay kasları Kateter kılavuz telleri Ortopedik zimbalar
Mg	Biyobozunur ortopedik implantlar
Ta	Estetik cerrahi ve beyin cerrahisi için tel dikişleri Bir radyografik işaretleyici

Şu an da ortopedik alanda en yaygın kullanılan biyomalzeme düşük karbonlu paslanmaz çelikler, kobalt-krom alaşımlar, titanyum-vanadyum-alüminyum alaşımlardır. Yüksek elastik modül, yüksek çekme dayanımından dolayı kemik protezleri ve kemik plakalarında kırık tedavisinde kullanılmaktadır ayrıca paslanmaz çeliklere iyi sünekliğinden dolayı istenilen ısı işlem yapılabilir. Isıl işlem kabiliyetinin yüksek olmasının en önemli avantajı da kemiklerimizin düzgün şekillere sahip

olmadığından kemik protezlere istenilen şekillerin verilmesi gerekir. Kobalt-krom alaşımı ise korozyona karşı dirençli metalik malzemedir. Kobalt-krom alaşımları paslanmaz çeliklere göre daha yüksek elastik modülü, daha yüksek mukavemete sahiptir (Yazıcı 2009).

Metalik biyomalzemelerin vücut içinde kullanıldığında bazı dezavantajları vardır: yoğunlukları yüksektir, metal iyon salınımı gerçekleşir bu yüzden vücut içi alerjik reaksiyon gerçekleşir, biyouyumlulukları daha düşüktür ve dokulara göre sertlikleri daha yüksektir (Balaban 2007).



Resim 2.1 (a) NiTi alaşımından yapılmış bir vasküler stent ve (b) anevrizma klipsi (Qizhi Chen 2004).

Biyomedikal alanında kullanılan metalik alaşımların başlıcaları; paslanmaz çelik, kobalt-krom alaşımları, nikel-titanyum alaşımları ve titanyum alaşımlarıdır (Balaban 2007).

2.3 TİTANYUM

2.3.1 Titanyum Genel Bilgiler

Titanyum 1791 yılında İngiltere'nin Cornwall bölgesinde Wiliam Gregor tarafından bulunmuştur. Bu elemente ismini verirken Yunan mitolojisindeki Titan'lardan

etkilenerek Titanyum ismi verilmiştir (Lütjering 2003).

Titanyum oksijen ve azotla reaksiyona girme eğiliminin yüksek olmasından dolayı yüksek saflıkta titanyum elde etmek oldukça güçtür. Matthew A. Hunter Titanyum tetra klorürü sodyum kullanarak indirgemiş ve saf Ti üretimini gerçekleştirmiştir. Mg ile indirgeyerekte Kroll prosesini geliştirdi (Lütjering *et al.* 2003). Titanyum doğada en çok bulunan 7. Metal ve 9. Elementtir. Ekonomik öneme sahip titanyumlar rutil (TiO_2) ve ilmenit ($FeTiO_3$) tir. Titanyum içeren önemli ilmenit ($FeTiO_3$) birikimleri Avustralya, Kanada, Yeni Zelanda, Norveç, Hindistan ve Çin'de yer almaktadır. Büyük miktarlarda rutil Kuzey ve Güney Amerika'da çıkarılmakta toplam yılda 90 bin ton titanyum metali üretimine katkı sağlar. Dünyada bilinen toplam titanyum rezervi ise neredeyse 600 milyon tondur Ayrıca titanyum metali kömür küllerinde, bitkilerde ve insan vücudunda da bulunur (Barksdale 1968).

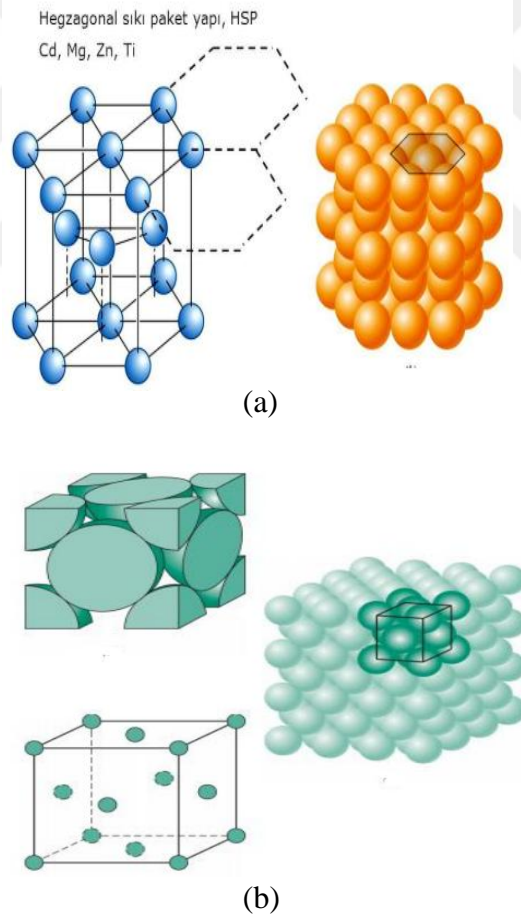
2.3.2 Titanyum Atomik Özellikleri

Titanyum elementinin ve alaşımlarının temel özellikleri Çizelge 2.4' de görülmektedir.

Çizelge 2.4 Bazı titanyum elementinin ve alaşımlarının temel özellikleri (Lütjering *et al.* 2003).

Titanyum	Özellik
Ergime sıcaklığı (°C)	1670
Allotropik Dönüşüm(°C)	$\beta \rightarrow \alpha$, 882,5
Kristal Yapısı	hmk \rightarrow sph
Elastik Modülü	
(Oda sıcaklığında) [GPa]	115
Yoğunluğu [gr/cm ³]	4,5
Nispi Korozyon Direnci	Çok yüksek (Demir, Nikel, Alüminyuma göre)
Nispi Oksijen Reaktivitesi	Çok yüksek (Demir, Nikel, Alüminyuma göre)
Nispi Fiyatı	Çok yüksek (Demir, Nikel, Alüminyuma göre)

Titanyum bir den fazla metalde görülüşü gibi dönüşüm göstermektedir. Saf Ti düşük sıcaklıkta hegzagonal yapı (alfa titanyum) göstermektedir. Titanyum 882,5 °C de hegzagonal alfa fazındayken bu sıcaklığın üzerinde hacim merkezli kübik yapıdaki beta fazına dönüşür bu fazda 1668 °C eriyene kadar kalır. 882.5 °C sıcaklık değeri “β dönüşüm sıcaklığı” adını almaktadır Beta formdan alfa forma geçiş çok yavaştır. Oksijen, Azot, Alüminyum, Karbon alfa fazını kararlı kılan elementlerle bu sıcaklık değeri yükselirken Molibden, Vanadyum, Niyobyum, Demir gibi elementlerle bu sıcaklık değeri düşer. Titanyum hafif bir metaldir. Erime noktası 1668 °C kaynama noktası 3260 °C dir. Titanyumun manyetik alandan etkilenmesi düşüktür (Scanlan *et al.* 1970). Hegzagonal alfa fazı ve kübik beta fazı kimyasal yapıları Şekil 2.1 de görölmektedir.



Şekil 2.1 (a) Sıkı paket hegzagonal yapı ve (b) hacim merkezli kübik kristal yapı (İnt.Kyn.4).

2.3.3 Titanyum Kimyasal Özellikleri

Saf titanyum oksijen içeriğine göre 4 tip olarak gruplandırılır. Tip sayısı artıkça içeriğindeki demir ve oksijen oranı artar.

- Tip-1 (0,15 Fe- 0,12 O₂)
- Tip-2 (0,20 Fe- 0,18 O₂)
- Tip-3 (0,25 Fe- 0,25 O₂)
- Tip-4 (0,30 Fe- 0,35 O₂)

O₂ miktarının değişmesi metalin elastik modülünü değiştirir. O₂ miktarının artışı, metalin akma mukavemetini ve sertliğini artırır, uzamayı azaltır. Oksijen içeriğinin artmasıyla ise şekillendirilmesi daha zorlaşmaktadır. Oksijen içeriğinin artmasıyla şekillendirilmesi daha zorlaşmaktadır. Titanyuma oksijen, demir veya vanadyumun gibi metallerin katılması sonucu metalin sertliği ve direnci artırmaktadır. Oksijen veya azotun eklenmesi sonucu çekme direnci ve esnekliği artar fakat darbelere karşı direnci azalmaktadır (Jaffee RI *et al.*1970).

Titanyum TiO, TiO₂, Ti₂O₃, Ti₃O₅ gibi oksit yapıları oluşturabilir ve bu oksitlerin tabaka yapıları oldukça karmaşık yapıdadır. Daima en dıştaki oksit tabaka oksijenden zengin TiO₂ dir. Titanyumun etrafındaki bu oksit tabakası, bu metal alaşımın bakteriostatik yani bakterilerin çoğalmasını engelleyen yapı özelliğini açıklamaktadır (İnt.Kyn.5).

2.3.4 Titanyum Mekanik Özellikleri

Titanyum ve alaşımları korozyon direnci, yüksek mukavemeti, düşük ağırlık gibi özelliklere bir arada bulundurmasından dolayı mühendislik malzemesi olarak kullanılır ayrıca yüksek mukavemeti ve hafifliğinden dolayı havacılıkta, korozyon direnci iyi olmasından dolayı kimya sanayisinde ve denizcilikte kullanılmaktadır. Titanyumun elastik modülünün kemiğe yakın olması, inert olması, nontoksik yapısı, hafif olması, mekanik özelliklerinin iyi olması rahatlıkla toz metalürjisi ile üretilmesi, biyouyumluluğunun yüksek olması, korozyona karşı dirençli olması sebebi ile

ortopedik, diş gibi biyomedikal uygulamalarda kullanılmaktadır(Özler 2007). Saf Titanyumun mekanik özellikleri Çizelge 2.5 ' de gösterilmiştir

Çizelge 2.5 Titanyum'un mekanik özellikleri (Niinomi 1998).

Titanyum	Çekme Direnci (MPa)	Akma Direnci (σ_y)	Uzama	Elastisite Değeri (Gpa)	Alaşım Tipi
Tip-1 (0,15 Fe- 0,12 O ₂)	240	170	24	102,7	α
Tip-2 (0,20 Fe- 0,18 O ₂)	345	275	20	102,7	α
Tip-3 (0,25 Fe- 0,25 O ₂)	450	380	18	103,4	α

2.3.5 Titanyum Biyolojik Özellikleri

Titanyum alerjik etkisi olmaması ve doku ile etkileşime iyi girmesi sebebiyle biyouyumlu malzemelerdir. Titanyum yüzeyinde oluşturduğu oksit tabakasından dolayı korozyona dirençli ve herhangi bir etkileşime karşı inert yapıdadır. Titanyum metalinin yüzeyi osseointegration özellik gösterir. Osseointegration kemikle ara yüzey oluşturarak birleşme özelliğidir. Titanyumun osseointegration özelliği yüzeyde oluşturduğu oksit tabakadan kaynaklanır. Titanyum doku ile bir araya geldiğinde oda sıcaklığında 1 nanometreden daha az kalınlıkta oksit tabaka oluşturur. Yüzeyde aşınma olsa dahi birkaç nanosaniyeden daha kısa sürede tekrar oksit tabaka oluşturur. Titanyum bu özelliğinden dolayı da Biyomedikal uygulamalarda özellikle diş implantları ve ortopedik implantlarda büyük öneme sahiptir (Balaban 2007).

2.4 Titanyum Alaşımlarının Sınıflandırılması

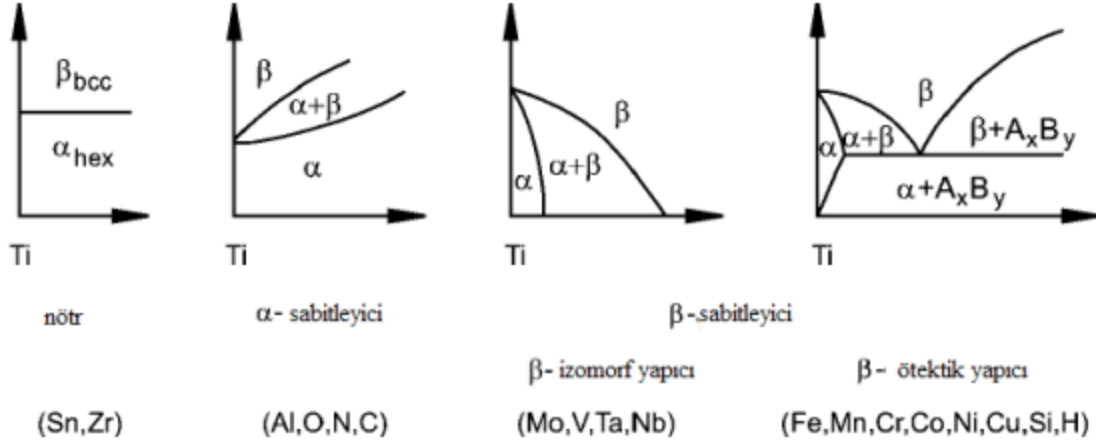
Titanyum alaşımları katkılanırıldığı elemente göre sınıflandırılır. Alfa ve beta kararlılaştırıcı elementlere göre iki gruba ayrılmaktadır. Titanyum elementi faz dönüşüm sıcaklığı 882,5 °C dir. Titanyum elementi alfa kararlılaştırıcı elementleri (Al, O, N, C) ile alaşımlandığında 882,5°C geçiş sıcaklığını düşürürler. Beta kararlılaştırıcı elementleri (Nb, Fe, Mo, Ta, Nb, Mn, Cr, Co, Ni, V) ile alaşımlandığında dönüşüm sıcaklığı artar.

Çizelge 2.6 Titanyum alaşımlarının sınıflandırılması (Balaban 2007).

Alaşım Sınıfı	Özellikleri
Alfa (α) Alaşımlar	Alfa titanyum alaşımları CP-Ti ve genellikle α kararlaştırıcı veya nötr elementlerle alaşımlandırılmış alaşımlardan oluşmaktadırlar. İyi korozyon dirençleri α alaşımlarını kimya endüstrisinde kullanılmasında etkili olmuştur. İşlenebilirliği ve kaynak kabiliyeti de birçok alanda kullanılmasında etkili olmuştur.
Alfaya Yakın Alaşımlar	A (alfa) titanyum alaşımlarına çok az miktarda β (beta) kararlaştırıcı elementler ile katkılandırıldığında oluşan alaşımlardır. Özellikleri alfa fazlı titanyum özelliklerine yakındır, hem α alaşımlarının bazı özelliklerini hem de $\alpha + \beta$ alaşımlarının yüksek mukavemet özelliklerini taşımaktadır. Ayrıca alfaya yakın alaşımlar ortam sıcaklığı 500°C-550°C olan ortamlarda kullanılabilirler.
Beta(β)Alaşımları	β faz kararlaştırıcı (hidrojen, gümüş, altın, krom, demir, vanadyum, magnezyum, molibden) alaşım elementleri içeren alaşımlardır. Yüksek sertlikleri ve mukavemetleri, kolay şekil verilebilirlikleri genel özellikleridir. Çalışılan ortam sıcaklıkları $\alpha + \beta$ alaşımlarından yüksektir.
Yarı Kararlı β Alaşımları	β kararlaştırıcı elementlerin miktarı, hızlı soğutma esnasında β fazının daha fazla martenzite dönüşmeyeceği seviyede ise bu alaşıma yarı kararlı β alaşımı adı verilmektedir. Bu alaşımlara α hacim oranının %50 olduğu bileşimlerde ulaşmak dahi mümkündür.
$\alpha+\beta$ Alaşımları	Bu sınıflar arasında en çok kullanılan $\alpha+\beta$ alaşımlarıdır. Bu alaşımların içine aldığı β hacim oranı oda sıcaklığında %5 ile %40 arasında değişir. En sık kullanılan ve en eski titanyum alaşımı olan Ti-6Al-4V ve Ti-Nb-Sn-Mo, bu gruba dahildir. Düşük yoğunluklu $\alpha+\beta$ alaşımları yüksek mukavemetlerini ve yüksek korozyonlarına dayanıklılığını yüksek sıcaklıklarda dahi korumaktadır.

Titanyum elementini biz istediğimiz özellikleri kazandırmak için öncelikle elde etmek

istediğimiz mikro yapıyı belirleriz ve buna göre titanyum alaşımlarının hangi fazda olacağına karar eririz ve buna göre alfa ya da beta kararlaştırıcı elementlerden belli oranlarda katkılandırırız bu alaşımların katkı oranları da çok önemlidir. Fazla oranda olması istenmeyen özelliklere sahip alaşıma neden olur. Birçok çalışma yapılmasının sebebi istenilen mikro yapıda titanyum alaşımı elde etmek için ideal oranı belirlemektir.



Şekil 2.2 Farklı alaşımların titanyum faz diyagramına etkileri (Balaban 2007).

β kararlaştırıcı elementler β izomorf yapıcı ve β ötektik yapıcı elementler olarak iki gruba ayrılır. Titanyum alaşımlarında en fazla kullanılan β izomorf yapıcı elementler Şekil 2.2’de görüldüğü gibi Molibden, Volibden, Tantal ve Niyobyum’dur. β kararlaştırıcı elementlerden uygun oranlarda katkılandırılarak β fazı oda sıcaklığında kararlı hale gelebilmektedir. Krom, demir ve silisyum, nikel, bakır, manganez, tungsten, paladyum ve bizmut β ötektik elementlerdir. β ötektik elementlerin dışında nötr etki yapan bazı elementler vardır. Bunlar Zirkonyum ve Kalay’dır.

Çizelge 2.7 α , $\alpha + \beta$ alaşımları , β alaşımlarının özellikleri (Günyüz 2007).

	A	$\alpha + \beta$	β
<i>Yoğunluk</i>	Düşük	Düşük	Yüksek
<i>Mukavemet</i>	Düşük	Yüksek	Çok yüksek
<i>Süneklik</i>	Düşük, Yüksek	Yüksek	Düşük, Yüksek
<i>Kırılma Tokluğu</i>	Yüksek	Düşük, Yüksek	Düşük, Yüksek
<i>Korozyon Dayanımı</i>	Çok Yüksek	Yüksek	Düşük/Yüksek

Çizelge 2.8 Biyomedikal uygulamalarda kullanılan bazı titanyum alaşımları mekanik özellikleri (Niinomi 1998).

Titanyum	Çekme Dayanımı (MPa)	Akma Dayanımı (σ_y)	Uzama (%)	Young Modülü (Gpa)	Alaşım Tipi
Ti-6Al-4V ELI (Tavlınmış)	860-965	795-875	10-15	101-110	$\alpha+\beta$
Ti-6Al-7Nb	900-1050	880-950	8,1-15	114	$\alpha+\beta$
Ti-5Al-2,5Fe	1020	895	15	112	$\alpha+\beta$
Ti-13Nb-13Zr	973-1037	836-938	10-16	79-84	β
Ti-12Mo-6Zr-2Fe	1060-1100	1000-1060	18-22	74-85	β
Ti-15Mo	874	544	21	78	β
Ti-15Mo-5Zr-3Al	852-1100	838-1060	18-25	80	β
Ti-15Mo-2,8Nb0,2Si	979-999	945-987	16-18	83	β
Ti-35,3Nb5,1Ta-7,1Zr	596.7	547.1	19	55	β

2.5 Titanyumun Biyomedikal Alanda Kullanımı

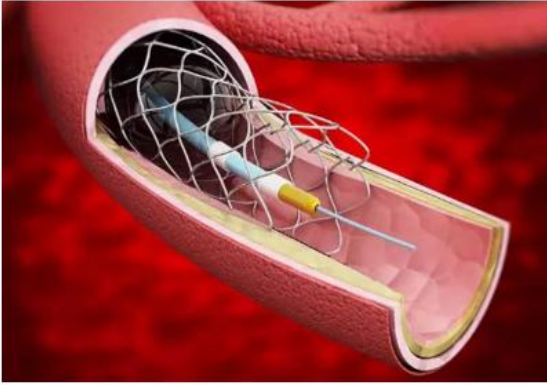
Titanyum yüksek biyoyumluluğu ve istenilen mekanik özellikleri sayesinde biyomedikal uygulamalar olan dental ve ortopedik uygulamalarda son zamanlarda çok sık tercih edilen malzeme haline gelmiştir. Ortopedik uygulamalarda kullanılan, eskisi gibi görevini yerine getiremeyen ya da doku kaybına uğramış uzuvlarımızın görevlerini yerine getirmek için implant teknolojisine büyük ihtiyaç vardır. İmplant teknolojisi gün geçtikçe gelişmekte olan bir alandır. Biyomedikal uygulamalarda implantlar yapay kalp kapakçıkları, ortopedik implantlar, yüz çene cerrahisi, katater, dental implantlar, ilaç salınım sistemleri kardiyovasküler stentler gibi vücudumuzun birçok alanında kullanılmaktadır.



(a)



(b)



(c)



(d)

Resim 2.2 Biyomedikal uygulamalarda kullanılan metal implantlar, (a) Diş implantları (newstr 2018). (b) Ortopedik alanda kullanılan implantlar (İnt.Kyn.6). (c) Kalp- damar stent (d)Yapay kalp kapakçığı (İnt.Kyn.7).

3. MATERYAL ve METOT

3.1 Toz Metalürjisi

Toz metalürjisi (TM) yöntemi son zamanlarda yaygın olarak kullanılan bir yöntemdir. Toz metalürjisi yöntemi ile farklı boyuttaki, şekildeki metallerin farklı oranlarda karıştırılarak sağlam yeni alaşımlara dönüştürülür. Tarihi kaynaklara göre toz metalürjisi Mısırlılar tarafından MÖ. 3000’li yıllarda kullanılmıştır. Toz metalürjisinin malzeme biliminde kullanılması 1900 yılları bulmuştur.

Toz metalürjisi kısaca sıcaklık ve basınç yardımıyla dayanıklı malzemeler meydana getirmektir. Toz metalürjisi yöntemi ile ergitme sıcaklığı yüksek olan metaller dahi kolay şekillenebilir. Bu yöntemin tercih edilmesinde alışılmışın dışında malzemelerin farklı ve üstün özellikte malzeme üretmek mümkündür (Akın 2006).

Toz metalürjisi bilgisayarlar, otomotiv, uçaklar, askeri gereçler gibi birçok farklı alanlarda yaygın olarak kullanılabilirdiği gibi özellikle tıbbi malzemelerde de kullanılmaktadır. Yüksek kalitede Karmaşık şekillerde biyomalzemelerin üretilmesinde, Toz metalürjisi yönteminin kullanılması ayrıyeten biyoyumlu, aşınma ve korozyon direncinin yüksek olmasını mümkün kılar (Dikici 2010).

Toz metalürjisi yönteminin biyomalzemeler de ki en önemli avantajlarından biri alaşım malzemelerin istenilen özelliklerine göre seçilebilmesidir. Toz metalürji yönteminin avantajları: Üretim basamakları basit iş gücü ihtiyacı düşüktür. Karmaşık şekildeki, yüksek saflıktaki ve istenilen yapısal malzemeler daha kolay üretilebilir. Dezavantajı ise istenilen mekanik özellikleri elde etmek için ikinci bir işlem gerektirebilir.

Toz metalürjisi üretim aşamaları;

- Tozların Hazırlanması
- Tozların Karıştırılması
- Presleme
- Sinterleme

3.1.1 Tozların Hazırlanması

Metal tozlar hazırlanırken metallerin özelliklerinin iyi bilinmesi gerekir. Metal tozları atmosferdeki gazlardan etkilenmemesi için glove box denilen oksijen ve nem oranının neredeyse olmadığı ortamda karıştırılır. İstenilen uygun özellikte alaşım elde etmek için belirlenen oranlarda metaller eklenir yüksek devirli bilyeli öğütme cihazında yapışma oranının azaltmak için proses kontrol ajanı da uygun oranda eklenir. Böylece metalleri karıştırma işlemi gerçekleşir. Metal Karıştırma işleminde aynı ve ya farklı partikül de farklı oranlarda farklı özellikte metaller kullanılmasına olanak sağlar.

3.1.2 Karıştırma

Karıştırma işlemi çok önemlidir çünkü karıştırma işlemi metal alaşımların özellikleri büyük oranda etkiler. Karıştırma işlemi tozların homojen bir şekilde karışması için de çok önemlidir. Biz alaşımlarımızın homojen olmasını isteriz. Partikül boyutları farklı metalleri düşündüğümüzde karıştırma işlemlerinde bazı sıkıntılar oluşur. Dibe çökme ya da yapışma gibi olumsuzluklar gözlemlenir.

Karıştırma ve öğütme aşamaları sinterleme sırasında yeni alaşımların oluşturulması amacıyla tozların birleştirilmesi ve presleme için yağlayıcıların eklenmesi ve şekillendirme için metal toz ve bağlayıcı karışımın hazırlanması için önemli ve gereklidir. Karıştırma sırasında bazı problemler vardır bunda da tozların birbirine kümelenmesidir bunun için çözüm yöntemleri geliştirilmektedir (Dikici 2010).

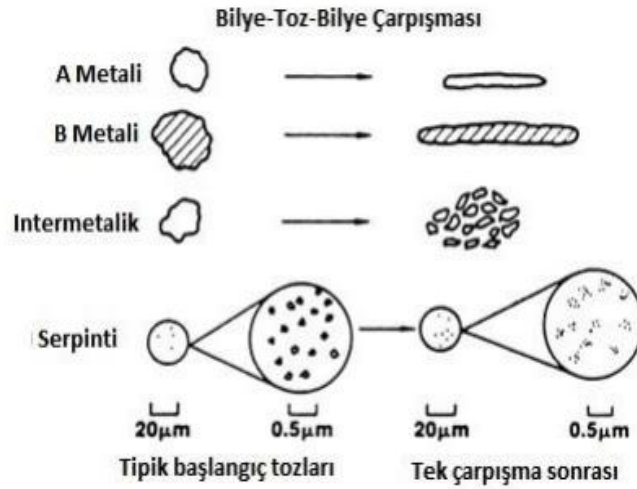
3.2 Mekanik Alaşımlama Yöntemi ile Toz Üretim

Mekanik Alaşımlama, metal tozlarının yüksek enerji ile çalışan bilyeli karıştırıcı da istenilen mikro yapıda üretilmesini sağlayan toz metalürjisi üretim yöntemi olarak tanımlanabilir. Mekanik alaşımlama farklı metastable fazlarında alaşım üretimine olanak sağlar metal alaşımların en önemli avantajlarından biri hiçbir teknik ile karışmayan malzemelerin alaşımlanmasını sağlar. Ayrıca metal alaşımlama yönteminde başlangıçtaki partikül boyutları alaşımın homojenliğini etkilemez. Alaşımlamaya uğramış tozların üretiminde yüksek enerji ile çalışan Spex™ karıştırıcı öğütücüler, gezegen top öğütücüler gibi öğütücüler kullanılmaktadır. Bunlar farklı kapasitelere,

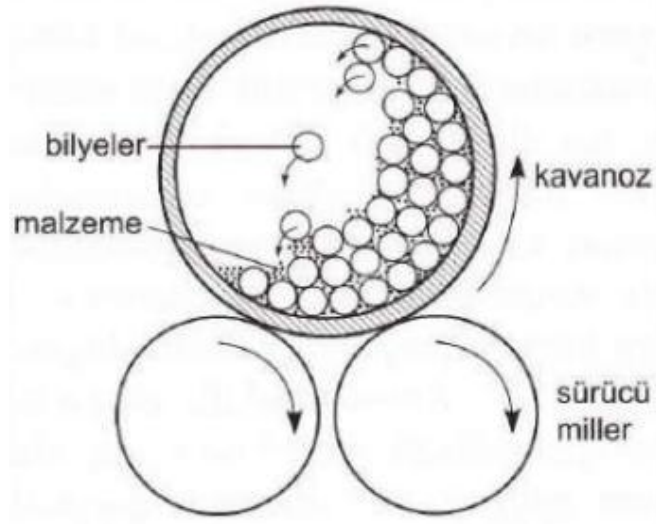
soğutma veya ısıtma düzeneklerine sahiptirler. Spex™ karıştırıcıli öğütücüler metal alaşımlamada genel kullanılan yöntemdir ve bu cihazlar bileşenlerin yoğunluğuna bağı olarak belli sürede 10-20 gram arası toz öğütebilirler. Bu öğütücülerde alaşımlama yapmak için içerisinde kapları vardır. Bu kap sıkıca yerleştirilerek öğütücü kabı üç yönlü dikey hareket ile 1200 rpm civarı ile karıştırarak bu süre içerisinde toz mikro yapısının incelmesine neden olur. Bilye–bilye ve bilye–kap çarpışmaları tozları küçülterek birlikte homojen bir mikro yapı oluşmasını sağlar (Goff 2003).

Mekanik alaşımlama sonucu oluşan tozları etkileyen farklı değişkenler mevcuttur. Bunlar; öğütme süresi öğütme kabının malzemesi, proses kontrol ajanı kullanımı, öğütme ortamı, bilye/güç oranı, vs. olarak belirtilebilir (Suryanarayana 2004).

Öğütme için kullanılan kabın malzemesi önemlidir çünkü metal alaşımları çok yüksek devirlerde döndüğünde kabın oluşturduğu malzeme parçaları metal tozlarına karışabilir bu yüzden malzeme konulacak kabın cinsi önemlidir. Bu yüzden alaşımlamada kullanılan malzeme üretilecek malzeme ile aynı olursa metal alaşımlama kirlenmesi engellenmiş olur.



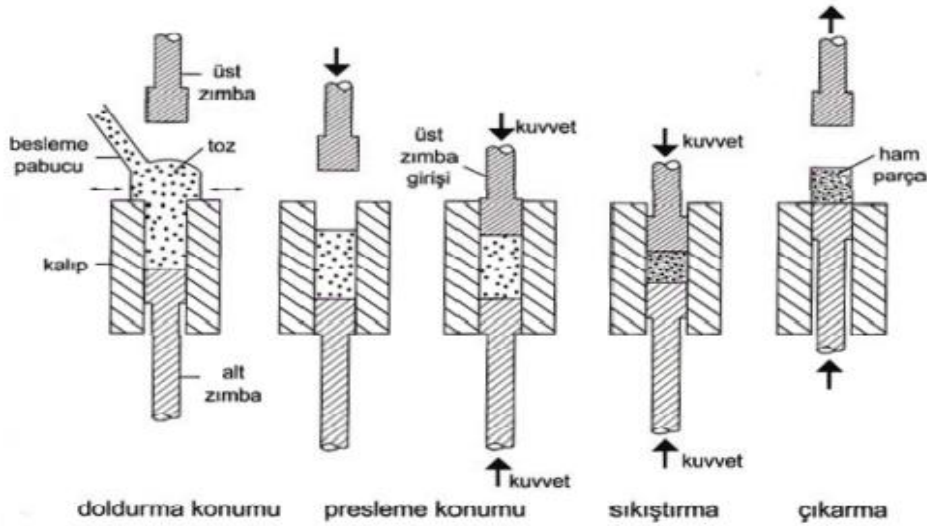
Resim 3.1 Metal alaşımlama işleminde tozların deformasyon karakteristiği (Suryanarayana 2004).



Resim 3.2 Bilyeli öğütme mekanizması (Arslankara 2012).

3.2.1 Presleme

Metal toz karışımında tozların şekillendirilmesini ve bir yoğunluk kazanmasını sağlayan yöntemdir. Presleme Metal tozlarına basınç uygulandığında tozların şekil değiştirmesi ile yoğunlaşmasıdır. Genel uygulama;



Resim 3.3: Genel presleme işlemi basamakları (German *et al*, 2007).

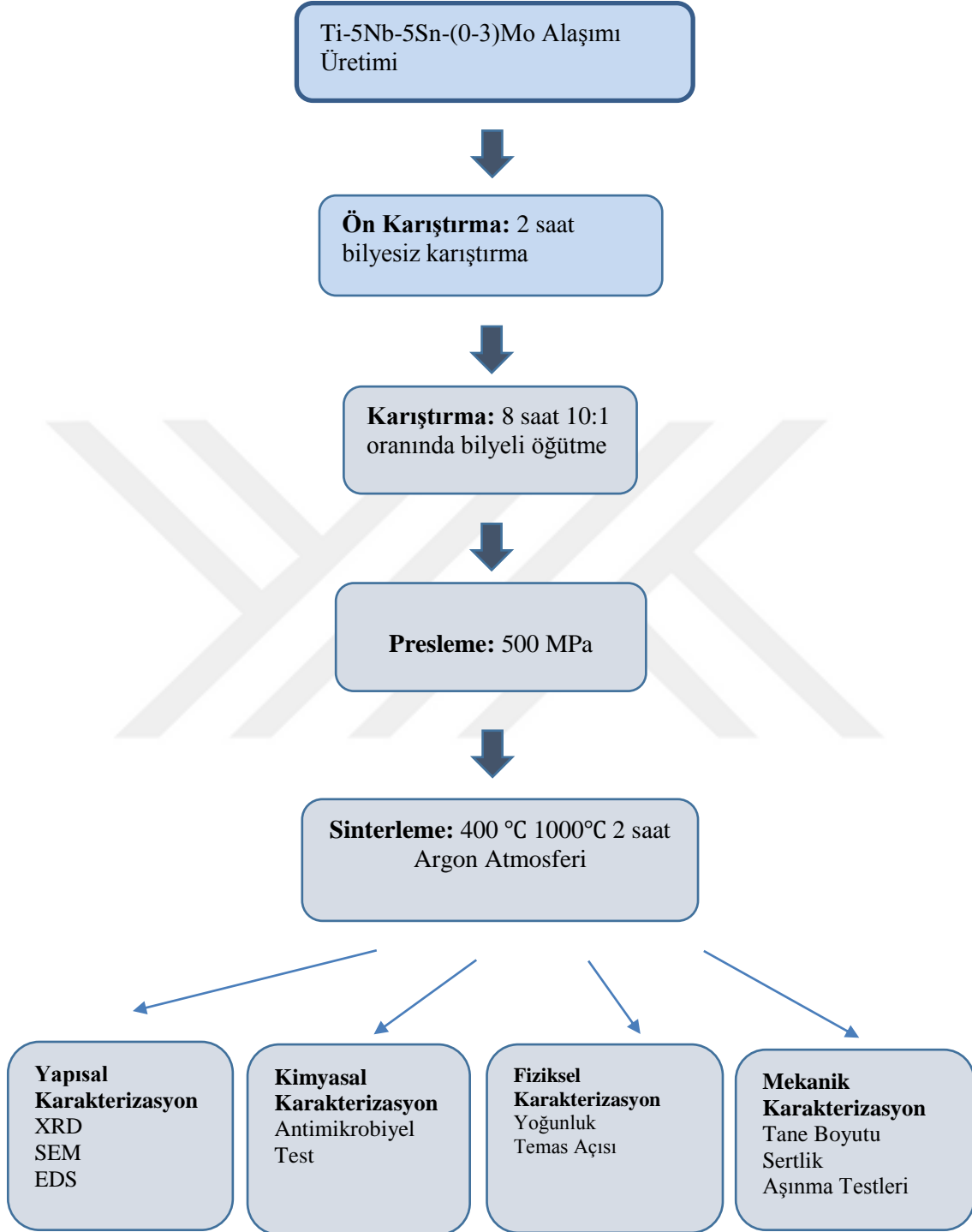
Presleme aşaması metal tozları istenilen özelliklerde birleştirir, istediğimiz gözenek miktarını ayarlama ve daha sonra yapılacak işlemlerde gerek olan gücü sağlar (Upadhyaya *et al*. 2000).

3.2.2 Sinterleme

Preslenmiş metal malzemeleri oluşturan tozlar arasında birleşik yapılar oluşturmak amacıyla vakum altında veya koruyucu atmosfer ve malzemenin ergime sıcaklığı altında gerçekleştirilen ısı işlem olarak tanımlanır. Sinterleme Metal malzemelerini ısı bir işlem uygulanarak yapısal bir birleşmeyle bir bütüne dönüştüren kinetik bir yöntemdir. Metal alaşımların yüzeyinde meydana gelen ısı işlem sonucu alaşımın yoğunlaşmasına neden olur (Arslankara 2012). Metal malzemeleri sinterlerken sinterleme süresi ve sıcaklığı önemli etken olarak belirlenir ve malzemelere göre ayarlanır.



3.3 Deney Numunelerin Hazırlanması



Şekil 3.1 Deneysel akış şeması.

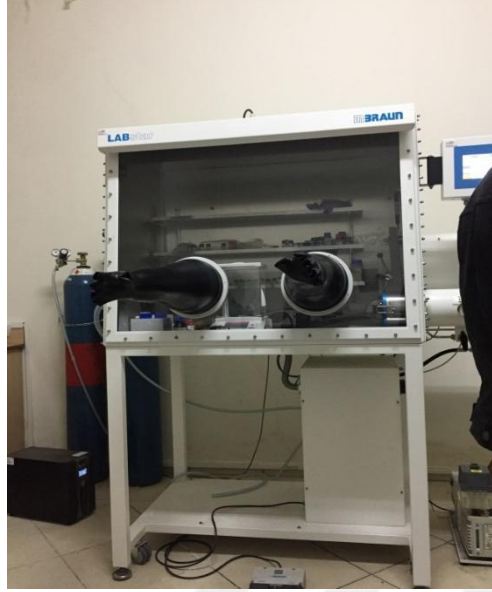
Deney numuneleri için metal tozları eldivenli atmosfer ortamlı kabin (glove box) cihazının içerisinde aşağıdaki tabloda belirttiğimiz gramlarda olmak üzere 4 numune şeklinde tozlar hazırlanmıştır. Glove box ortamı yüksek saflıkta azot gazı ortamında çalışılmasını sağlayarak oksitlenmenin önüne geçer. Kabin içerisinde nem ve oksijen miktarı 1 ppm den daha düşük seviyededir.

Çizelge 3.1 Toz karışım miktarları.

Ti-Alaşımı oranları	Ti(gr)	Nb(gr)	Sn(gr)	Mo(gr)
Ti-5Sn-5Nb	18	1	1	-
Ti-5Sn-5Nb-1Mo	17,8	1	1	0,2
Ti-5Sn-5Nb-2Mo	17,6	1	1	0,4
Ti-5Sn-5Nb-3Mo	17,4	1	1	0,6

Metal toz karışımları 20'şer gram olarak 4 tane numune olarak hazırlanmıştır. Metal tozları karıştırılırken içerisinde Proses Kontrol Ajanı (PKA) literatür araştırması sonucu sterait asit kullanılması uygun görülmüştür (Kasapgil 2014).

PKA kullanılmasının sebebi soğuk kaynaklanma eğilimini azaltmak içindir. PKA metal alaşımlama sırasında öğütülen tozların yüzeyine tutunur ve yapışmayı azaltır. Ayrıca tozların kırılmasını ve aglomere hale gelmesini engeller. İncelenen çalışmalarda PKA eklenmediğinde daha büyük taneli ve soğuk yapışmanın yoğun bir şekilde olduğu; eklendiğinde ise daha ince tozların ve yapışma az miktarda oluşmuştur. Literatürde yapılan çalışmalara göre PKA miktarı alaşımın homojenleşmesini saflığını etkilediği görülmüş ve PKA oranı %1 olarak seçilmiştir. PKA'nın olumsuz etkisi ise tozların alaşımlanması sırasında kirlenme meydana getirmesidir. Bunlar öğütme sırasında deformasyonla ortama bulunan hidrojen, azot, karbon ve nitrojen salınmasıdır (Gheisar *et al.* 2013). Her bir numuneye %1 oranında stearik asit eklenerek glove box içerisinde metal tozların gramajları ayarlanıp çelik kaplara konulmuştur.



Resim 3.4 Mbraun LABstar glove box.

3.3.1 Metal Tozların Spex™ 8000D Cihazında Karıştırılması

Mekanik alaşımlamada metal tozların karıştırılması için gezegen tipi öğütücü, bilyeli öğütme, attritör öğütme sistemi gibi öğütücüler kullanılmaktadır. Biz deneysel çalışmalarımızda SPEX™ 8000D bilyeli cihazında karıştırma işlemi yaptık. Deney numuneleri hazırlandıktan sonra çelik öğütme kaplarına ilk etapta 2 saatlik bilyesiz ön karıştırma işlemi yapıldı.



Resim 3.5 Tungsten karbür öğütme kapları.

Metal toz alaşımı elde etmek için kullanılan bilyeli öğütme yönteminde bilye sayısı, bilye-toz oranı, bilye cinsi, öğütücü cinsi, öğütme ortamı ve sıcaklığı, başlangıç toz boyutu gibi değişkenler elde edeceğimiz metal toz alaşımlarının yapısal özelliklerini

etkilemektedir. Metal tozlar homojen alaşım oluşturmak için bilyeli öğütme sistemi olan Spex™ 8000D ğütme cihazı kullanılmıştır.



Resim 3.6 Spex™ 8000D ğütme cihazı.

Metal tozları alaşımlama birkaç aşamadan geçen bir süreçtir. Alaşımlama sırasında birçok parametre tozların özelliklerinde etkilidir. Bunlardan birincisi; öğütücü tipi: Mekanik alaşımlama yönteminde çeşitli öğütücüler kullanılmaktadır bunlar öğütme kapasitesine, öğütme hızına, tasarımından kaynaklanan öğütme farklılığına ve soğutma şekline göre farklı tiplerdedirler. Bu yüzden hazırlanan toz metal tozlarının cinsine miktarına ve istenilen özelliklere göre öğütücü tipi seçilmesi gerekmektedir. nceki yapılan çalışmalarda metal tozların kirlenme miktarı, kristalleşme sıcaklığı öğütücü tipinden etkilenmektedir. Spex™ cihazı daha çok laboratuvar çalışmalarında kullanılan bilyeli öğütme olarak bilinen bir cihazdır. Temel alışma prensibi olarak malzeme ile bilye, kap arasında sert çarpışma meydana getirerek tozların daha küçük parçalara bölünmesidir. Spex™ tipi öğütme cihazı bir kere de 10-20 gr toz öğütebilen deneysel laboratuvar çalışmalarında kullanılabilir. Bu yüzden metal toz alaşımları karıştırma ve öğütme işleminde Spex™ tipi bilyeli öğütme cihazı kullanıldı (Suryanarayana 2004).

Öğütülecek metal titanyum tozları elik kaplara bilyeler ile birlikte Spex™ cihazına yerleştirilir ve sıkıştırılır cihaz kilitlenip çalıştırılır. Spex™ cihazı 1200 devir/dakika salınım hareketi yapmaktadır. Öğütme işlemi bilye-bilye çarpışması ve bilye-toz

çarpışması sonucu metal tozların öğütülmesi şeklinde gerçekleşir. Tipik Spex™ cihazı, Resim 3.6'da görülmektedir.

İkincisi Öğütme kabı ve bilye cinsi, Metal tozların bulunduğu kap ve bilyelerin hangi malzemeden hangi özellikte seçildiği önemlidir çünkü öğütme işlemi sırasında kaptan bazı maddeler kopar ve tozlara karışma ihtimali vardır. Seçilen malzeme cinsine göre tozda oluşan kirlenme yani nitrojen, hidrojen, azot bileşenleri değişir. Metal tozların kaplara ve bilyelere yapışması da bu parametrelerden etkilenir.

Üçüncüsü Spex™ cihazının karıştırma hızı, öğütme hızının yüksek olması homojen karışım oluşması için etkilidir fakat belli bir dak/devirden sonrası bilyelerin kap yüzeylerin doğru yapışmasına ve tozlarla daha az temas ederek tozların öğütülmesinde azalmaya sebep olmaktadır bu yüzden sınır devirden biraz daha az dak/devir de hareket etmelidir. Ayrıca fazla sürede olması kap ve bilyelerin istenilen sıcaklıktan daha fazla olmasına neden olmaktadır (Suryanarayana 2004).

Metal tozları alaşımlarını öğütme sırasında etkileyen bir diğer parametre öğütme süresi, ise en önemli etkenlerden biri olmak üzere metal toz karışımlarını oldukça fazla etkiler. Metal tozları gerekli olandan fazla sürede karıştırdığında istenmeyen faz değişimi olabilir ve tozlarda kirlenme meydana gelir. Tozların kararlı hale gelmesi için düşük enerji-yüksek süre ya da yüksek enerji- az süre şeklinde işlem yapılmalıdır. Çalışmamızda metal alaşımımız öğütme süresi olarak bilyesiz iki saat bilyeli 8 saat öğütme işlemi yapılmıştır. Bu süre akademik çalışmalar incelenerek bu süreler seçilmiştir (Nouri *et al.* 2007).

Metal tozları alaşımlarını öğütme sırasında etkileyen bir diğer parametre bilye-toz oranı, Bilye-toz oranı 1:1'den 1000:1'e kadar oranlarda kullanılmaktadır. Spex™ cihazında en çok tercih edilen oran 1:10 oranıdır. Öğütme sırasında metal tozlarda istenilen bir fazın oluşması için bilye-toz oranının işlem süresi üzerinde önemli bir etkisi vardır. Bir örnekte istenilen fazın bilye-toz oranı 10:1 oranında 7 saatte, 50:1 oranında 2 saatte ve 100:1 oranında 1 saatte oluştuğu gözlenmiştir. Dolayısıyla yüksek bilye-toz oranlarında daha kısa süreli öğütmelerin yeterli olduğu sonucuna varılmıştır (Kasapgil 2014). Biz de

bu çalışmada 1:10 oranına göre 8 saat öğütme işlemi yaptık (Nouri *et al.* 2007).

Toz alaşımları etkileyen bir diğer parametre katkılandırma işlemidir. Metal tozları alaşımlama sırasında soğuk kaynaklanmadan dolayı çelik kaba ve paslanmaz çelik bilyelere yapışma gösterir ve istenilenden daha az toz alınır. Bu nedenle proses kontrol ajanı denen bir katkı maddesi ile bu soğuk kaynaklanma eğilimini azaltmaya çalışılır. En çok tercih edilen proses kontrol ajanı (PKA) stearik asittir (Kleiner *et al.* 2005).

Metal alaşımlama işlemi sırasında, proses kontrol ajanları tozların yüzeyine tutunur ve toz parçaları arasında meydana gelen soğuk kaynaklanmayı yavaşlatır, Ti-Nb-Sn-(0-3)Mo metal alaşım tozlarının topaklaşmasını önler ve kırılmayı artırır. Metal tozların yüzeylerine tutunan stearik asit (PKA) sert olan metal tozların yüzey gerilmesini düşürerek soğuk kaynaklanma eğilimini azaltır. Ti alaşım tozlarının yüzey enerjisindeki bu düşme, metal tozların öğütme süresini kısaltır ve tozların daha küçük boyutta olmasını sağlar (Kleiner *et al.* 2005).

3.3.2 Metal Tozların Preslenmesi

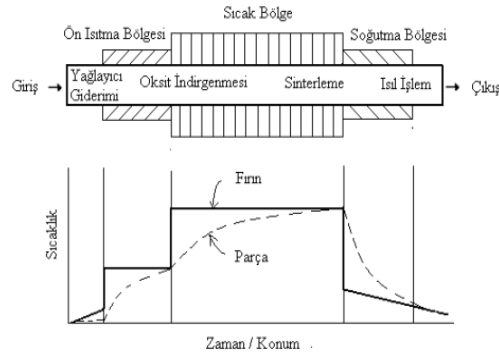
Titanyum alaşım tozlarının şekillendirilmesi ve istenen gözenek miktarının oluşması için metal tozları 500 MPa basınç altında soğuk presleme yöntemi ile 10 mm çaplı silindirler şeklinde preslenmiştir. Kuvvet 1 dakika boyunca 10 tonluk yük şeklinde uygulanmıştır.



Resim 3.7 Manuel hidrolik pres (İnt.Kyn.8).

3.3.3 Metal Tozların Sinterlenmesi

Sinterleme işlemi metal tozların ergime sıcaklığının yarısı kadar sıcaklığın üzerindeki sıcaklıkla işlem yapılarak toz parçaları arasında bağ oluşturma işlemi olarak tanımlanır. Preslenmiş metal tozlarının her birinin birbiri ile temas etmesi artmış olsa da hala her bir toz parçası diğerinden bağımsızdır. Sinterleme işlemi ile metal tozlar yüksek ısı altında kalarak her bir toz parçaları arasındaki bağlantı noktaları artmakta metal atomları ve iyonları arasında fiziksel bir bağ oluşmaktadır. Başka deyişle sinterleme işlemi Ayrıca metal tozlarına mukavemet kazandırmak için sinterleme işlemine tabi tutulurlar. Titanyum bazlı tozlarda sinterleme sıcaklığı süresi ve presleme özellikleri toz alaşımların mekanik ve yoğunluk özelliklerini etkiler. Bu yüzden istenilen özellikte alaşım elde etmek için bu parametrelerin iyi belirlenmesi gerekir. Yapılmış olan deneysel çalışmada daha önceki çalışmalar baz alınarak 400 °C 1 saat sonrasında ısı artırılarak 1000 °C de 2 saatlik sinterleme işlemi yapılmıştır (Wang Xiaopenga *et al.* 2011).



Resim 3.8 Sinterleme fırını çalışma mekanizması (Avşar 2009).



Resim 3.9 Laboratuvarda kullanılan sinterleme fırını (İnt.Kyn.9).

3.4 Metal Alaşımlara Yapılan Analizler

- XRD Analizi
- SEM Görüntüleri
- EDS Analizi
- Temas Açısı Ölçümü
- Yoğunluk Ölçümü
- Tane Boyutu Ölçümü
- Sertlik Ölçümü

3.4.1 X Işını Difraksiyonu (XRD)

Ti-5Nb-5Sn-(0-3)Mo alaşımında beklenen fazları gözlemlemek ve anlamak amacıyla XRD analizi yapılmıştır. XRD analizi Shimadzu XRD-6000 marka XRD Cihazla (Resim 3.10) XRD analizinde, bakır X-ışını tüpünden x ışını gönderilmiş olup analiz 40 kV voltaj ve 30 mA akımda yapılmıştır. Tarama 20-90 derece aralığında olup tarama hızı dakikada 2 derece olarak sabit bir şekilde yapılmıştır.



Resim 3.10 Shimadzu XRD-6000 marka XRD cihazı (İnt.Kyn.8).

3.4.2 Taramalı Elektron Mikroskobu (SEM) Analizi

Ti-5Nb-5Sn, Ti-5Nb-5Sn-1Mo, Ti-5Nb-5Sn-2Mo, Ti-5Nb-5Sn-3Mo metal alaşımlarının morfolojik yapılarının incelenmesi alınan sonuçların daha iyi görüntülenmesi için SEM analizi yapılmıştır. SEM ve EDS analizleri Hitachi – SU1510 marka model cihazla (Resim 3.11) Necmettin Erbakan Üniversitesi BİTAM (Bilim ve Teknoloji Araştırma ve Uygulama Merkezi) 'da yapılmıştır. Tungsten (W) filament ile çalışmaktadır. Cihazda ikincil elektron, yansıyan elektron ve X-ışını detektörü bulunmaktadır. SEM analiz cihazı metal alaşımların görüntüleri üzerine nokta, çizgi, haritalama yöntemleri kullanarak semi-kantitatif ve kalitatif olarak elementer analiz yapmaktadır (İnt.Kyn.10).



Resim 3.11 Hitachi SU 1510 EDS analiz cihazı (İnt.Kyn.10).

3.4.3 Temas Açısı Analizi

Malzeme yüzey özelliklerini belirlemede analizi yapılan bir diğer parametre de temas açısıdır. Yani yüzeyin hidrofil ve hidrofob özelliklerinin belirlenmesidir.

Temas açısı analizi, numunelerin üzerinde KSV Attension ThetaLite TL 101 Optical Tensiometre temas açısı analiz cihazı (Resim 3.11) ile Sessile Drop yöntemiyle damla gönderilir. Bu cihazın çalışma prensibi, yüzey gerilimi belli olan sıvının mikro boyutta şırınga vasıtasıyla yüzeye damlatılarak bu damlanın alışıma yüzeyinde oluşturduğu temas açısının optik kamera ile görüntülenir ve bu görüntü üzerinde temas açısı ölçülür.

Mikro-şırınga yöntemiyle damlatılan sıvı damladığı an cihaz milisaniye farkla 10 farklı görüntü alır ve ortalamasının alınmasıyla temas açısı ölçümü yapılır (Ünal 2015).



Resim 3.12 KSV Attension ThetaLite TL 101 Optical Tensiometre temas açısı analiz cihazı.

3.4.4 Arşimet Prensibi ile Yoğunluk Ölçümü

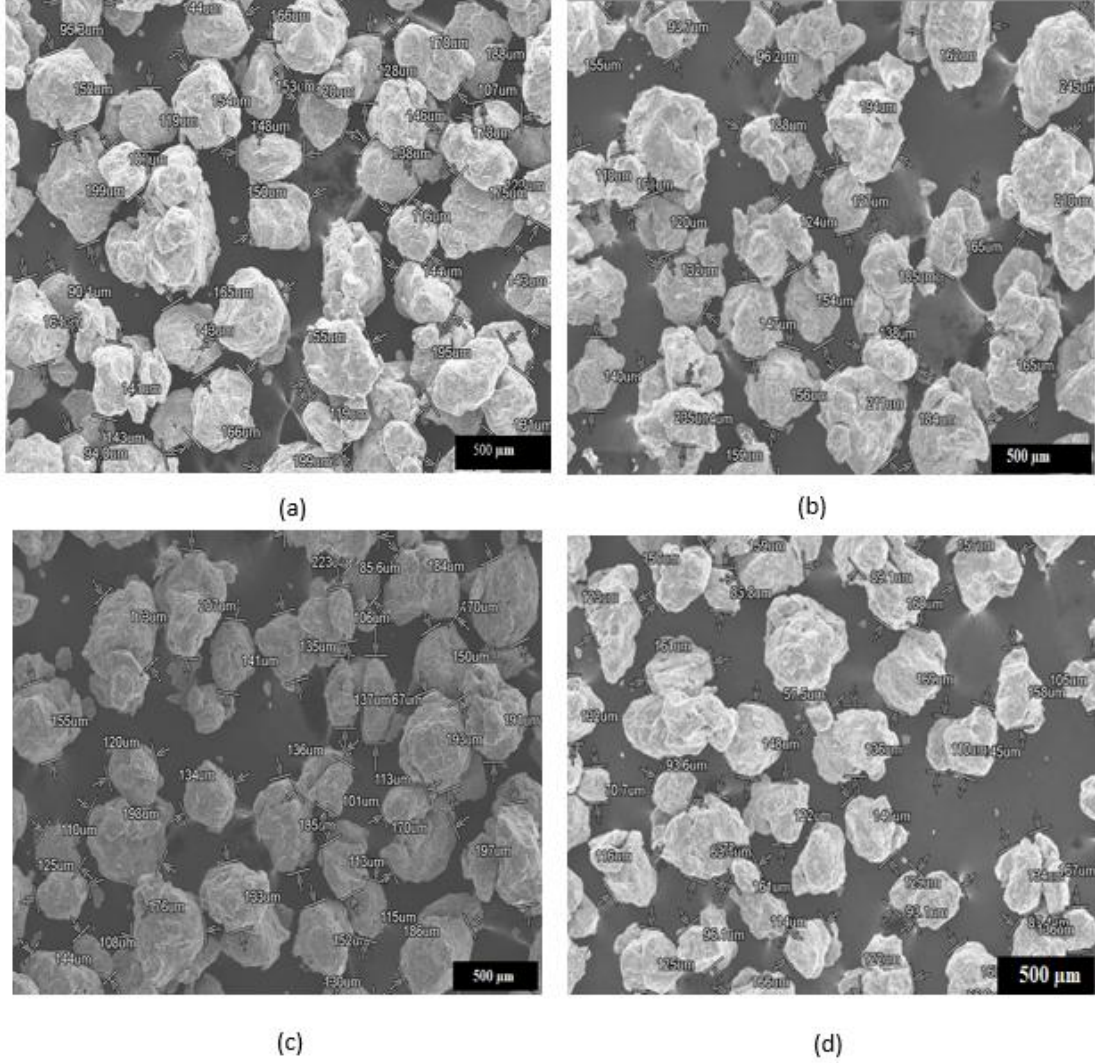
Metal alaşımların yüksek mukavemet veya sıcaklık uygulamalarında malzemelerin yoğunluğu büyük önem taşır. Yoğunluk malzemelerin mukavemet gibi mekanik özelliklerini, ısı transferi gibi termal özelliklerini, korozyon ve mekanik aşınma davranışlarını etkiler. Metal alaşımların Yoğunluk ölçümü metotlarından biri Arşimet (Archimedes) prensibine dayanır ve katı malzemelerin yoğunluklarının ölçümünde yaygın olarak kullanılır. Yoğunluk hesabında A&D GR 200 yoğunluk ölçüm cihazı (Resim 3.12) kullanılmıştır.



Resim 3.13 A&D GR 200 yoğunluk ölçüm cihazı.

3.4.5 SEM Görüntülerinden Faydalanarak Partikül Boyutu Ölçümü

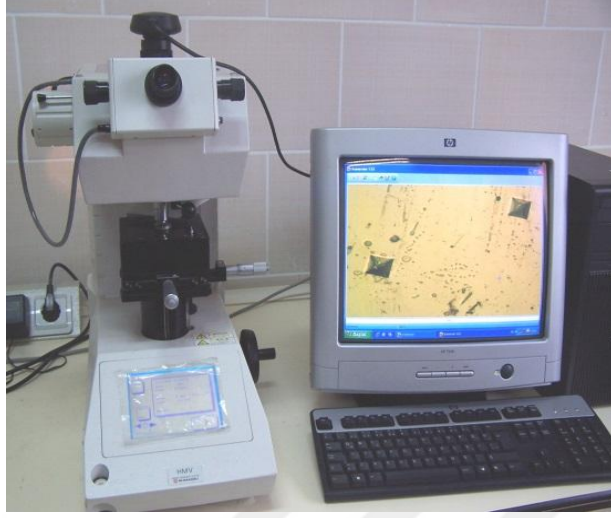
Partikül boyutu ölçümü SEM görüntüleri üzerinden ortalamaları alınarak hesaplanmıştır.



Resim 3.14 (a) Ti-5Nb-5Sn, (b) Ti-5Nb-5Sn-1Mo, (c) Ti-5Nb-5Sn-2Mo, (d) Ti-5Nb-5Sn-3Mo.

3.4.6 Mikrosertlik Ölçümü

Sertlik ölçümü Shimadzu marka cihaz (Resim 3.14) ile yapılmıştır. Malzemelerin mikro sertliği Vickers cinsinden ölçülmektedir. Mikro sertlik ölçümü yapılabilmesi için malzeme yüzeyi parlatılmıştır. Mikrosertlikleri 0,3 kg yük altında 10 sn bekleme süresi ile her numune için 10 ölçüm alınarak ortalamaları sonucu hesaplanmıştır.

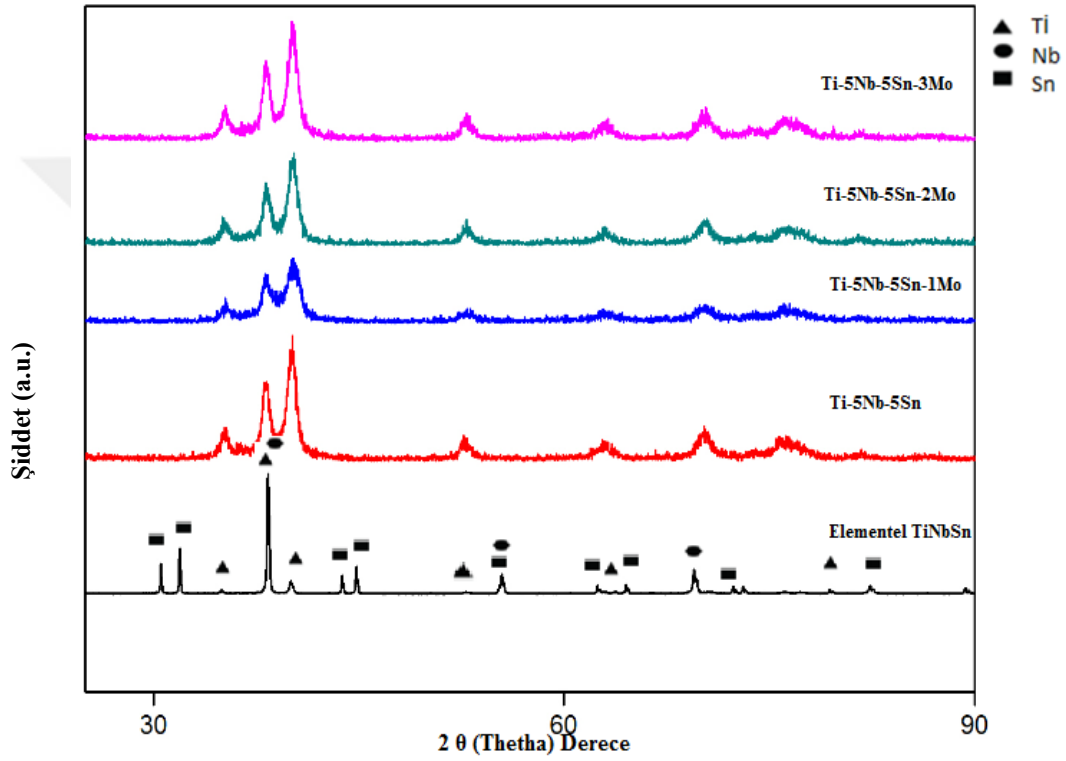


Resim 3.15 Shimadzu marka sertlik ölçüm cihazı (İnt.Kyn.11).

4. BULGULAR

4.1 X Işını Difraksiyonu (XRD) Sonuçları

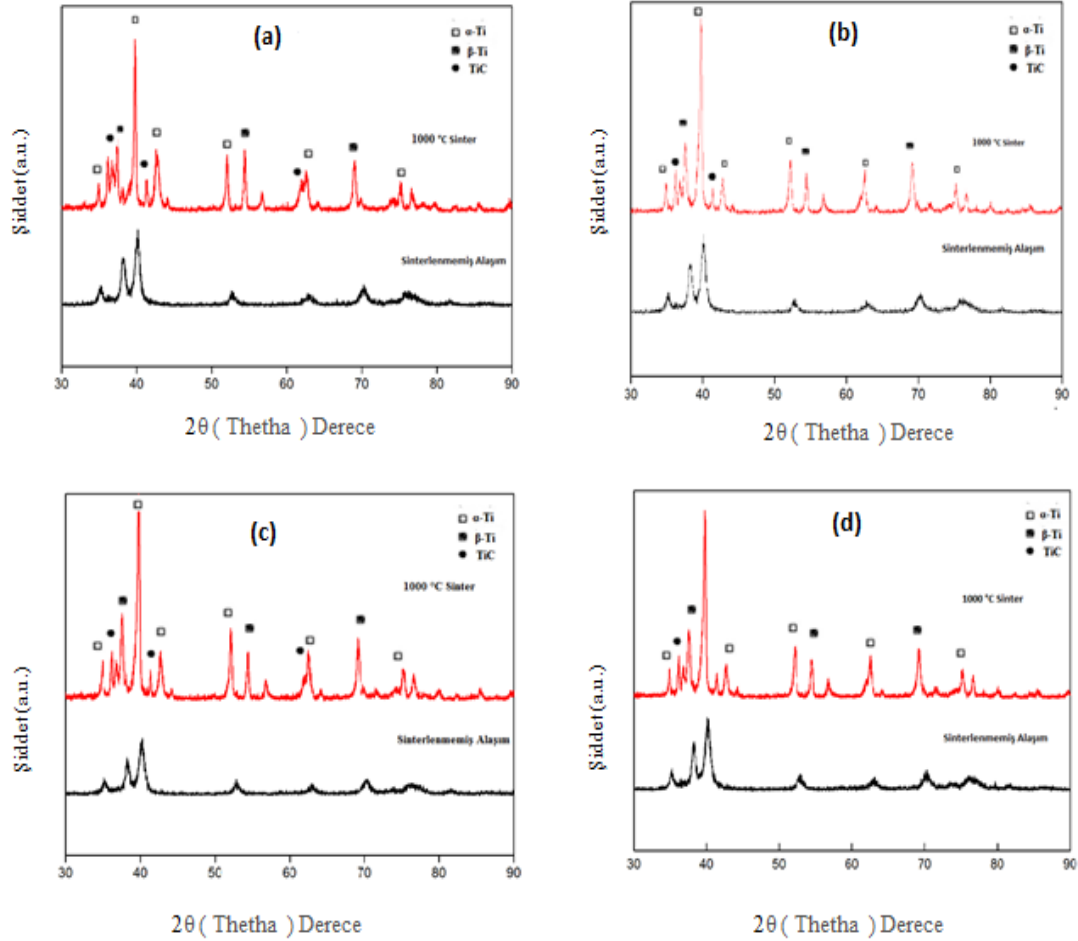
Şekil 4.1 de metal toz alaşımların XRD analizi sonucu verilmiştir. Mekanik alaşımlama ile Sn ve Nb pikleri yok olduğu görülmüştür bu da Nb ve Sn elementlerinin 8 saat mekanik alaşımlama sonucu Ti içerisinde iyi çözündüğü görülmektedir. Titanyum kafes yapısında Nb ve Sn yapıları bulunmaktadır.



Şekil 4.1 Elementel TiNbSn, Ti-5Nb-5Sn, Ti-5Nb-5Sn-1Mo, Ti-5Nb-5Sn-2Mo, Ti-5Nb-5Sn-3Mo alaşımlarının sinter öncesi X-ışını difraksiyon paterni.

Şekil 4.2 'de Ti-5Nb-5Sn alaşımına sırasıyla %1, %2, %3 Mo katkısı ile oluşan alaşımların XRD difraksiyonları verilmiştir. Literatür araştırması sonucu Mo elementi β faz kararlaştırıcı etkiye sahip olduğu bilinmektedir. Şekil 4.2 XRD faz analizine göre Mo katkısı %1, %2, %3 oranda eklendiğinde β fazına etki etmemiş olup daha yüksek oranlarda eklenmesi sonucu β fazı sabitleyici etkisi olasıdır. Ti-5Nb-5Sn, Ti-5Nb-5Sn-1Mo, Ti-5Nb-5Sn-2Mo, Ti-5Nb-5Sn-3Mo alaşımları 400 ° C' de 1 saat 1000 ° C' de 2 saat sinterlenmesi sonrası alaşım piklerinde TiC (titanyum karbür) pikleri olduğu görülmüştür. TiC pikleri istenmeyen bir durumdur ve sebebi soğuk yapışmayı

engellemek amacıyla %1 oranında eklenen PKA olan stearik asittir. Stearik asit ($C_{18}H_{36}O_2$) yapısındaki karbonların titanyum alaşımlarında TiC yapısını oluşturmuştur. Ayrıca β -Ti pikleri de oluşmuştur. Bu da β kararlaştırıcı elementlerin kullanımı ile açıklanmaktadır. Sinterleme sonrası Ti alaşımlarda α -Ti fazının β -Ti fazına göre daha fazla pik oluşturduğu görülmektedir.

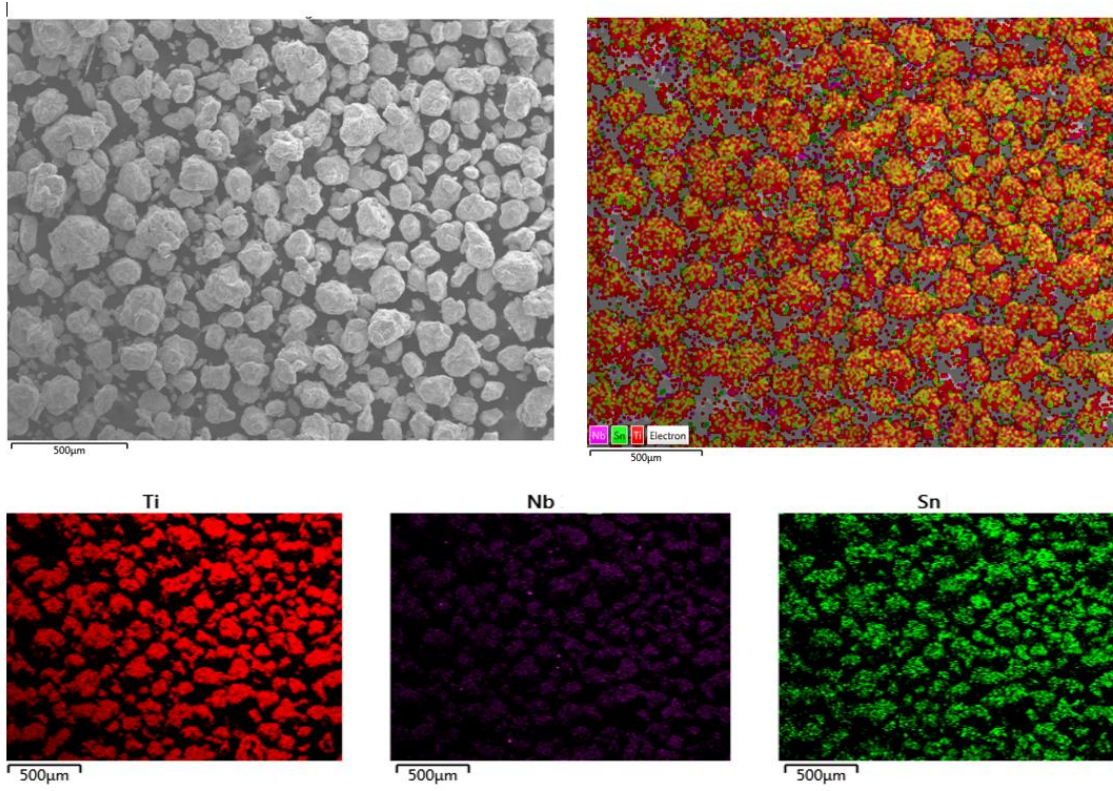


Şekil 4.2 Sinter öncesi ve 400 °C ‘de 1 saat 1000 °C ‘de 2 saat sinterlenen alaşımlar (a) Ti-5Nb-5Sn, (b) Ti-5Nb-5Sn-1Mo, (c) Ti-5Nb-5Sn-2Mo, (d) Ti-5Nb-5Sn-3Mo.

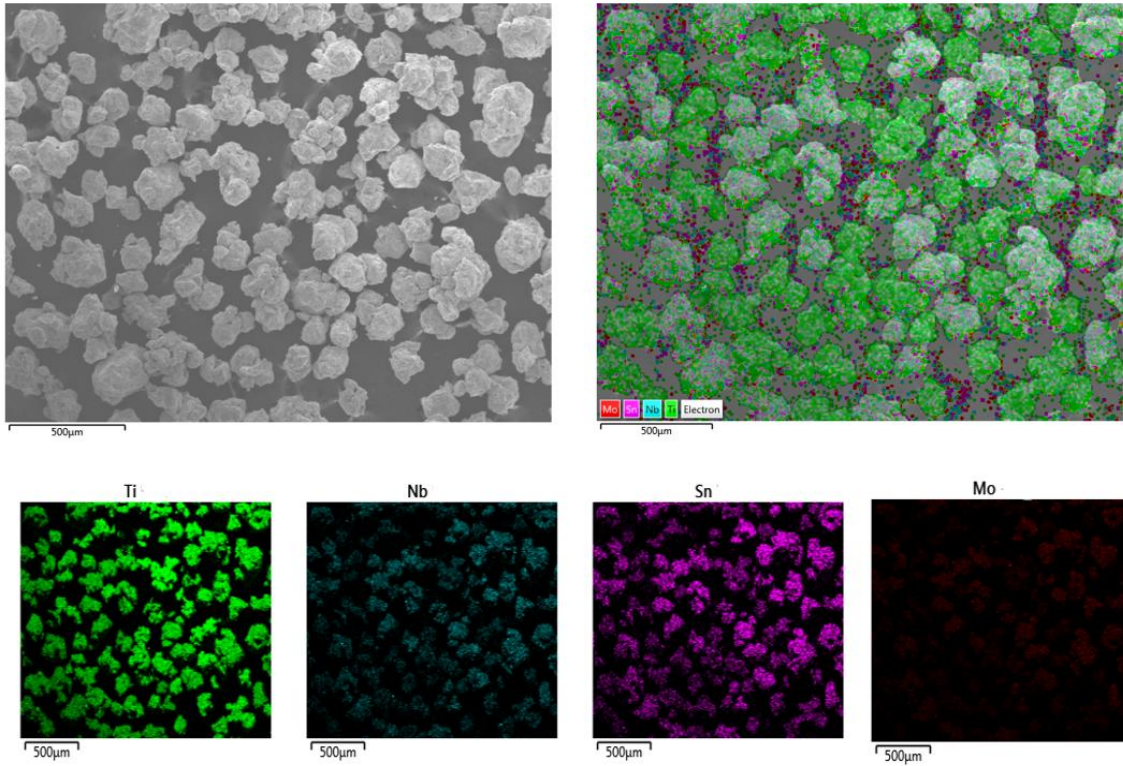
4.2 Elementel Analiz Destekli Görüntü İnceleme (SEM/EDS) Sonuçları

SEM/EDS analizinin yapılabilmesi için tarama yapılacak yüzeyin iletken olması yani elektron akışının olması gerekir. Şekil 4.3, 4.4, 4.5 ve 4.6 da alaşımlara ait EDS analizleri bulunmaktadır. EDS analizleri Ti-5Nb-5Sn, Ti-5Nb-5Sn-1Mo, Ti-5Nb-5Sn-2Mo, Ti-5Nb-5Sn-3Mo alaşımları 2 saat bilyesiz 8 saat bilyeli öğütme işlemi sonrası homojen şekilde karıştığı görülmektedir. Toz alaşımlarında birçok noktadan görüntü

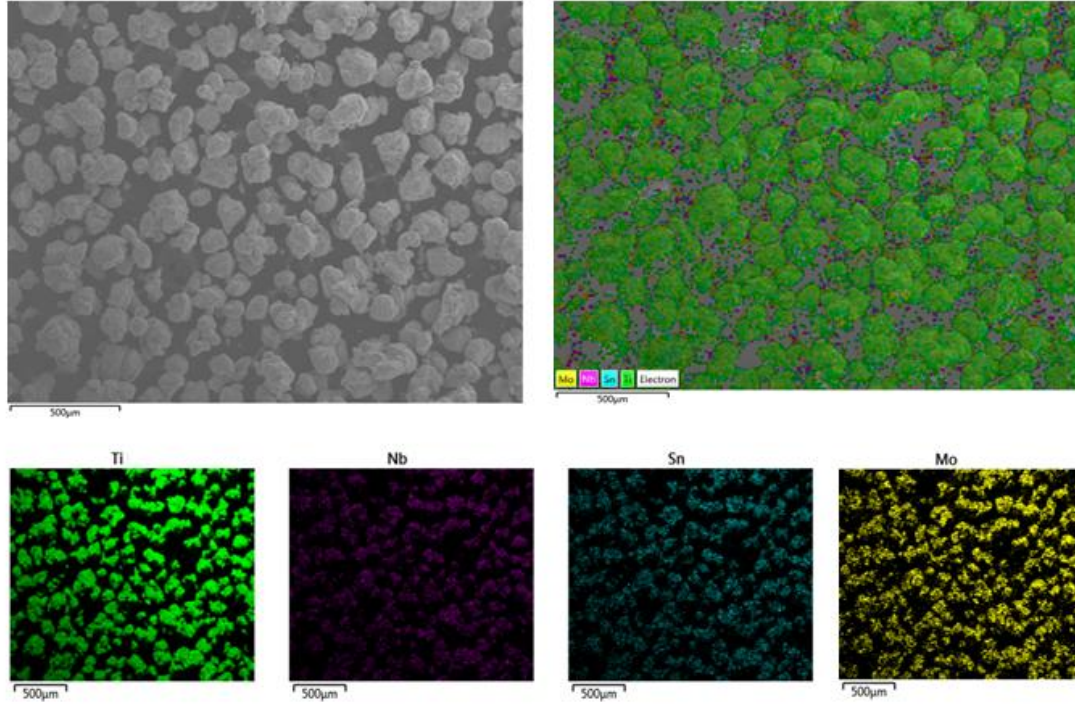
alınarak elementel analiz sonuçları incelenmiştir.



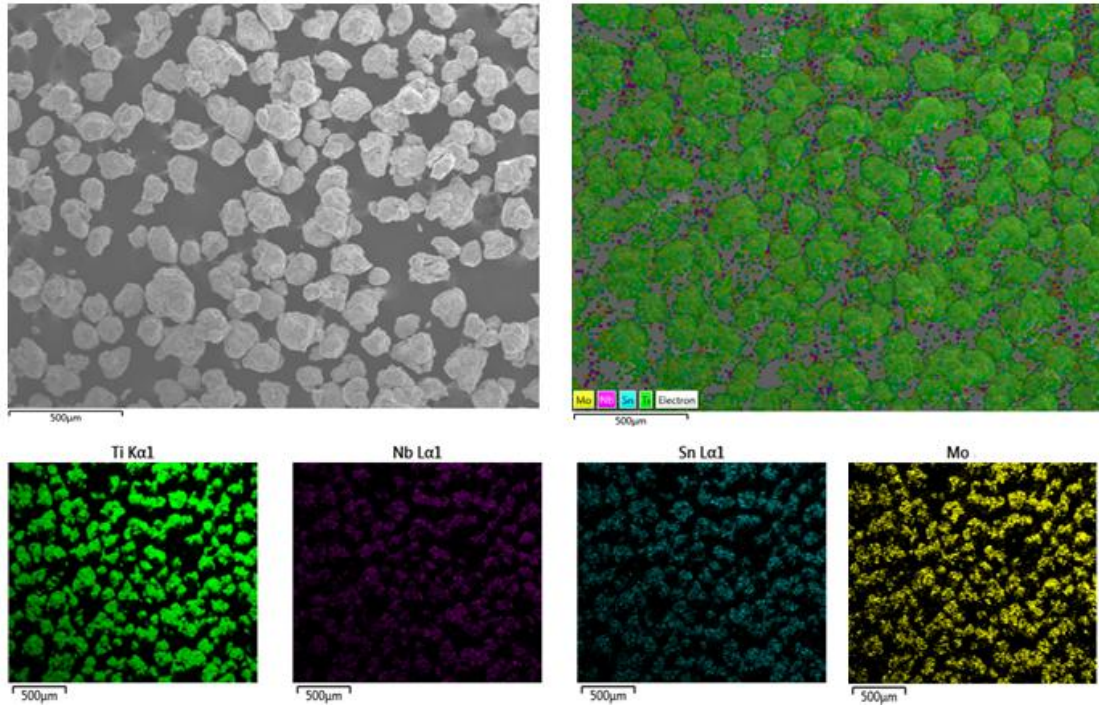
Şekil 4.3 Ti-5Nb-5Sn alaşımı EDS analizi.



Şekil 4.4 Ti-5Nb-5Sn-1Mo alaşımı EDS analizi.



Şekil 4.5 Ti-5Nb-5Sn-2Mo alaşımı EDS analizi.



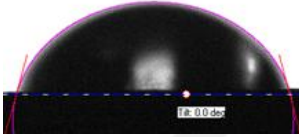
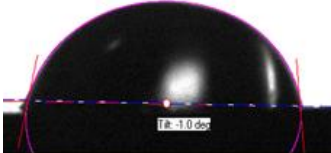
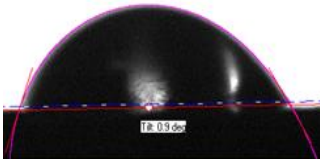
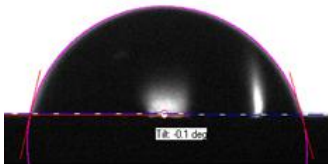
Şekil 4.6 Ti-5Nb-5Sn-3Mo alaşımı EDS analizi.

4.3 Temas Açısı Analizi Sonuçları

Yüzey pürüzlülüğü arttıkça temas açısı değeri de artmaktadır. Temas açısının büyüklüğü sıvının katı yüzeyindeki dağılımıyla alakalıdır.

Titanyum alaşımların temas açısı değerleri Çizelge 4.1’de verilmiştir. Damlanın sağ tarafı ile yapılan açı olan CA(R), sol tarafı ile yapılan açı CA(L) ve bu iki değerlerin ortalaması ise CA(M) açı değerleri hesaplanmıştır.

Çizelge 4.1 Ti-5Nb-5Sn-(0-3)Mo alaşımı temas açısı ölçümleri.

Numunelerin Islatma Temas Açısı Görüntüleri	CA(L)	CA(R)	CA(M)	Metal Alaşımlar
	91,24	89,98	90,61	Ti-5Nb-5Sn
	76,95	78,98	77,96	Ti-5Nb-5Sn-1Mo
	76,26	76,22	76,24	Ti-5Nb-5Sn-2Mo
	71,26	77,97	74,58	Ti-5Nb-5Sn-3Mo

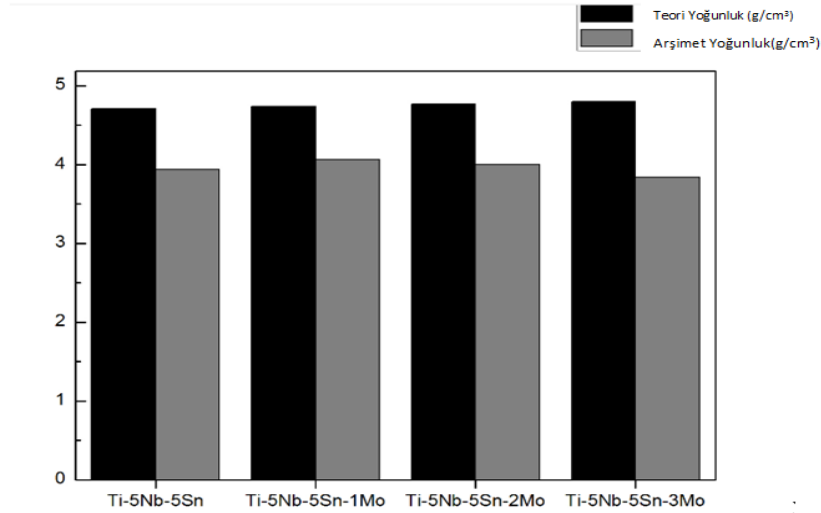
Temas açısı malzeme yüzeyi ile temas eden bir sıvının arasında oluşturduğu açıdır. Bu açı temas edilen katının ve temas eden sıvıya göre değişir. Temas açısı metal alaşımların ıslanabilirlik derecesini ifade eder. Bu açı değerleri malzemenin kohezyon

ve adezyon kuvvetlerinin büyüklüğüne bağlıdır. Temas açısı 90 dereceden büyük olduğunda hidrofobik (ıslatmayan) , temas açısı 90 dereceden az olduğunda hidrofilik (ıslatan) malzemedir. Temas açısının düşük olması istenilen bir özelliktir. Molibden katkısı temas açısını düşürücü etki yapmıştır. Düşük temas açısı metal alaşım implantının yerleştirileceği bölgedeki doku ile ara yüzey arasında bağ kurabilmesini artırmada etkilidir.

4.4 Arşimet Prensibi ile Yoğunluk Ölçümü Sonuçları

Çizelge 4.2 Ti-5Nb-5Sn, Ti-5Nb5Sn-1Mo, Ti-5Nb5Sn-2Mo, Ti-5Nb5Sn-3Mo alaşımlarının yoğunluk değerleri.

Malzeme	Teori Yoğunluğu	Göreceli Yoğunluk (%)	Arşimet Yoğunluk
<i>Ti-5Nb-5Sn</i>	4,71	83,65	3,940
<i>Ti-5Nb-5Sn-1Mo</i>	4,74	85,72	4,063
<i>Ti-5Nb-5Sn-2Mo</i>	4,77	83,84	3,999
<i>Ti-5Nb-5Sn-3Mo</i>	4,80	80,04	3,842



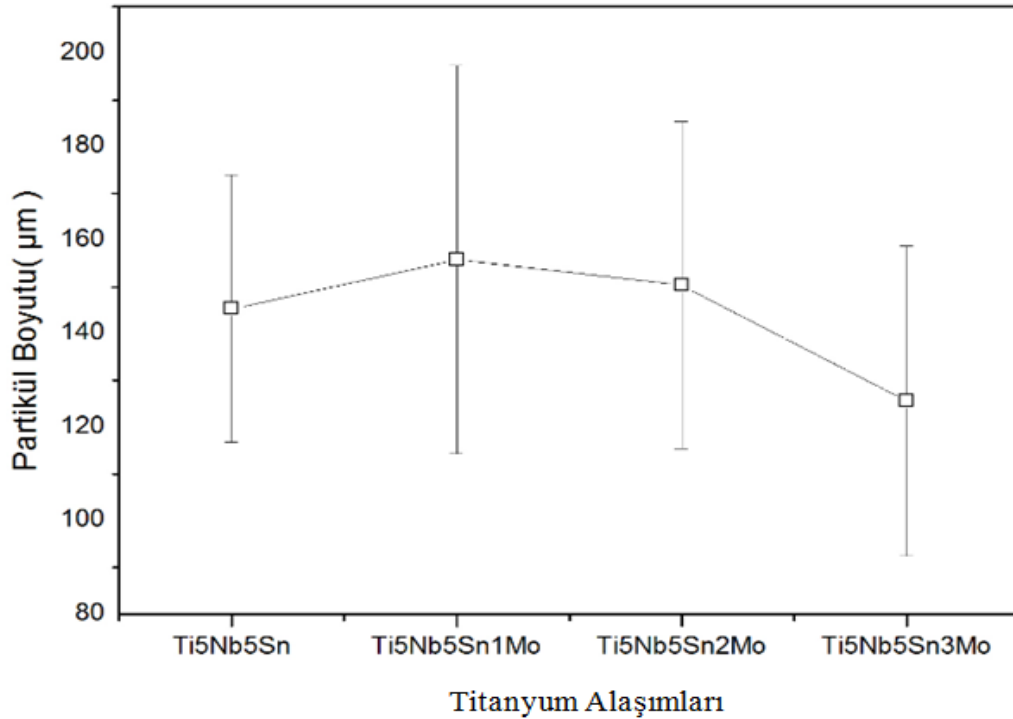
Şekil 4.7 Ti-5Nb-5Sn, Ti-5Nb-5Sn-1Mo, Ti-5Nb-5Sn-2Mo, Ti-5Nb-5Sn-3Mo alaşımlarının yoğunluk değerleri.

Metal alaşımların hesaplanan yoğunluğuna bakıldığında teori yoğunluğundan daha az yoğunluklar hesaplanmıştır. Bu yoğunluk değerinin azalmasının sebebi alaşımlar

oluşurken gözenekli yapılardan kaynaklanmıştır. Ti-5Nb-5Sn alaşımına Mo ilavesi ilk başta bu farkı azaltmıştır. Mo oranı % 1'den sırasıyla % 2 ve % 3'e artırıldığında bu farkın tekrar arttığı görülmektedir. En iyi yoğunluk değeri, oranı % 1 Mo katkılı alaşımda vermiştir.

4.5 Metal Tozların Partikül Boyutu Analizi Sonuçları

Alaşımın partikül boyutları SEM görüntüleri üzerinden ortalamaları alınarak hesaplanmıştır. Ti-5Nb-5Sn alaşım tozu partikül boyutu ortalama 145,378947 μm , Ti-5Nb-5Sn-1Mo alaşım tozu partikül boyutu ortalama 155,8807692 μm , Ti-5Nb-5Sn-2Mo alaşım tozu partikül boyutu ortalama 150,3885714 μm , Ti-5Nb-5Sn-3Mo alaşım tozu partikül boyutu ortalama 125,6157895 μm olarak hesaplanmıştır. Mo katkısı Ti-5Nb-5Sn toz alaşımının partikül boyutunu artırmış olup Mo oranı arttıkça partikül boyutunda azalma görülmüştür. Mo'nun değişik oranlarda eklenmesi partikül boyutunun değişiminde etkili olmuştur. %3 üzeri Mo eklenmesi yapılmış olsaydı, partikül boyutunun düşmeye devam edebileceği görülmektedir.

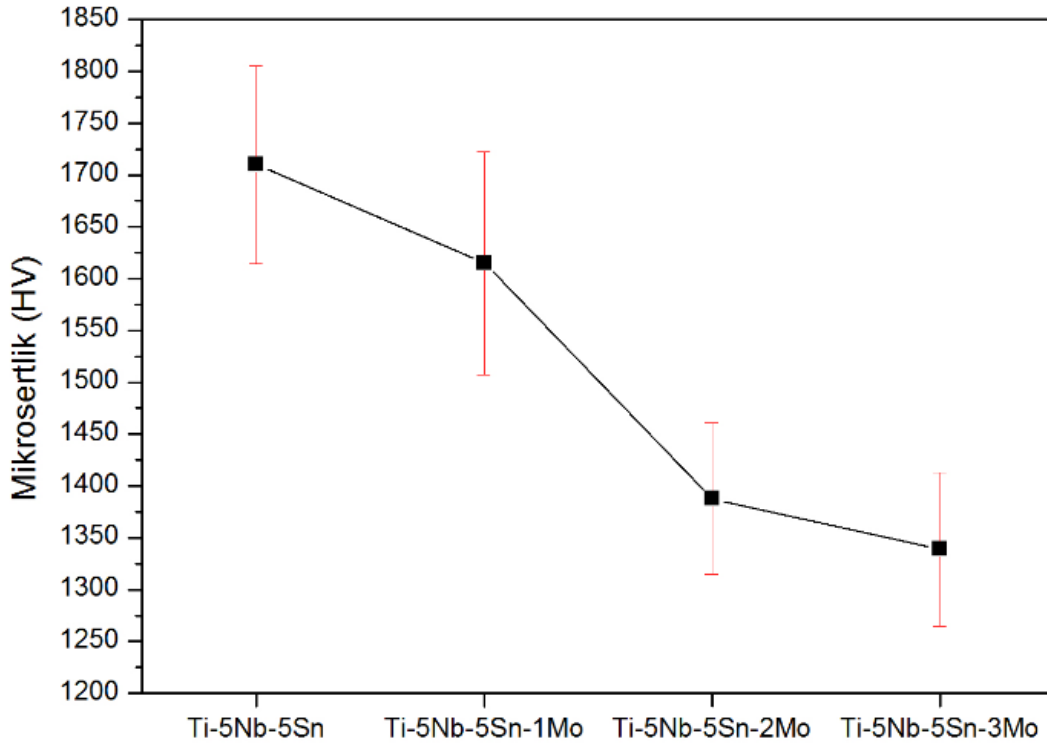


Şekil 4.8 Metal alaşımların partikül boyutları.

4.6 Sertlik Ölçümü Sonuçları

Ti-5Nb-5Sn alaşım tozunu sertlik değeri ortalama 1727,9 HV, Ti-5Nb-5Sn-1Mo alaşım tozu partikül boyutu ortalama 1615,1 HV, Ti-5Nb-5Sn-2Mo alaşım tozu sertlik değeri ortalama 1387,6 HV, Ti-5Nb-5Sn-3Mo alaşım tozu sertlik değeri ortalama 1338,9 HV olarak hesaplanmıştır.

Titanyum alaşımlarının Molibden katkısı ile sertlik değerinin düştüğü sonucuna ulaşılmıştır. Metal alaşımın çok sert olmaması, kırılğan yapıda olmaması istenilen özelliktedir. İmplantların sertliğinin kemiğin sertliğine yakın olması istenilir.

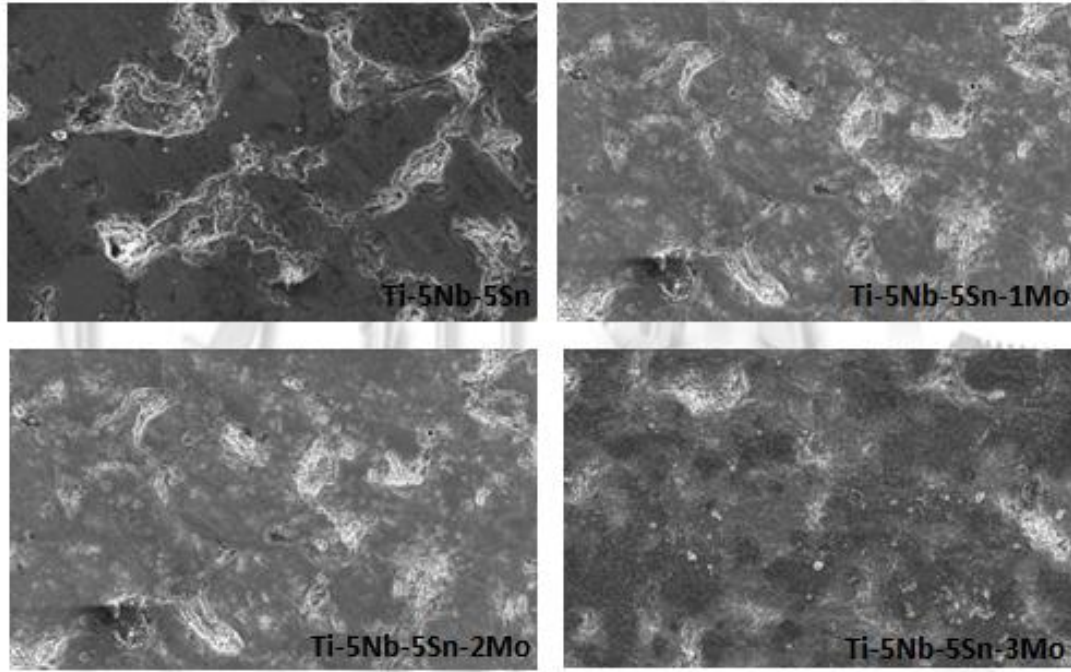


Şekil 4.9 Titanyum alaşımların mikrosertlik ölçümü.

4.7 Aşınma Deneyleri

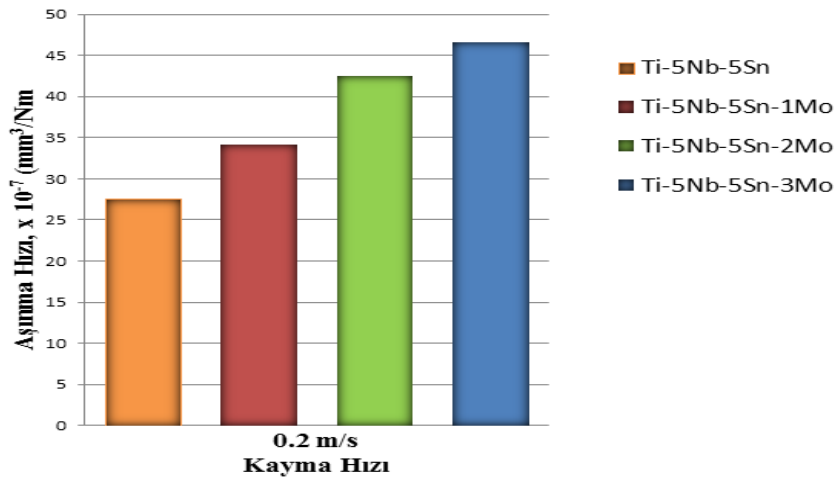
Metal alaşımlarda çalışma verimini düşüren ve üretim maliyetlerini artıran hasar tiplerinden biri aşınmadır. Aşınma, temas eden yüzeylerden mekanik etkiler sebebiyle mikro parçacıkların ayrılması sonucu malzemede istenilmeyen bir değişikliğin meydana gelmesi olayıdır. Temas halindeki yüzeylerde, sürtünme kuvvetleri güç kaybına neden

olmakta, aşınma ise alaşımların toleranslarının bozulmasına ve metal alaşımların fonksiyonlarını tam olarak yerine getirmesine engel olmaktadır. Ti-5Nb-5Sn, Ti-5Nb-5Sn-1Mo, Ti-5Nb-5Sn-2Mo, Ti-5Nb-5Sn-3Mo alaşımları 2 Newton yük altında 0,2 m/sn kayma hızında 50 metre mesafesinde kuru ortamda aşınma testine tabi tutulmuştur. Aşındırıcı malzeme olarak W-Co aşındırıcı bilye kullanılmıştır.

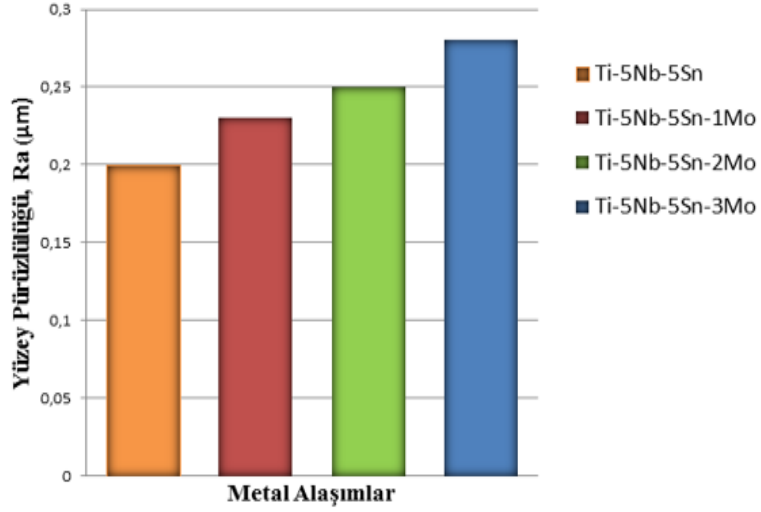


Şekil 4.10 Aşınma sonrası SEM görüntüleri.

Aşınma SEM sonuçlarında numunelerde delaminasyon aşınması ve abrazyif aşınma meydana gelmiştir.

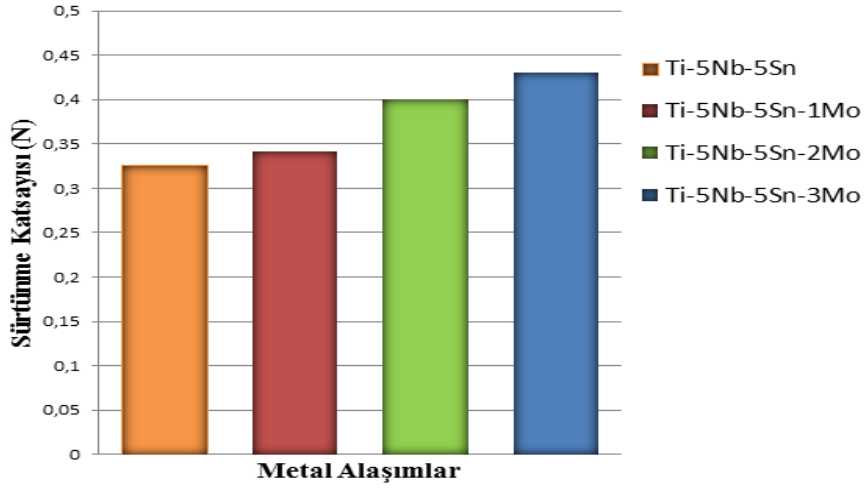


Şekil 4.11 Titanyum alaşımların aşınma hızı değerleri.



Şekil 4.12 Titanyum alaşımların yüze pürüzlülük değeri.

Şekil 4.12’de görüldüğü gibi Ti-5Nb-5Sn alaşıma sırasıyla %1, %2, %3 Mo katkısı ile yüze pürüzlülüğü artmıştır.



Şekil 4.13 Titanyum alaşımların sürtünme katsayısı değeri.

Şekil 4.13’de görüldüğü gibi Ti-5Nb-5Sn alaşıma Mo katkısı ile sürtünme katsayısı değeri artma göstermiştir.

5. TARTIŞMA ve SONUÇ

Toz Metalürji yöntemi ile istenilen oranda istenilen miktarda Ti-5Nb-5Sn, Ti-5Nb-5Sn-1Mo, Ti-5Nb-5Sn-2Mo, Ti-5Nb-5Sn-3Mo üretimini başarı ile gerçekleştirilmiştir. Ayrıca toz metalürjisinin diğer üretim yöntemlerine göre daha ucuz olması önemli bir etken olmuştur.

XRD analizleri sonucu 2 saat bilyesiz, 8 saat bilyeli öğütme sonucu Nb ve Sn metallerinin Ti içerisinde iyi çözünme gösterdiği görülmektedir.

SEM görüntülerinin EDS analizleri ile Ti-5Nb-5Sn, Ti-5Nb-5Sn-1Mo, Ti-5Nb-5Sn-2Mo, Ti-5Nb-5Sn-3Mo alaşım tozları homojen dağılım göstermiştir.

Ti-5Nb-5Sn alaşımına Mo katkısı ile temas açısı değerleri azalmıştır. Temas açısının daha az olması biyomalzemeler de istenilen özelliktir.

Yoğunluk ölçüm sonuçlarına göre Ti-5Nb-5Sn alaşımı %83,65, Ti-5Nb-5Sn-1Mo alaşımı %85,72, Ti-5Nb-5Sn-2Mo alaşımı %83,84, Ti-5Nb-5Sn-3Mo %80,04 göreceli yoğunluk değerleri görülmüştür. %1 Mo ilavesi ile Ti-5Nb-5Sn alaşımında daha az porlu yapı oluşmuş olup Ti-5Nb-5Sn alaşımına %2 Mo katkısı %1 Mo katkısına göre porlu yapıyı artırmıştır. %3 Mo katkısı ise %2 Mo katkılı alaşıma göre de porlu yapıyı artırmıştır.

Sertlik değerleri sonuçlarına göre Ti-5Nb-5Sn alaşımına Mo katkısı sertlik değerini düşürme yönünde etki etmiştir. Mo oranı sırasıyla %1 ,%2 ve %3 oranında yapılarak mikrosertliğin giderek azaldığı sonucuna ulaşılmıştır.

Ti-5Nb-5Sn alaşıma %1 ,%2, %3 Mo katkısı ile sürtünme katsayısı, yüzey pürüzlülüğü ve aşınma hızı değerleri artma göstermiştir.

Bu çalışmada Ti-5Nb-5Sn alaşımı Nb ve Sn oranları sabit tutulmuş Mo %1, %2, %3 oranında artırılmıştır. İleriki çalışmalarda Molibden katkısının %3 den daha fazla

olduğunda ne gibi sonuçlar gösterdiği, Nb ve Sn oranların farklılık gösterdiğinde mekanik özelliğe nasıl etki ettiği çalışılabilir.

Sağlık alanında biyomalzeme olarak kullanılması düşülen titanyum alaşımlarının mekanik özellikleri ve mikroyapısal özellikleri belirlenmiş, biyouyumluluk özellikleri tamamen incelenmemiştir. Sitotoksik ve korozyon testlerinin tamamlanması halinde malzemenin biyomalzeme olarak kullanımının uygunluğu araştırılıp, uygun olması durumunda sektöre yeni bir alaşım kazandırılmış olacaktır.



6. KAYNAKLAR

- Akın, G. (2006). Toz Metalurjisi Yöntemiyle Alüminyum Matrisli Bor Karbür Takviyeli Kompozitlerin Üretilmesi ve Mekanik Özelliklerinin İncelenmesi. Yüksek Lisans Tezi, İstanbul Teknik Üniversitesi, Fen Bilimleri Enstitüsü, İstanbul.
- Arslankara, E. (2012). Wc Esaslı Sert Malzemelerin Spark Plasma Sinterleme Yöntemiyle Geliştirilmesi. Yüksek Lisans Tezi, İstanbul Teknik Üniversitesi, Fen Bilimleri Enstitüsü, İstanbul.
- Avşar, E. (2009). Demir Esaslı Toz Metal Parçaların Sinterleme ile Birleştirilmesi. Yüksek Lisans Tezi, TOBB Ekonomi Üniversitesi, Fen Bilimler Enstitüsü, Ankara.
- Balaban, N. (2007). Titanyum ve Alaşımlarının Biyouyumluluk İncelemesi. Yüksek Lisans Tezi, İstanbul Teknik Üniversitesi, Fen Bilimleri Enstitüsü, İstanbul.
- Barbosa, M.A. (1998). Corosion of Metallic Implants, In J. H. Black, (Ed), Handbook of Biomaterial Properties. Chapman and Hall Inc., London, 420-421.
- Barksdale, J. (1968). Titanium, In: Jukka P. Matinlinna, (Ed), Handbook of Oral Biomaterials. Pan Stanford Inc., New York, 732-738
- Daisuke Kuroda, M. N. (1998). Design and mechanical properties of new β type titanium alloys for implant materials. *Materials Science and Engineering*, **243**: 244-249.
- Demirkol, N. (2013). Koyun Hidroksiapatit Esaslı Kompozitlerin Üretimi ve Karakterizasyonu. Doktora Tezi, İstanbul Teknik Üniversitesi, Fen Bilimleri Enstitüsü, İstanbul.
- Dikici, B. (2010). Toz Metalurjisi Yöntemi İle Nikel-Titanyum Alaşımlarının Üretimi. Yüksek Lisans Tezi, İstanbul Teknik Üniversitesi, Fen Bilimleri Enstitüsü, İstanbul.
- Egemen Ünal, M. Ö. (2015). Saf Titanyum İmplantın Asit ve Alkali İşlemler ile Yüzey Modifikasyonu. *Afyon Kocatepe Üniversitesi Fen ve Mühendislikleri Bilimleri Dergisi*, **5**: 6-13.
- German, R. M., Saritaş, S., Türker, M., Durlu, N. (2007). Toz metalurjisi ve parçacıklı malzeme işlemleri : işlemleri, malzemeler, ürünler, özellikler ve uygulamalar.

- Türk Toz Metalurjisi Derneği Yayınları, 1. Baskı, Ankara, Türkiye.
- Gheisar, S. J. (2013). The effect of process control agent on the structure and magnetic properties of nanocrystalline mechanically alloyed Fe-45% Ni powders. *Journal of Magnetism and Magnetic Materials*, **343**: 133-137.
- Goff, A. (2003). Modeling and synthesis of a piezoelectric ceramic-reinforced, Master of Science in Materials Science and Engineering, Virginia Polytechnic Institute and State University, Blacksburg, Virginia.
- Gümüşderelioğlu, M. (2002). Biyomalzemeler. *Bilim ve Teknik*, **2002**: 5-8.
- Günyüz, M. (2007). Titanyum ve Alaşımlarının Mikro Ark Oksidasyon İşlemi İle Kaplanması. Yüksek Lisans Tezi, İstanbul Teknik Üniversitesi, Fen Bilimleri Enstitüsü, İstanbul.
- Kalelioğlu, D. (2015). Kemik Doku İmplant Malzemeleri: Osseointegrasyon ve Bakteriyel. Yüksek Lisans Tezi, Fen Bilimleri Enstitüsü, Hacettepe Üniversitesi, Ankara.
- Kasapgil, E. (2014). Stearik Asitin Demir Tozunun Mekanik Alaşımlanması Sürecine Etkileri. Yüksek Lisans Tezi, İstanbul Teknik Üniversitesi, Fen Bilimleri Enstitüsü, İstanbul.
- Keiki Miura, N. (2011). The bone tissue compatibility of a new Ti-Nb-Sn alloy with a low Young's modulus. *Acta Biomaterialia*, **7**: 2320-2326.
- Kleiner, S. B. (2005). Decomposition of process control agent during mechanical milling and its influence on displacement reactions in the Al-TiO₂ system. *Materials Chemistry and Physics*, **89**: 362-366.
- Lütjering, G. W. (2003). Titanium Matrix Composites. Springer Publishing Company, 2. edition, Hamburg, Germany.
- M., Niinomi. (1998). Mechanical properties of biomedical titanium alloys. *Materials Science and Engineering*, **243**: 231-236
- Nouri, A. Chen, X. Yamada, Y.(2008). Synthesis of Ti-Nb-Sn alloy by powder metallurgy, *Materials Science and Engineering* **485**: 562-570
- Özler, F. B. (2007). Titanyum ve Alaşımlarının Sol-Jel Yardımıyla Yüzey Modifikasyonu. Yüksek Lisans Tezi, İstanbul Teknik Üniversitesi, Fen Bilimleri Enstitüsü, İstanbul.

- Özdemir N. Özalp Y. (2019). Biyomateryeller ve Biyoyumluluk, *Ankara Üniversitesi Eczacılık Fakültesi Dergisi*, **24**: 57-72
- Qizhi Chen, G. A. (2004). Metallic implant biomaterials. *Materials Science and Engineering*, **87**:1 -57
- Park, Y. K. (2000). The Biomedical Engineering Handbook. Taylor and Francis Group Publishing Company, 3. Edition, Davis, USA.
- Ratner, B. D. (2015). The Biocompatibility of Implant Materials. In: Stephen F. Badylak (Ed.), Host Response to Biomaterials, Academic Press is an imprint of Elsevier, USA, 37-51.
- Scanlan, G. C. (1970). Forgings in Titanium Alloys. In: R. I Jaffee, N. E. Promisel (Eds.), The Science, Technology and Application of Titanium. Pergamon Press, New York. 79-97.
- Shackelford, J. (1999). Bioceramics. Gordon and Breach Science Publishers, 4. Edition, Davis, USA.
- Subaşı, M., Karataş, Ç. (2012). Titanyum ve Titanyum Alaşımlarından Yapılan İmplantlar Üzerine İnceleme. *Politeknik Dergisi*, **2**: 87-103.
- Sumit Bahl, A. S. (2017). Controlled nanoscale precipitation to enhance the mechanical and biological performances of a metastable β Ti-Nb-Sn alloy for orthopedic applications. *Materials & Design*, **126**: 226-237.
- Suryanarayana, C. (2004). Mechanical Alloying and Milling. Publishing Marcel Dekker Company, 2.edition, New York, USA.
- Suresh, S. (2004). Fatigue of Materials. Cambridge University Press, 2. Edition, Cambridge, England.
- Upadhyaya, G. S. (2000). Sintered Metallic and Ceramic Materials: Preparation, Properties and Applications. Published by Wiley, New York.
- Wang Xiaopenga, C. Y. (2011). Ti-Nb-Sn-hydroxyapatite composites synthesized by mechanical alloying and high frequency induction heated sintering. *Journal Of The Mechanical Behavior Of Biomedical Material*, **4**: 2074-2080.
- Yazıcı, T. (2009). Plazma Spret Yöntemiyle Üretilmiş Biyocam Kaplamaların Karakterizasyonu. Yüksek Lisans Tezi, İstanbul Teknik Üniversitesi, Fen Bilimleri Enstitüsü, İstanbul.

İnternet Kaynakları

- 1) <http://blog.aku.edu.tr/evcin>, 07.09.2018
- 2) <http://aves.erciyes.edu.tr>, 26.12.2018
- 3) <https://lms.sabis.sakarya.edu.tr>, 02.05.2019
- 4) <http://simgeirizalp.cbu.edu.tr>, 06.03.2019
- 5) <https://dergipark.org.tr>, 03.05.2019
- 6) <https://www.iha.com.tr>, 26.03.2019
- 7) <http://www.gnykalip.com.tr/medikal>, 04.04.2019
- 8) <https://turkish.alibaba.com>, 08.04.2019
- 9) <http://www.lamda-teknik.com>, 12.04.2019
- 10) <https://www.erbakan.edu.tr>, 23.04.2019
- 11) <https://tuam.aku.edu.tr>, 30.04.2019

ÖZGEÇMİŞ

Adı Soyadı : Melis Caner

Doğum Yeri ve Tarihi: Kırşehir 07.09.1994

Yabancı Dili : İngilizce

İletişim (Telefon/e-posta) : 5417223197/ meliscnr79@gmail.com

Eğitim Durumu (Kurum ve Yıl)

Lise : Kaman Anadolu Öğretmen Lisesi, (2008-2012)

Lisans : Afyon Kocatepe Üniversitesi, Biyomedikal Mühendisliği Bölümü, (2012-2016)

Yüksek Lisans : Afyon Kocatepe Üniversitesi, Fen Bilimleri Enstitüsü, Biyomedikal Mühendisliği Anabilim Dalı, (2016-2019)

Çalıştığı Kurum ve Yıl : Kırşehir Gençlik ve Spor İl Müdürlüğü (2018-Halen)