

**T.C.  
BİNGÖL ÜNİVERSİTESİ  
FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ**

**TOZ METALURJİSİ YÖNTEMİYLE ÜRETİLEN  
BİYOMALZEMELER TiMoNi ALAŞIMLARININ MEKANİK VE  
MİKROYAPI ÖZELLİKLERİNİN ARAŞTIRILMASI**

**YÜKSEK LİSANS TEZİ**

**SABRİ BÜLBÜL**

**MAKİNE MÜHENDİSLİĞİ**

**TEZ DANIŞMANI  
Doç. Dr. Zülküf BALALAN**

**BİNGÖL-2023**

**TOZ METALURJİSİ YÖNTEMİYLE ÜRETİLEN**  
**BİYOMALZEMELER TiMoNi ALAŞIMLARININ MEKANİK VE MİKROYAPI**  
**ÖZELLİKLERİNİN ARAŞTIRILMASI**

Doç. Dr. Zülküf BALALAN danışmanlığında, Sabri BÜLBÜL tarafından oluşturulan bu çalışma 05/07/2023 tarihinde aşağıdaki jüri tarafından Makina Mühendisliği Anabilim Dalı Konstrüksiyon Bilim Dalı'nda Yüksek Lisans Tezi olarak oybirliği ile kabul edilmiştir.

Başkan : Doç. Dr. Mehmet YAZ *İmza* :  
Üye : Doç. Dr. Zülküf BALALAN *İmza* :  
Üye : Doç. Dr. Adem YAR *İmza* :

Yukarıdaki sonuç;

Enstitü Yönetim Kurulunun ...../...../..... tarih ve ...../.....  
nolu kararı ile onaylanmıştır.

**Prof. Dr. Zafer ŞİAR**  
**Enstitü Müdürü**

## ÖNSÖZ

Çalışmalarım boyunca bilgi birikimini ve tecrübelerini benimle cömertçe paylaşan, bana sürekli arka çıkan ve yol gösteren danışmanım Sayın Doç. Dr. Zülküf BALALAN'a, Yüksek lisans çalışmalarım boyunca bana içtenlikle yardımcı olan ve tezim sırasında fikir ve çıkarımlarımdan yararlandığım çok kıymetli Sayın Doç. Dr. Özgür ÖZGÜN hocama, deney aşamalarında her türlü yardımı ve düşüncelerini esirgemeyen Sayın Dr. Öğr. Üyesi Ömer EKİNCİ hocama ve Yüksek Lisans çalışmam boyunca desteğini daima hissettiren arkadaşım Murat KURT'a sonsuz teşekkürü bir borç bilirim.

Hayatımı anlamlandırdığı gibi her daim yoldaşım olan ve tezim süresince de tüm sabır, anlayışıyla bu hayattaki en büyük şansım eşime teşekkürlerimi sunarım. Ayrıca verdikleri güç ve destek ile beni hiçbir zaman tek bırakmayan kıymetli aileme sonsuz teşekkür ve şükranlarımı sunarım.

**Sabri BÜLBÜL**

**Bingöl 2023**

# İÇİNDEKİLER

ÖNSÖZ .....	i
İÇİNDEKİLER .....	ii
SİMGELER VE KISALTMALAR LİSTESİ .....	v
ŞEKİLLER LİSTESİ .....	vi
TABLolar LİSTESİ .....	viii
ÖZET.....	ix
ABSTRACT.....	x
1. GİRİŞ .....	1
2. KAYNAK ÖZETLERİ .....	4
2.1. Biyomalzemeler .....	7
2.1.1. Biyomalzemelerden Beklenen Temel Özellikler .....	7
2.1.2. Biyomateryal Çeşitleri .....	8
2.1.2.1. Metalik Biyomateryal.....	8
2.1.2.2. Polimerik Biyomateryal .....	9
2.1.2.3. Seramik Biyomateryal.....	9
2.1.2.4. Kompozit Biyomateryal .....	10
2.2. Alaşım Elementleri .....	11
2.2.1. Titanyum .....	11
2.2.2. Molibden .....	11
2.2.3. Nikel.....	12
2.3. Titanyum ve Alaşımları .....	13
2.3.1. Titanyum Alaşım Sistemleri .....	13
2.3.1.1. $\alpha$ -Titanyum Alaşımları .....	13
2.3.1.2. $\beta$ - Titanyum Alaşımları .....	14
2.3.1.3. Yakın- $\alpha$ Titanyum Alaşımları .....	14

2.3.1.4. $\alpha+\beta$ Titanyum Alaşımları .....	15
2.3.2. Nikel-Titanyum Alaşımları .....	15
2.3.3. Titanyum ve Alaşımlarının Olumlu Tarafları .....	16
2.3.4. Titanyum ve Alaşımlarının Olumsuz Tarafları .....	16
2.3.5. Titanyum ve Alaşımlarının Uygulama Alanları .....	17
2.3. Toz Metalurjisi .....	18
2.3.1. Toz Metalurjisine Giriş .....	18
2.3.2. Toz Üretim Prosesleri .....	19
2.3.2.1. Ögütme .....	19
2.3.2.2. Elektroliz .....	20
2.3.2.3. Kimyasal İndirgeme .....	20
2.3.2.4. Atomizasyon .....	20
2.3.3. Toz Metalurjisinin Uygulama Alanları .....	23
2.3.4. Toz Metalurjisinin Avantaj ve Dezavantajları .....	23
2.3.4.1. Toz Metalurjisinin Avantajları .....	23
2.3.4.2. Toz Metalurjisinin Dezavantajları .....	24
2.3.5. Toz Metal Parça Üretim Basamakları .....	25
2.3.5.1. Tozların Harmanlanması ve Karıştırılması .....	25
2.3.5.2. Tozların Preslenmesi .....	25
2.3.5.2.1. Tek Yön ile Presleme .....	25
2.3.5.2.2. Çift Yön ile Presleme .....	27
2.3.5.2.3. İzostatik Presleme .....	27
2.3.5.3. Tozların Sinterlenmesi .....	28
2.3.5.3.1. Sıvı Faz Sinterlemesi .....	29
2.3.5.3.2. Katı Hal Sinterlemesi .....	29
3. MATERYAL VE YÖNTEM .....	30
3.1. Presleme Kalıplarının Tasarımı .....	31
3.2. TM Yöntemiyle Numune Üretimi .....	33
3.2.1. Alaşımda Kullanılan Tozlar ve Özellikleri .....	33

3.2.2. Tozların Karıştırılması .....	35
3.2.3. Soğuk Presleme İşlemi.....	36
3.2.4. Sinterleme İşlemi .....	37
3.3. Mekanik İncelemeler .....	40
3.3.1. Yoğunluk Ölçümleri .....	40
3.3.2. Mikrosertlik Ölçümleri .....	41
3.4. Metalografik İncelemeler.....	43
3.4.1. Taramalı Elektron Mikroskobu (SEM+EDS) Analizi .....	43
3.4.2. X-Işını Kırınımı (XRD) Analizi .....	44
4. BULGULAR VE TARTIŞMA .....	45
4.1. Sinterlenen Silindirik Numune Analizleri .....	45
4.2. Yoğunluk Ölçüm Sonuçları .....	46
4.3. Mikrosertlik Sonuçları .....	50
4.4. X-Işını Kırınımı (XRD) Analizi Sonuçları .....	52
4.5. SEM ve EDS Analiz Sonuçları .....	55
4.5.1. SEM Analiz Sonuçları .....	55
4.5.2. EDS Analiz Sonuçları .....	59
5. SONUÇLAR VE ÖNERİLER .....	64
5.1. Sonuçlar .....	64
5.2. Öneriler .....	65
KAYNAKLAR .....	66

## SİMGELER VE KISALTMALAR LİSTESİ

NI	: Nikel
Mo	: Molibden
Ti	: Titanyum
Cu	: Bakır
Al	: Alüminyum
V	: Vanadyum
Fe	: Demir
Cr	: Krom
Co	: Kobalt
Ta	: Tantalyum
Nb	: Niyobyum
W	: Tungsten
°C	: Santigrat
dk	: Dakika
mm	: Milimetre
µm	: Mikrometre
MPa	: Mega Pascal
HV	: Vickers Sertlik birimi
MRI	: Manyetik Rezonans Görüntüleme
SEM	: Taramalı Elektron Mikroskobu (Scanning Electron Microscope)
XRD	: X-Işını Difraktometresi (Faz Analizi)
EDS	: Enerji Dağılımı X- ışını Spektroskopisi (Element Analizi)
T/M	: Toz metalurjisi
V	: Hacim, cm <sup>3</sup>
ρ	: Yoğunluk, g/cm <sup>3</sup>
Mesh	: Mesh ölçüsü 1 inch uzunluğunun eşit aralıklara bölünmesidir.
α	: Alfa
β	: Beta

## ŞEKİLLER LİSTESİ

Şekil 2.1.	$\alpha$ kararlaştırıcı faz diyagramı (Smith 2001).....	13
Şekil 2.2.	$\beta$ -Ötektoid sistem (Smith 2001).....	14
Şekil 2.3.	Şekil hafıza etkisi (Otsuka and Wayman 1998).....	15
Şekil 2.4.	Bir ürünün TM ile üretimi (Öztürk ve İçin 2015).....	18
Şekil 2.5.	Bilyeli öğütme yöntemi (German 2016).....	19
Şekil 2.6.	Gaz atomizasyon ünitesi (Sarıtaş 1994).....	21
Şekil 2.7.	Atomizasyon prosesleri (ASM 1976).....	22
Şekil 2.8.	Tek taraflı presleme aşamaları; 1- İkmal kolunun kalıba yanaşması. 2- İkmal. 3-Presleme. 4- Karışımın bastırılması. 5- Numuneyi kalıptan çıkarma. 6- Tekrar ikmal (Aydın 1997).....	26
Şekil 2.9.	Çift yön ile presleme (Odabaşı 2017).....	27
Şekil 2.10.	Soğuk izostatik presleme birimi (German and Sarıtaş 2007).....	28
Şekil 2.11.	Gözenegin yapı değişimi (German, 1994).....	28
Şekil 3.1.	DeneySEL çalışma etapları.....	30
Şekil 3.2.	Silindirik numuneler için presleme kalıbının resmi.....	31
Şekil 3.3.	Silindirik numuneler için pres kalıbının tasarımı ve resmi.....	32
Şekil 3.4.	Faaliyette kullanılan tozların SEM görüntüleri a) Ti, b) Mo, c) Ni.....	34
Şekil 3.5.	Kalıplama işlemlerinin gerçekleştirildiği pres cihazı.....	36
Şekil 3.6.	Sinterlenmiş silindirik numuneler.....	36
Şekil 3.7.	Sinterleme işlemlerinin yapıldığı tüp fırın.....	37
Şekil 3.8.	Sinterleme grafiği.....	38
Şekil 3.9.	Sinterleme sonrası silindirik numunelerin görüntüleri.....	39
Şekil 3.10.	Aşınma numunelerinin kilitli poşetlerde nuhafazası.....	39
Şekil 3.11.	Analitik hassas tartma cihazı.....	40
Şekil 3.12.	AOB Marka vickers mikrosertlik cihazı.....	41
Şekil 3.13.	Vickers sertlik ucu gösterimi (Balın 2011).....	42
Şekil 3.14.	Taramalı elektron mikroskobu.....	43
Şekil 3.15.	GNR EXPLORER marka XRD cihazı.....	44
Şekil 4.1.	Sinterlenmiş silindirik numuneler; S1;Ti1Mo6Ni, S2;Ti3Mo6Ni, S3;Ti5Mo6Ni, S4;Ti8Mo6Ni, S5;Ti10Mo6Ni.....	45



Şekil 4.2.	Yüzde yoğunluk sıcaklık grafiği.....	47
Şekil 4.3.	Doğrusal hat üzerinden alınan numunelerin sertlik değer grafiği.....	50
Şekil 4.4.	Mekanik alaşımlanmış tozların XRD sonuçları.....	52
Şekil 4.5.	Sinterlenmiş Ti1Mo6Ni numunesinin SEM görüntüsü.....	55
Şekil 4.6.	Sinterlenmiş Ti3Mo6Ni numunesinin SEM görüntüsü.....	55
Şekil 4.7.	Sinterlenmiş Ti5Mo6Ni numunesinin SEM görüntüsü.....	56
Şekil 4.8.	Sinterlenmiş Ti8Mo6Ni numunesinin SEM görüntüsü.....	56
Şekil 4.9.	Sinterlenmiş Ti10Mo6Ni numunesinin SEM görüntüsü.....	57
Şekil 4.10.	Ti1Mo6Ni alaşımının SEM/EDS nokta analizine ait görüntüler.....	59
Şekil 4.11.	Ti5Mo6Ni alaşımının SEM/EDS nokta analizine ait görüntüler.....	60
Şekil 4.12.	Ti10Mo6Ni alaşımının SEM/EDS nokta analizine ait görüntüler.....	61
Şekil 4.13.	%1Mo takviyeli alaşımın yüzeyinden alınan genel haritalama görüntüsü	62

## TABLolar LİSTESİ

Tablo 3.1.	Kullanılan Tozların Özellikleri.....	33
Tablo 3.2.	Deney için oluşturulacak numunelerin oranları .....	35
Tablo 4.1.	Yoğunluk verileri .....	46
Tablo 4.2.	Ti'un TM ve Döküm yoluyla üretiminde mekanik özelliklerinin karşılaştırılması (ASM 1998).....	48
Tablo 4.3.	Alaşımın yoğunluk gözeneklilik ölçüm sonuçları .....	49
Tablo 4.4.	Numunelerin sinterleme sıcaklıkları ve yüzdelik oranlarına bağlı vickers ortalama mikrosertlik değerleri.....	50

# TOZ METALURJİSİ YÖNTEMİYLE ÜRETİLEN BİYOMALZEMELER TiMoNi ALAŞIMLARININ MEKANİK VE MİKROYAPI ÖZELLİKLERİNİN ARAŞTIRILMASI

## ÖZET

Bu çalışmamızda  $Ti_{x}Mo_6Ni$  alaşımlarının toz metalurjisi usulüyle üretimi ve mikroyapı hususlarının araştırılması üzerine çalışılmıştır. Ana matris olarak  $154 \mu m$  boyutunda titanyum tozuna ağırlıkça %6 oranında  $44 \mu m$  boyutunda nikel ve %1, %3, %5, %8, %10 oranında  $150 \mu m$  boyutlu molibden eklenmiştir. Homojen bir karışım haline getirilen tozlar  $520 MPa$  basınçla tek yönlü olarak soğuk preslenmiştir. Bir kalıba sokulan tozlar 1200, 1225, 1250, 1275 ve  $1300 ^\circ C$ 'de yüksek saflıktaki (%99,9) argon atmosferinde sinterlenmiştir. Arşimet prensibinin sinterlenen numunelere uygulanması ile en yüksek yoğunluk değerlerini  $1250 ^\circ C$ 'de sinterlenen numunelerde elde ettiğimiz için numuneler bu sinterleme sıcaklığında mekanik ve metalografik olarak işlem görmüştür.

Üretilen numunelerin metalografik analizleri olan XRD (X-ışınları difraksiyon tahlili), optik mikroskop, SEM (taramalı elektron mikroskobu) ve EDS (enerji çözülme spektrometresi) incelemeleri mikroyapısal olarak analiz edilmişlerdir. Ayrıca mekanik incelemeleri; yoğunluk ve mikrosertlik deneyleri gerçekleştirilerek özellikleri belirlenmiştir. SEM görüntüleri, bağıl yoğunluk ve XRD analiz sonuçları incelendiğinde artan Mo oranına bağlı olarak tane boyutunun ve gözeneklerin arttığı görülmektedir. Bu durum artan Mo oranıyla beraber mukavemet ve yoğunluktaki düşüşü de desteklemektedir.

**Anahtar Kelimeler:** Toz metalurjisi (TM), sinterleme, mikroyapı, mekanik hususlar.

# INVESTIGATION OF MECHANICAL AND MICROSTRUCTURAL PROPERTIES OF BIOMATERIALS TiMoNi ALLOYS PRODUCED BY POWDER METALLURGY METHOD

## ABSTRACT

In this study, due to the production of Ti<sub>x</sub>Mo<sub>6</sub>Ni alloys by powder metallurgy method and its microstructure. In the model with a size of 154 μm, 6% by weight of molybdenum in 44 μm and 1%, 3%, 5%, 8%, 10% in 150 μm size is added as the main matrix. Powders with a homogeneous traffic were cold pressurized unidirectionally at a pressure of 520 MPa. The powders inserted into a mold were sintered at 1200, 1225, 1250, 1275 and 1300 oC in a high purity (99.9%) argon atmosphere. On the samples related to this sintering from mechanical and metallographic materials for old production in products used at the highest value 1250 oC with the Archimedean principle applied to sintered products.

The metallographic analyzes of the produced samples, XRD (X-ray diffraction analysis), optical microwave, SEM (scanning electron microscopy) and EDS examinations were made microstructural. In addition, mechanical examinations; demonstrations, demonstrations of microhardness and performing experiments. It is seen that the tannin and its description are related to a drawing in the form of SEM drawing, relational player and XRD analysis. This also supports the support in strength and durability with the increased Mo ratio.

**Keywords:** Powder metallurgy (TM), sintering, microstructure, mechanical properties.

## 1. GİRİŞ

Günümüzde giderek daha fazla tercih edilen ve sayısız avantajlara sahip yöntemlerden biri olan toz metalurjisi; talaşlı imalat ihtiyacının az olması, karmaşık parçaların üretiminde ikincil işlemler olmaksızın seri üretimi sağlaması, malzeme yitimlerinin düşük olması gibi avantajlardan dolayı tercih edilmektedir. Toz metalurjisindeki teknolojinin gelişmesiyle birlikte farklı presleme yöntemlerinin gelişimi ve sinterleme prosesindeki yenilikler; kalitede uygunluğu, ekonomikliği ve karmaşık şekilli parçaların hızlı olarak üretimini sağlamaktadır (Özel vd. 2009). Toz metalurjisi yöntemi kullanılarak istenilen ürün özelliklerini elde etmek ve ürün performansını yüksek tutmak için metal matris içine alaşım elementleri ekliyerek, çeşitli şekillerde ve istenilen hususlara sahip yeni ürünler de elde edilebilmektedir. Böylece farklı alanlarda kullanılacak değişik numunelerin üretimi mümkün olabilmektedir (Yılmaz ve Gökçe 2006). Ayrıca bu üretim yöntemi, seri üretim sağlandığı sürece maliyetlerin az olmasına, kalitede üstünlük, yüksek verimlilik, farklı hususlara sahip malzemelerin rahatlıkla yapılabilmesi gibi birçok imkana sahiptir (Bocchini and Lindskog 1991).

Bu yöntem, metal ve metal alaşımlarının toz üretim proseslerinde uygun yöntem kullanarak istenilen boyutlarda elde edilmesi ve homojen olarak karıştırılan tozların uygun yağlayıcı, tutucular yardımıyla preslenmesi ve sinterlenmesi işlemlerine dayanmaktadır. Toz metalurjisi ile oluşturulan parçaların büyük bir bölümünde elde edilen boyutsal hassasiyet ve yüzey kalitesi talaşlı işlem gibi ilave işlemlere ihtiyacı ortadan kaldırmaktadır.

Toz metalurjisi; döküm, talaşlı işlem veya plastik deformasyonla elde edilmesi oldukça güç olan ya da elde edilemeyen alaşımların rahatlıkla ve tasarruflu bir şekilde üretilmesine olanak sağladığı için önem arz etmektedir. Toz metalurjisi yöntemi hem şekillendirme hem de malzeme üretim imkânı veren önemli bir yöntemdir. Birçok metal tozunun farklı özelliklerini elde etmek için sayısız kombinasyonlarla harmanlanarak farklı alaşımların oluşumuna imkân vermektedir. Bunu geçerli kılacak olan en önemli unsur ise toz metalurjisi yöntemi olarak görülmektedir (Söyler 2007).

Titanyum içerikli biyomalzemelerin son senelerde kullanımını, üretimini ve uygulanmasını artırmak için gözenekli implant malzemeleri üzerine çalışmalar yapılmaktadır. Titanyumun küçük yoğunluğuyla birlikte iyi mekanik özelliklere ve çok iyi korozyon direncine sahip olması, titanyumu birçok kullanım şekli için uygun kılmaktadır. Ti çoğunlukla havacılık sektöründe ve kimya sanayisi ile biyomedikal işlemler için büyük önem arz etmekle beraber otomotiv sanayisi ve spor sektöründe de kullanım alanı bulmaktadır (Leyens and Peters 2003; Lutjering and Williams 2003). Biyomalzeme olarak kullanılan titanyum ve alaşımlarının üstündeki oksit tabakası kemikle kaynaşmayla birlikte çok iyi korozyon direnci sağlar. Gözenekli bir yapıya sahip olması canlı dokunun ilerlemesi kan ve besin taşınmasına kemikte olduğu gibi imkân vermesi kullanım açısından çok uygundur (Bottino et al. 2009).

Bu alaşımlar; biçim anımsamaları, elastik yapıları, korozyon karşıtlığı, yüksek darbe sönümlenme potansiyelleri, homojenel delikli yapıları ve çoğunlukla biyoyumlulukları sebebiyle sağlık sektörü ve medikal bölümlerinde talep görmektedir. Bununla beraber NiTi numunelerinin hafif, süperelastiklik ve gözenekli şeklinin istenilen ölçülerde uyarlanabilir olması, mekanik özelliklerinin ayarlanmasını ve kemiğe fazla yük binmesini azaltır. Ayrıca gerilim ayarlanmasını ve uyumun sağlanmasıyla komşu kemikteki çatlama riskini azaltır. NiTi numunelerine ek olarak yeni alaşımda Mo ilavesiyle Ti-bazlı alaşıma Mo form  $\beta$ -fazının eklenmesinin ve son olarak sertliği arttırdığını, Young modülünü azalttığını ve ayrıca korozyon direncini ve biyoyumluluğu iyileştirdiğini göstermiştir (D.J. Lin et al. 2007).

Çalışmamızın amacı, Ti6Al4V alaşımında karşılaşılan sorunlar olan toksik alüminyum (Al) ve vanadyum (V) iyonlarının salınımı uzun vadeli ciddi sağlık sorunlarına yol açtığı, spesifik olarak, sitotoksik V iyonlarının insan dokularında yan etkilere neden olduğu ve Al nörolojik hastalıklara ve Alzheimer hastalığına neden olduğu gözlemlenmiştir. Ayrıca darbe sönümlenme değerlerinin düşük olması, stabilize edici özelliklerinin düşük olması ve sentezlerinin zor olduğu fark edilmiştir.

Bu nedenle Mo takviyesinin Ti alaşımları üzerinde Nb, Ta veya Zr elementlerine kıyasla güçlü  $\beta$ -stabilize edici özelliklere sahip olması ve Mo içeren  $\beta$ -Ti alaşımlarının sentezinin daha kolay olmasından dolayı TiMoNi alaşımı üretilerek olumsuzlukları ortadan kaldırmak

ve biyouyumluluk açısından daha iyi alaşımlar elde etmektir (ASM International Handbook Committee 1990; Dilibal et al. 2003).

Ayrıca Ti esaslı alaşıma Mo'nin  $\beta$ -fazı formunun eklenmesinin sertliği arttırdığını, young modülünü azalttığını, korozyon direncini artırdığını ve biyouyumluluğunu iyileştirdiğini göstermiştir (D.J. Lin et al. 2007). Bu avantajlar dikkate alınarak üretilecek olan yeni alaşımların daha iyi karakteristik özelliklere ve mukavemet değerlerine sahip olması amaçlanmıştır.

## 2. KAYNAK ÖZETLERİ

Bu bölümde TM yöntemiyle üretilen Ti alaşımları ile ilgili literatür çalışmasına yer verilmiştir.

Ti içerikli karışımlar son yarı yüzyılda çoğunlukla tercih edilmektedir (Wang X. et al. 2013 and Henriques et al. 2001). Genellikle saf Ti ile birlikte Ti6Al4V, TiMo ve NiTi gibi alaşımlar sağlık sektöründe ve implant ürünü olarak iş görmektedir. İnsan anatomisi içerisindeki uyumu, iyi korozyon karşıtlığı ve yüksek basınç direnci gibi hususlar gösterdiği bilinmektedir (Khorasani et al. 2015). Fakat alaşımların insan kemiğine nazaran gerilmelerinin ve elastik modüllerinin yüksek oluşu kemik dokusunun aşınmasına ve kırılmasına sebep olacağı öngörülmektedir (Dos Santosa et al. 2005, Lai et al. 2015).

Gözenekli biçimde olan NiTi karışımları, kemik yapısına yakın olmasından dolayı biyomedikal işlemler için tercih sebebidir. Bu ürünler; biçim anımsatma özellikleri, süperelastikliği, korozyon karşıtlığı ve darbeleri iyi absorbe etmeleri, canlı dokuların nüfuziyetini sağlama yetenekleri ve özellikle toksit etki göstermemesinden ötürü sert doku implantı olarak kullanılmaktadır. Buna ek olarak yüklenen bölgedeki gerilim farklılıklarını düşürerek gerilmelerin sebep olduğu çatlama ve yıpratma riskini minimize etmektedir. (Mantani and Tajima 2006, Cui et al. 2010).

TiNi karışımlarının sağlık sektöründeki kullanımları için yapılan çalışmalar 60'lı yılların sonunda kendini göstermiştir. TiNi karışımlarının plastik deformasyonlarının az olması çoğunlukla plastik deformasyona uğramaları birçok sektörde kullanım yeri bulmuştur. Örneğin kırık kemikleri birleştirmede veya sabitleştirilmesinde kolaylıkla kullanılabilir. İmplant tutturmalarında ve bozuk iskelet anatomisinin düzeltilmesinde biçim anımsama özelliklerinin olması TiNi alaşımlarını revaçta tutmaktadır. Bu implantlar sayesinde ortaya çıkan kuvvetler denetlenebilir. Biçim anımsamalı materyallerin mobilizasyon yetenekleri kasların ve tendonların hareketini veya desteklenmesini sağlar. Benzersiz anımsama özelliklerinin getirisi olarak kontrol edilebilirlikleri ve esneklikleri iyi bir tasarım oluşturmaktadır (Taddeia et al. 2004).



Zhang ve ekibi (2007), klasik sinterleme yöntemini esas alarak TiNi alaşımını oluşturmaya gayret etmişlerdir. Kemik içyapısına nazaran delikli şekli ve yoğunluğunun homojen olmadığı görülmüştür. Bu nedenle boyutsal olarak değişen gözenek oranı ve büyük gözenek boyutu elde etmek için çalışmalar yapılmıştır. Geçici boşluk tutucu olarak  $\text{NH}_4\text{HCO}_3$ 'ün kullanıldığı çalışmalarda boşluk tutucu miktarlarının artmasıyla %32,8-%61,3 aralığındaki yüzde oranı ve 202-416  $\mu\text{m}$  değerindeki gözenek ebatları bulunmuştur (Kim et al. 2004).

Toz TiNi karışımlarının üretimiyle alakalı S.L. ZHU ve diğerleri (2004) deneysel çalışmada;1:1 oranında Ti-Ni tozları 24 saat homejen bir yapı elde etmek için karıştırmış ve karışım 200 MPa ile preslenmiştir (Zhu et al. 2004). Sonrasında Ar gazı atmosferinde 980 °C'de 2, 4 ve 6 saat sinterlenmiştir. Bu uygulamadan sonra XRD çözümlemesinde ürünlerde NiTi, NiTi<sub>2</sub>, Ni<sub>3</sub>Ti ve Ni fazları görülmüştür. Sinterleme süresinin uzatılması, bükme ve basma dayanımında yükselişe, ortalama gözenek çapında ise azalmaya neden olduğu görülmüştür (Zhu et al. 2004).

Benzer çalışmada S.K. Sadrnezhaad ve diğerlerince (2005) hazırlanmıştır. Boyutları 30-40  $\mu\text{m}$  olan Ni ve Ti tozları atritör yardımıyla öncelikli olarak 350, 600, 750 devirde harmanlanmıştır. Bu karışımın XRD çözümlemelerinde mekanik karışım süresinin arttırılması piklerin açısında kaymaya ve şiddetinde azalmaya neden olmuştur (Sadrnezhaad et al. 2006). Ayrıca mekanik alaşımlamada titanyum kristal kafesinin deforme oranının nikel kıyasla çok fazla yüksek olduğu sonucu elde edilmiştir.

Farklı sinterleme sıcaklıklarında üretilmiş numunelerde NiTi<sub>2</sub>, NiTi ve Ni<sub>3</sub>Ti olmak üzere üç farklı form ve Ni ve Ti çökelteleri görülmüştür. TiNi tozları için tavan sinterleme sıcaklığının 950°C ve sinterleme bekleme zamanının 3 saat olduğunu sinterleme süresinin 3 saatin üstüne çıkması koşulunda artık gerilmelerin ve ikincil TiNi fazlarının doğmasına neden olduğu görülmüştür (Artyukhova and Yasenchuk 2015).

NiTi alaşımlarına 3. element ilave ederek yapılan çalışmada Guillermo Bozzolo vd (2005) NiTi karışımına Hf , Pt, Fe, Au, Al, Cu, Pd ve Zr elementlerinin NiTi bölgelerine nasıl yerleştiğini tespit etmişlerdir. Çalışmada demirin Ni bölgesine konumlandığını belirlemişlerdir (Bozzolo et al 2005).

Ni-Ti alaşımını diğer yöntemlere nazaran toz metalurjisi yöntemiyle en iyi mekanik özelliklerde üretebilmek için Ti ve Ni tozları, uçucu toz olarak belirli değerlerde üre ile kuru karıştırma ve mekanik karışımlama yöntemleriyle harmanlanıp, preslemeden sonra sinterlenmiştir. TM kademelerinden presleme basıncı, sinterleme sıcaklığı ve uçucu toz oranının, karışımın fiziksel, yapısal ve mekanik unsurlarına etkileri araştırılmıştır. Yapılan basma deneyleri sonuçlarında üre miktarının artmasıyla basma dayanımının azaldığı görülmüştür. Ayrıca pres basıncı fazlalaştıka üretilen örneklerin basmaya karşı dayanımı artmaktadır. 200 MPa basınçla preslenen numunelerde porozite oranı %31-34 iken, 625 MPa basınçlı numunelerde % 28-31 oranında seyretmektedir (Dikici 2010).

## 2.1. Biyomalzemeler

Vücudumuzda oluşan doku ve organ hasarlarında işlevsel olarak görevini maksimum oranda yerine getirebilecek doğal veya yapay malzemelere verilen isimdir. Bu malzemelerin yapısını inceleyen ve uğraşan bilim koluna biyomalzeme bilimi denir. Biyomalzeme biliminin çok eskilerden beri kullanıldığı bilinmektedir. Mısırdaki kazılarda mumyalar üzerinde kullanılmış olan burun, diş ve yapay gözler biyomalzemelerin kullanıldığının çok güzel örnekleridir. Dişçilikte altın kaplama olarak kullanılan diş kaplama biçiminin göstergesidir. MÖ. kemik protezlerinde bakır ve bronz kullanıldığı tespit edilmiştir. Bakırdan kullanılan protezlerin içerisindeki bakır iyonlarının toksit etkisine rağmen 19. yüzyılın yarısına kadar uygulandığı görülmüştür. Fakat bu tarihten sonra malzemelerin biyoyumu ve toksit etkisinin araştırılması ve kullanımına dair önemli çalışmalar yapılmıştır. (Gümüşderelioğlu 2002).

Biyomalzemenin tercihi, dizaynı, vücudun tepkisi, dayanımı, büyük korozyon mukavemeti, yüksek yıpranma direnci, yorulma zamanı ve kemiğin yüksek modülüne yakınlık gibi değişkenleri önem arz etmektedir (Beskan 2018).

### 2.1.1. Biyomalzemelerden Beklenen Temel Özellikler

İmplant uygulamalarının vücuda verebileceği zararlar ya da vücudun göstereceği tepkiden dolayı ortaya çıkabilecek olumsuzluklar büyük sağlık sorunlarına sebep olacağından tekrardan cerrahi işlemlere ihtiyaç duyulabilir. Tekrar eden operasyonları ortadan kaldırmak ve uzun süreli uyumluluk çok önemlidir. Kullanılan malzemelerin mekanik özelliklerinin iyi olması, korozyon direnci, biyoyumluluk ve üstün aşınma ve sürünme karakteristiklerini göstermelidirler. Mekanik yapılarını etkileyen akma gerilmelerinin yeterliliği, şekillenme uyumlulukları, elastiklik ve yorulma direncini kapsamaktadır. Gerilmeler altında yüksek tekrar sayısına rağmen kırılma ya da kopma olmaması önemlerini artırmaktadır (Gür ve Taşkın 2004).

Biyomalzemelerden istenilen önemli özelliklerden bir tanesi de canlı uyumluluktur. İmplantların vücutta antitoksit olarak görülmeyip iltihaplanmalara sebep olmaması istenen

özelliklerinden bir diğeridir. (Güven 2014). Yeni üretilen implantlar kullanılmadan önce çeşitli analiz ve testlerden geçmelidir.

Biyomalzemelerde istenen farklı bir özellik ise korozyona karşı mukavemetidir. Metalik biyomalzemeler, vücut ortamına yerleştirildiklerinde belirli bir kullanımdan sonra korozyona uğrayabilmektedirler. Korozyona uğramış bir biyomalzeme iyon salınımı gerçekleştirerek vücutta iltihaplanmalara ve alışılmadık reaksiyonlara neden olabilmektedir (Taddei vd. 2004).

### **2.1.2. Biyomateryal Çeşitleri**

Biyomalzemeleri 4 başlık altında toplayacak olursak; metalik, polimerik, seramik ve kompozit biyomalzemelere ayırabiliriz (Park and Lakes 2007).

#### **2.1.2.1. Metalik Biyomateryal**

Güçlü mekanik bağ ve yüksek mekanik karakteristikler sergileyen kristal yapıya sahip biyomalzemeler biyomedikal uygulamalarda oldukça tercih edilmektedir.

Mekanik yapılarından dolayı metal malzemeler sıklıkla kullanılmaktadır. Metalik biyomalzemelerin korozif etkisi, kemiğe göre daha sert olması, yoğunluklarının yüksek olması ve insan vücudunda toksit etki yapması dezavantajları arasında yer almaktadır. Vanadyum kemik kırıklarında implant malzeme olarak ilk kullanılan elementtir. Ayrıca, Fe, Cr, Co, Ni, Ti, Ta, Nb, Mo ve W ile hazırlanmış metal karışımları insanda kullanımı uygun bulunmuştur (Niinomi 2002).

Metaller, diğer biyomalzemelerle kıyaslandığında sert yapılarından dolayı olumsuz olarak görülse bile gerilmelerinin yüksek olması ve yüksek yorulma direnci özelliklerini sergilemesi mekanik yüklemelerde avantaj olarak karşımıza çıkmaktadır. Diğer bir olumsuz özellik ise metalik alaşımların elastisite modüllerinin kemikten daha yüksek olması gerilme farklılıklarının oluşmasına sebebiyet vereceğinden kemikte aşınma ve çatlamalara neden olmaktadır.

### **2.1.2.2. Polimerik Biyomateryal**

Polimer malzemeler, biyouyumluluğu yüksek olan diğer bir biyomalzemedir. Bu malzemelerin üstün şekillenilebilirlikleri ve yüzey özelliklerinin kolaylıkla değiştirilebilmesi kemik dokusu uygulamalarında yaygın olarak tercih edilmektedir.

Polimer malzemelerin mekanik özelliklerinin düşük olması kullanım alanını sınırlamaktadır. Ayrıca, polimerlerin harmanlanmasında eklenen plastikleştiriciler, antioksidizörler ya da stabilizatörlere benzer toksik maddeler, vücuttaki konakçı dokuya zarar verebilir (Ratner et al. 2004).

Polimerler, kalp, yumuşak doku yerine kullanılabildiği gibi damar hastalıklarında çözüm üreten biyomalzemelerdir. Bunların yanında ilaç sektörü, iskelet sistemi, kalbin bazı bölümlerinde, lensler, kan hazneleri ve doku mühendisliğinde biyomalzemeler olarak kullanılmaktadır. Doğal olarak kullanılan polimerler toksik etkiye sahip olmamasına rağmen mekanik özellikleri düşüktür.

Biyopolimerlerin mekanik özellikleri, fiziksel ve kimyasal türevlerinin yapıya yansımalarıdır. Bunlar etkin bir şekilde canlı sistemde kullanılacaksa biyomalzemenin doku ile dokunun da tüm canlı sistem ile olan etkileşiminin iyi anlaşılması gerekir (Bhat 2005).

### **2.1.2.3. Seramik Biyomateryal**

Hench tarafından 1970'lerde bulunan bu biyomalzeme kemiğe alternatif olarak kullanılmıştır (Hench et al. 1971). Bu amaçla kullanılan malzemeler, biyoseramikler olarak isimlendirilirler. Bunların kullanım alanları olan kemikleri örtme, kemikleri tutturma, kemik dokusuna nüfuz etme gibi özelliklerinin olması tıbbi uygulamalarda kullanımını arttırmıştır (Hench 1991). İskelet sisteminde kullanılan implantlar, seramik biyomalzeme olarak canlı dokusunun onarımında kullanılmasıyla diş hekimliği uygulama alanında dolgu malzemesi olarak yerini almıştır.

Biyoseramik malzemelerin vücut sıvısına karşı kimyasal olarak tepkimeye girmemesi ve absorbe olmaması, sıkışma kuvvetinin yüksek olması ve estetik görünümünün iyi olması

özellikle dişçilik sektöründe kullanımını artırmıştır. Güçlü mekanik özellikleri ve biyouyumluluk üstünlükleri sayesinde implant malzemesi olarak kullanımları artmıştır. Biyoseramik olarak kullanılacak malzemelerin sahip olması gereken özellikler aşağıdaki maddemeleri kapsamalıdır;

- Vücut tarafından kabullenmeli
- Kanser yapmamalı
- Vücutta reaksiyonlara sebep olmamalı
- Vücut saldırı mekanizmasını tetiklememeli
- Mekanik özellikleri karşılamalı
- Çok işlevselliği olmalı

#### **2.1.2.4. Kompozit Biyomateryal**

Bu biyomalzemeler, farklı kimyasal yapılara sahip iki ya da daha çok malzemenin özelliklerinde değişime sebep olmadan oluşturulan çok fazlı malzemelerdir. Bu nedenle kompozit malzeme, kendisini oluşturan malzemelerden çok farklı özelliklere sahiptir. Yüksek mukavemetleri ve düşük elastisite modülleri nedeniyle ortopedik uygulamalarda tercih edilmektedir. Avantajlarından biri, bileşiminin değiştirilebilmesidir. Bu, implantın mekanik ve fizyolojik koşullara adapte edilmesini kolaylaştırır. (Pekşen ve Doğan 2011). Kompozit malzemeler yapısal uyumluluk açısından da avantajlıdır.

Metallerin ve seramiklerin yüksek bir elastisite modülüne, yani kemiğe kıyasla çok yüksek derecede sertliğe sahip olmaları, kemiklerin ve implantların dengesiz yüklenmesine yol açar ve kemiği deforme eder. Kullanılan implantların kemik dokusu ile aynı sertlikte olması olumsuzlukları ortadan kaldırmaktadır. Dezavantajları ortadan kaldıran biyomalzemeler kompozit olarak sunulmaktadır (Ayhan 2002).

Kompozitlerin biyomateryal açıdan kullanım sektörleri;

- Dişçilik
- Metil metakrilatla kuvvetlendirilmiş kemik harcı

- Gözenekli implantlar (Park and Bronzino 2003).

## 2.2. Alaşım Elementleri

### 2.2.1. Titanyum

Titanyum  $4,51 \text{ gr/cm}^3$  yoğunluk değerine sahip oldukça hafif bir elementtir. Yer kabuğunda %0,62 bir değerle dokuzuncu sırada bulunmaktadır. Ancak titanyum yerkabuğunda fazlaca bulunmasına rağmen yüksek derişim oranlarında çok az bulunur. Üretim zor olmasına karşı biyomedikal ve MRI görünürlüğü konusundaki üstünlüğü kullanımını artırmaktadır.

### 2.2.2. Molibden

Molibden,  $10,28 \text{ g/cm}^3$  yoğunluk değerine sahip saf halde gümüşümsü renkte ve çok sert yapıya sahip geçiş metalidir. Molibden yer kabuğunda 1.1 p.p.m'lik değeriyle dünyada en sık görülen 54. elementtir.  $2623 \text{ }^\circ\text{C}$  ile yüksek ergime sıcaklığına sahiptir. Doğada metalik halde bulunmaz. Aşağıdaki formlarda bulunur.

- ❖ Molibdenite ( $\text{MoS}_2$ )
- ❖ Wulfenite ( $\text{PbMoO}_4$ )
- ❖ Powellite ( $\text{CaMoO}_4$ )

Ticari alanda ayrıştırılarak en sık kullanılanı Molibdenitedir. Molibden sertleştirme için demir, çelik ve süperalaşımlarda kullanılır. Ayrıca korozyon direncini artırmak için kullanılan yüksek ergime sıcaklığına sahip bir alaşım elementidir. Bazı kullanım alanları;

- ❖ Çeliği sertleştirmede
- ❖ Hava taşıtları
- ❖ Uzay araçları
- ❖ Nükleer enerji uygulamalarında
- ❖ Elektrik alanında
- ❖ Boya sektöründe kullanılır.

### 2.2.3. Nikel

Nikel,  $8,908 \text{ g/cm}^3$  yoğunluktaki ve  $1455 \text{ }^\circ\text{C}$  ergimesıcaklığına sahip gümüş-beyaz renge geçiş metalleri arasında yer alır. Yüksek korozyon dayanımı en sık kullanım özelliğidir. Ayrıca mukavemet, iletkenlik, süneklik ve iletkenlik özelliklerine bağlı kullanım alanları mevcuttur. Başlıca kullanım alanları;

- ❖ Paslanmaz çelikler
- ❖ Şarj edilebilir bataryalar
- ❖ Madeni paralar
- ❖ Elektrogitar telleri
- ❖ Biyomalzeme
- ❖ Cam sektöründe kullanılır.



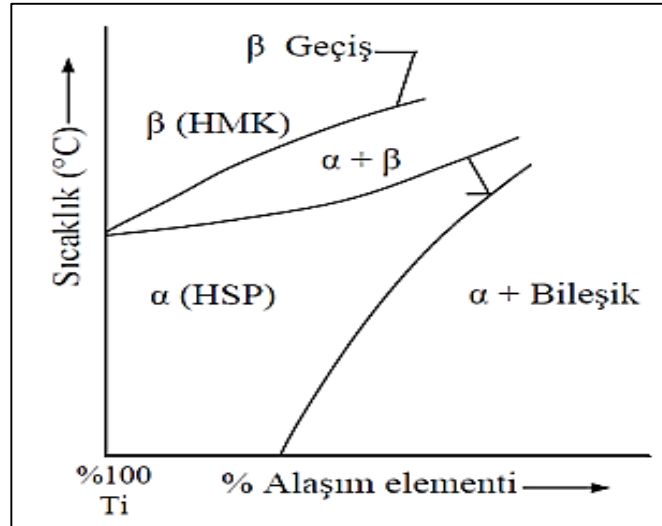
## 2.3. Titanyum ve Alaşımları

### 2.3.1. Titanyum Alaşım Sistemleri

Titanyum karışımlarının mikroyapı analizini iyi yapabilmek için faz diyagramını iyi anlamak gerekir. Titanyum, oda sıcaklığında ve yüksek sıcaklıkta iki kararlı sisteme ayrılır (Smith 2001).

#### 2.3.1.1. $\alpha$ -Titanyum Alaşımları

Oda sıcaklığında sıkı paket hekzagonal (SPH) yapıya sahip titanyum kararlı  $\alpha$  faz bölgesinde olduğunda  $\alpha'$  yı kararlaştıran elementlerin eklenmesiyle büyür ve  $\beta$  geçiş sıcaklığına çıkar. Ti  $\alpha$  fazını kararlı duruma sokan elementler; Al, Ga ve Ge'dur. Önemli olanı dönüşüm sıcaklığını düşürerek daha kararlı hale getiren alüminyumdur. Ayrıca titanyumun sünekliliğini ve hafifliğini artırır.  $\alpha$  fazını kararlı duruma sokan elementlerden bazıları oksijen, azot ve karbondur (Smith 2001).

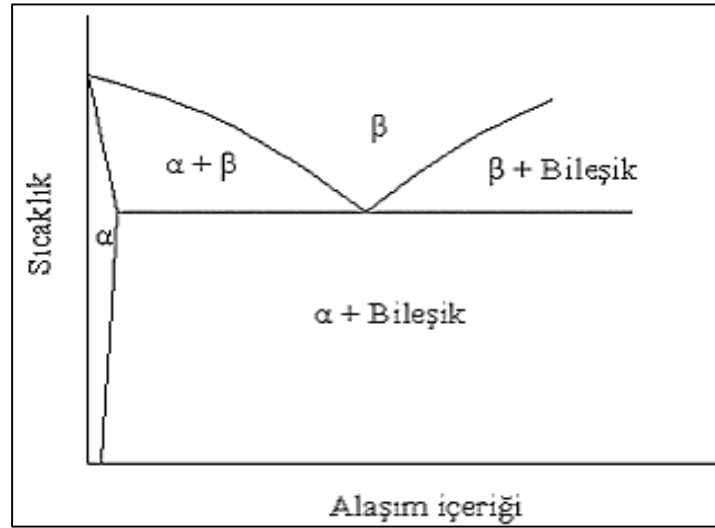


Şekil 2.1.  $\alpha$  kararlaştırıcı faz diyagramı (Smith 2001)

### 2.3.1.2. $\beta$ - Titanyum Alaşımları

Bu alaşımlar, sertlik ve mukavemetlerinin yüksek oluşu ayrıca soğuk şekillenebilirlik özellik taşıyan  $\beta$  fazını kararlaştırıcı alaşım elementleri içeren alaşımlardır. Çalışma sıcaklıkları  $\alpha + \beta$  karışımından fazla olsa da, metal matris kompozitler ve buhar türbinlerinde kullanım alanı bulabilmektedirler (Leyens and Peters 2003; Lutjering and Williams 2003).

Titanyumda hızlı ötektoid oluşturan elementler silisyum ve bakırdır. Yavaş yapıcılar ise Cr, Ma, Fe, Ni ve Co gibi elementlerdir.  $\beta$ -ötektoid sistem Şekil 2.2’de gösterilmiştir (Smith 2001).



Şekil 2.2.  $\beta$ -ötektoid sistem (Smith 2001)

### 2.3.1.3. Yakın- $\alpha$ Titanyum Alaşımları

Bu alaşımlar  $\alpha$  fazının büyük sıcaklıklarda tavlanıp  $\beta$  fazında iken hızlıca soğutulmasıyla bünyesinde %2-%3 oranlarında  $\beta$  fazını ihtiva eden yapılarıdır.  $Ti_8AlMoV$ ,  $Ti_6Al_5Zr_{0,5}Mo_{0,2}Si$  gibi alaşımlar örnek teşkil etmektedir. Her ne kadar  $\alpha$  alaşımlarına eşdeğer kiriterler sergilese de  $400^{\circ}C - 500^{\circ}C$  sıcaklık eşiğinde fazla dayanım isteyen işlemlerde tercih sebebidir (akar 2006).

### 2.3.1.4. $\alpha+\beta$ Titanyum Alaşımları

$\alpha$  ve  $\beta$  fazları birlikte bulunmasına rağmen özelliklerini kaybederek farklı özellik sergiler. Tavlama dan sonra bile mükemmel esneklik, homojenlik ve mukavemet özellikleri sergilerler. İyi şekillendirilebilirler ve yüksek sıcaklıklarda kullanılabilirler (Lautenschlager and Monaghan 1993; Shastry and Goldberg 1983).

### 2.3.2. Nikel-Titanyum Alaşımları

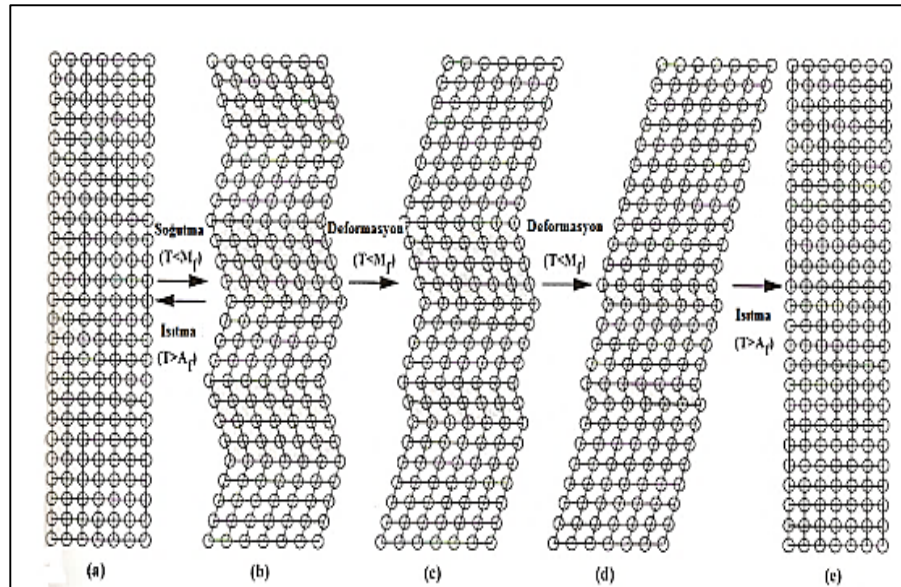
Titanyum-Nikel alaşımları kendi özelliklerinden tamamen farklı bir özellik sergileyen intermetalik gurubunda olup stres altında ısıtıldığında orijinal şekillerine dönebilme kabiliyetine sahip şekil hafızalı alaşımlardır ( Buehler et al. 1963). Şekil hafızalı alaşımlar Şekil 2.3’de verilmiştir.

(a) Martenzit sıcaklığın altı.

(b) Martenzit dönüşümün oluşumu.

(c, d) Uygulanan gerilmelere bağlı olarak uyum sağlamak için düzlemlerin hareketi.

(e) Östenit bitiş sıcaklığının üzerinde ısıtıldığında tersi dönüşümle malzemenin orijinal haline dönmesi (Otsuka and Wayman 1998).



Şekil 2.3. Şekil hafıza etkisi (Otsuka and Wayman 1998)

Şekil hafızalı alaşımların bu özelliklerinden ötürü uygulama alanı bulduğu; diş bağlantıları, baş sondaları ve uygun protezlerin yapımında tercih edilirler (Duerig et al. 1990). Ayrıca vücutta oluşan kemik kayıplarında kemik yerine kullanılma ve kırılan kemiklerin stabil duruma getirilmesinde kolaylıkla kullanılabilirler. İmplant bağlantı elemanı olarak şekil hafıza kiriterli nikel titanyum alaşımları uygulanabilmektedir. Bu parçalardan gelen kuvvetler kontrol edilebilir. Şekil hafızalı materyallerin mobilizasyon yeteneği, kasların ve tendonların hareketliliğini sağlar. Benzersiz hafıza kriterleriyle kontrollü ve esnek özelliklere sahip benzersiz cihaz tasarımları sağlar (Brunette et al. 2001).

### 2.3.3. Titanyum ve Alaşımlarının Olumlu Tarafları

- Uzun vadeli implantasyonda uyumludur.
- Diğer malzemelerle reaksiyona girmez.
- Manyetik özelliği yoktur.
- Gözenekli yapısı hafif olmasını sağlar.
- Alerjik özelliği düşüktür.
- Seri üretim sağlar ve ekonomiktir.
- İkincil işlemlere gereksinim duymaz.
- Grift parçaların üretimi sağlanır.
- Ekstra yağlamaya gerek duymaz.
- Yoğunluk değerleri düşüktür.

### 2.3.4. Titanyum ve Alaşımlarının Olumsuz Tarafları

- Atomlararası bağın güçlü olması, titanyumu özellik bakımından güçlü kılmakta ve çok reaktif yapmaktadır. Bu sebeple titanyumun çıkarımı oldukça zordur.
- Yüksek sıcaklıklarda diğer malzemelerle reaksiyona girmesi sonucu gevrekleşmesi ve özelliklerinin kaybolması.
- Titanyum, 150°C'nin üzerinde hidrojen absorbe ederek kırılabilir.
- 700°C'nin üzerinde oksijen absorbe ederek kırılabilir.
- 815°C'nin üstünde ise N emer ve bu durum aşırı gevrekliğe sebep olur (Brick et al. 1965).
- İlk kurulumları maliyetlidir.

- Ham malzemeden tozların elde edilmesi maliyetlidir.
- Küçük parça üretimi için uygundur.

### **2.3.5.Titanyum ve Alaşımlarının Uygulama Alanları**

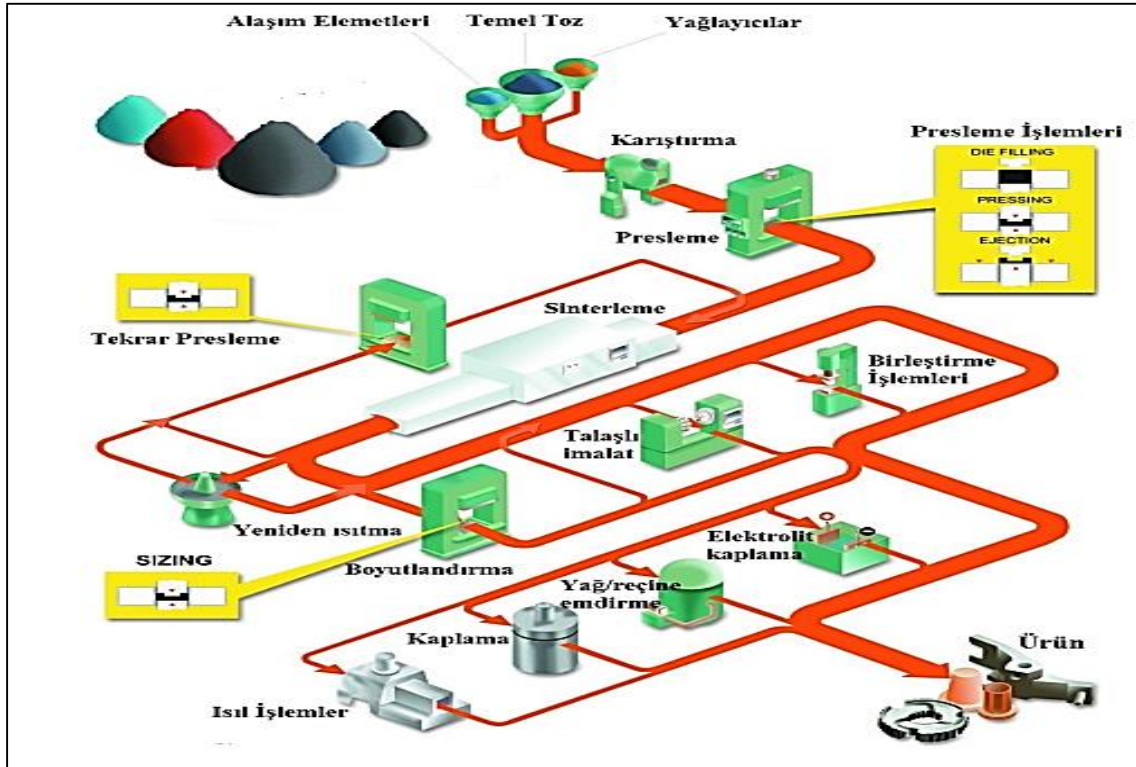
- Dişçilik
- Genel cerrahide
- İnsan iskelet sisteminde
- Havacılıkta
- Denizcilik sektöründe
- Korozyona dayanıklılık gerektiren durumlarda
- Kalp kapakçıklarında
- İskelet sisteminin bölgesel yerlerinde tutturma ve sabitlemede kullanılmaktadır.  
(Froes et al. 1980).

## 2.3. Toz Metalurjisi

### 2.3.1. Toz Metalurjisine Giriş

TM, geleneksel üretim yöntemlerinden farklı olarak hem maliyet hemde mekanik özellikleri bakımından daha üstün alaşımlar üretebilmek için belirli mesh ya da mikron aralığına getirilmiş metal tozlarının homejenliğinin sağlanması için toz karıştırma makinesinde belirli bir süre (toz taneciklerinin parçalanmasını önleyecek kadar) karıştırıldıktan sonra uygun kalıplama ve yağlayıcılar kullanılarak preslenip belirli bir kalıba sokularak alaşım tozlarının ergime sıcaklıklarını göz önünde bulundurarak vakum veya koruyucu gaz atmosferinde sinterlenmesi olayına denir (Panda and Dobransky 2018).

Karışım halindeki tozların sinterlenmesi için ergime noktası en yüksek olanın ergime sıcaklığı altında bu işlem (Anık vd. 1999). Tozun yapısına bağlı olarak bazen ergime noktası en düşük olanla en yüksek olan arasındaki bir sıcaklıkta sinterleme işlemi yapılabilir.



Şekil 2.4. Bir ürünün TM ile üretimi (Öztürk ve İçin 2015)

### 2.3.2. Toz Üretim Prosesleri

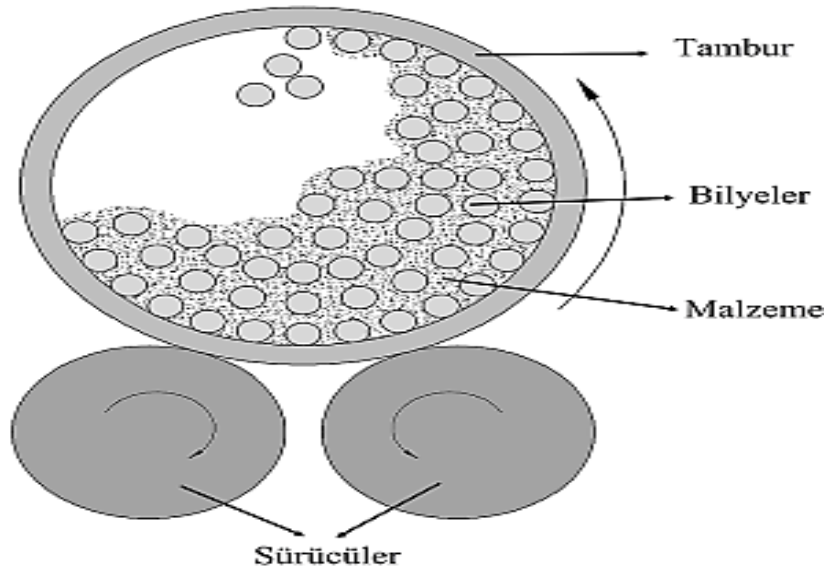
Toz metalurjisinden bahsederken alaşımları oluşturan tozların üretiminde kullanılan teknikler toz özelliklerini belirlemede oldukça önemlidir. Tozun elde edilmesindeki teknikler presleme, sinterleme ve son testleri direkt etkilemektedir (German 1998).

Tozların elde edilmesi 4 farklı şekilde yapılır.

- Öğütme
- Elektroliz
- Kimyasal indirgeme
- Atomizasyon yöntemidir.

#### 2.3.2.1. Öğütme

Kırılgan yapıdaki metalleri zayıf bağlarından ötürü daha sert yapıdaki kırıcılar yardımıyla kaba ve ince olarak öğütülmesi esasına dayanır. Çok yaygın üretim tekniklerinden olan öğütme işlemi, sünek malzemelerde ezilme ve topaklanmalara sebep vermesinden ötürü pek tercih edilmeyen bir yöntemdir. Öğütme işlemi genellikle daha sert yapıdaki bilyalar vasıtasıyla yapılır (Saritaş vd. 1994).



Şekil 2.5. Bilyeli öğütme yöntemi (German 2016)

### **2.3.2.2. Elektroliz**

Bu yöntemle amaç malzemenin sulu çözelti içinde çözülerek katot üzerinde birikimiyle sağlanır. Tozlar doğrudan katot üzerinde birikmesiyle elde edilebileceği gibi dolaylı olarak katot üzerinde toplanan gevrek toprakların öğütülmesiyle de elde edilebilir. Bu teknik genellikle bakır, demir, nikel, kobalt, zirkonyum, kükürt ve kurşun tozlarının elde edilmesi içindir.

Bu metotla %94'e varan saflıkta yüksek gözenekli ve farklı ebatlarda tozlar üretilebilir. Elektroliz tekniğiyle oluşturulan tozların presleme aşamasından sonra mukavemetleri daha iyi olmaktadır (Kurt 1996).

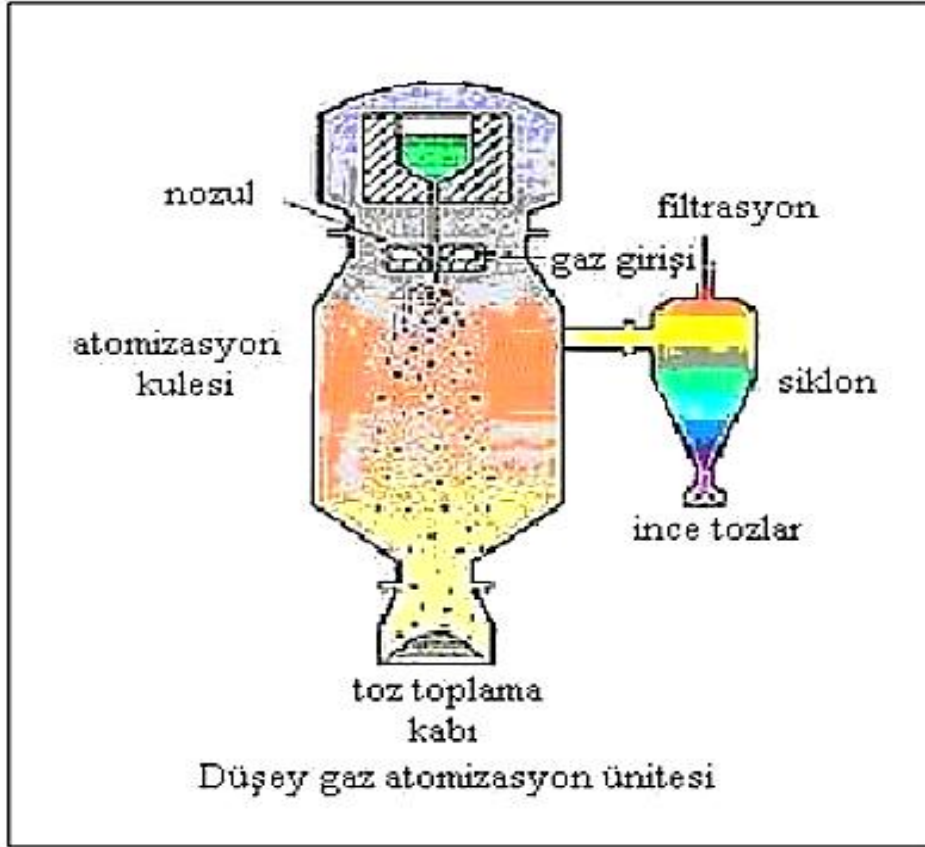
### **2.3.2.3. Kimyasal İndirgeme**

Bu metot; Fe, Cu, W, Mo, Ni ve Co tozlarının oksitlerinden indirgeme yoluyla eldesinde kullanılır. Bu metotta, toz durumuna mekanik öğütme ile getirilen oksitler, indirgeyici atmosfer ortamında ısıtılmaktadır. Bu ortam olarak kullanılanların en ucuzu C'dur. Fakat H'de bu gayeyle kullanılmaktadır. (German 2016).

### **2.3.2.4. Atomizasyon**

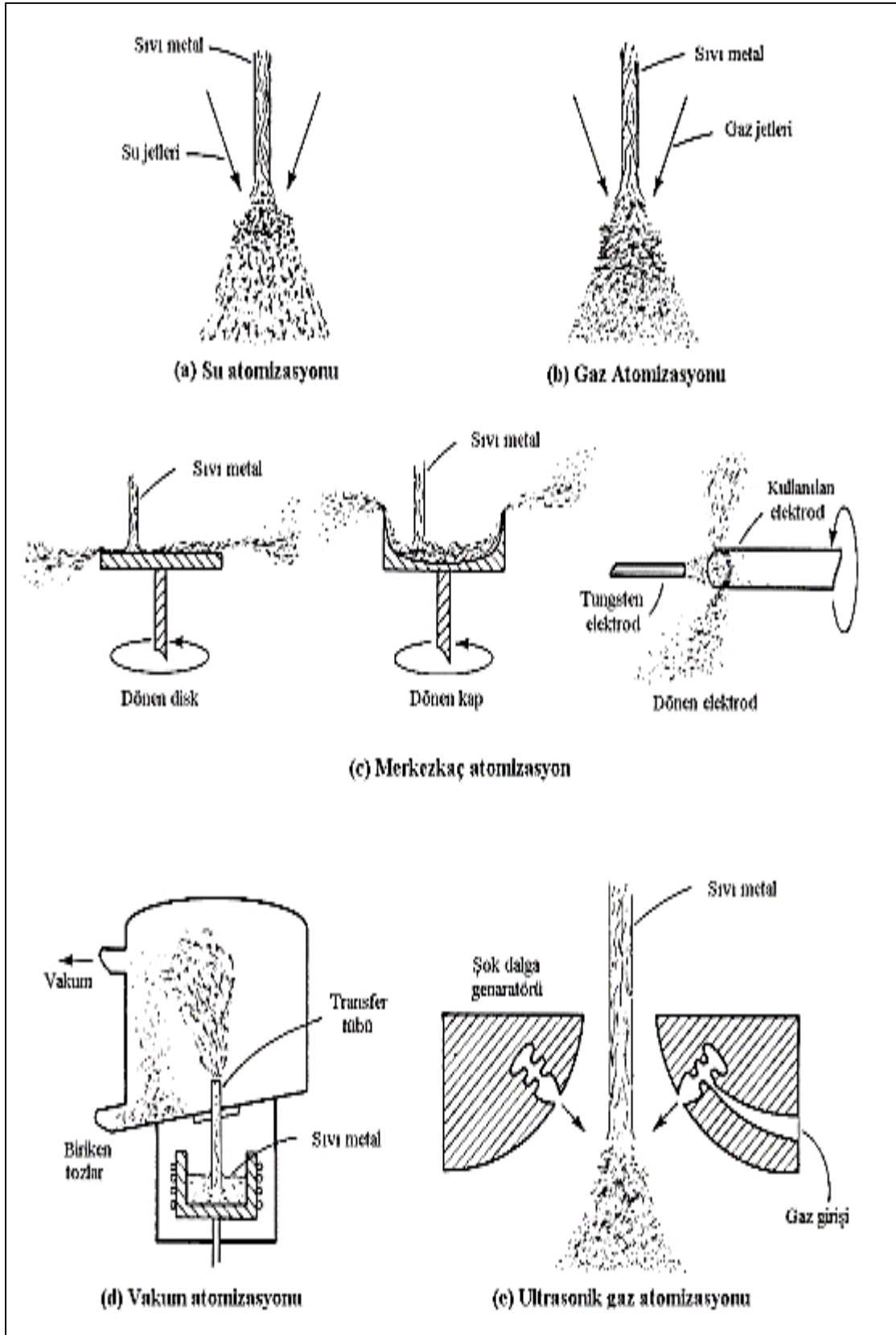
Sıvı durumundaki metalin, sistem dibindeki bir açıklıktan akması durumunda, nozüllerden üzerine jet yardımıyla sıvı ve gaz püskürtülerek, sıvı haldeki metal küçük taneciklere ayrılarak birbiriyle temasa geçmeden hızla soğutulur ve katı forma dönüştürülmesi işlemine dayanır. Bu metot günümüzde çok tercih edilmektedir. Bu metodun kullanılmasıyla boyutları 100-150 µm'den daha ufak tozlar elde edilmektedir (Hatman ve Karagöz 1993).





Şekil 2.6. Gaz atomizasyon ünitesi (Saritaş 1994)

Atomizasyon tekniğiyle dünyada üretilen tozların %79'u bu metotla oluşturulmaktadır. Eriyebilen tüm durumlarda bu yöntem kullanılmaktadır. Su kullanılarak üretimi sağlanan tozlar %80'i oluşturmaktadır (Beddow 1978).



Şekil 2.7. Atomizasyon prosesleri (ASM 1976)

### 2.3.3. Toz Metalurjisinin Uygulama Alanları

TM muhtelif alanlarda kullanımı oldukça genişlemektedir. Bunlar; otomobil sanayisi, dişçilik, ışıklandırma sektörü, makine yatakları, askeri silah sektöründe, nükleer santrallerde, iş makinalarında, askeri uçak sanayisinde, sağlık sektörü gibi geniş kullanım alanlarına sahiptir. Hem yoğunluğunun düşük olması hemde çok hafif olmasından ötürü tercih edilmektedir (Kaya 2008, Somunkıran 1999, Yalçın 2007).

### 2.3.4. Toz Metalurjisinin Avantaj ve Dezavantajları

TM popülerliği şekillendirilmesi çok zor olan alaşımları, kolaylıkla ve ekonomik bir şekilde üreterek döküm, talaşlı imalat vb. tekniklerin eksikliklerini gidermektedir. TM metodu diğerlerine göre üstünlükleri ve zaafı bulunmaktadır.

#### 2.3.4.1. Toz Metalurjisinin Avantajları

Toz metalurjisi yönteminin öteki yöntemlere göre üstünlükleri;

- Üretim hızı yüksek olduğundan işgücü ihtiyacı azdır.
- Grift parçaların üretimi kolaydır.
- Farklı tozlar kimyasal tepkimeye uğramadan birlikte üretilebilir.
- Elde edilen numuneler fiziksel ve mekanik olarak çok iyidir.
- Tane boyutları küçük, işlenebilirlikleri kolay ve çekme mukavemeti yüksek parçaların üretimini sağlar.
- Parça üretiminde talaşlı imalat gibi ikincil işlemlere gerek duymadığından malzeme kaybı oldukça azdır.
- Ergime kayıpları yoktur.
- Seri üretimlere uygundur.
- Malzeme kaybının az olması, ikincil işlemlere büyük oranda gerek duyulmaması ve seri üretime müsait olması ekonomik bir üretimi sağlar (Demir 1992).

### 2.3.4.2. Toz Metalurjisinin Dezavantajları

Toz metalurjisi yönteminin öteki üretim yöntemlerine göre zaafı;

- Presleme aşamasında kullanılan kalıpların maliyeti yüksektir.
- Metal tozların maliyeti ingot halinden yüksektir.
- Çok büyük boyutlu parçalar üretilememektedir.
- Başlangıç kurulum maliyetleri yüksektir.
- Yüksek mukavemet gerektiren malzemelerde mikroyapı içerisinde gözeneklerin bulunmasından dolayı infiltrasyon ve gözenek kapatma gibi ikincil çalışmalar uygulanmazsa düşük mekanik özellikler ortaya çıkabilir.
- Presleme çeşitlerine göre homojen basınç uygulanmadığı takdirde yoğunluk farklılıkları ve mekanik özelliklerde eşitsizlikler görülebilir (Demir 1992).

### **2.3.5. Toz Metal Parça Üretim Basamakları**

Toz metalurjisi parça üretimi;

- Tozların Harmanlanması ve Karıştırılması
- Tozların Preslenmesi
- Tozların Sinterlenmesi

aşamalarından meydana gelir.

#### **2.3.5.1. Tozların Harmanlanması ve Karıştırılması**

Toz metalurjisiyle üretilecek olan alaşım elementleri belirlendikten sonra harmanlama ve karıştırma işlemine geçilir. Her ne kadar iki terim aynı gözüksede farklı anlamlar taşımaktadır. Harmanlama, kimyasal özellikleri aynı fakat farklı tane boyutlarındaki tozların karıştırılması iken; karıştırma, kimyasal özellikleri farklı fakat aynı veya farklı tane boyutundaki tozların karıştırılması işlemidir (Şanlı 2019).

Toz metalurjisi yönteminde alaşım oluşturmak için kullanılacak farklı tozların bir araya gelmesi ve her bölgede eşit dağılım sergileyecek homejen bir yapının oluşturulması için karıştırılması ve taşıma sırasındaki şartlara bağlı oluşan segregasyonun ortadan kalkması bu aşamada gerçekleştirilmektedir. Karıştırma ve harmanlama işlemleri özel olarak üretilmiş makinalarda yapılır (Kumdalı 2008).

#### **2.3.5.2. Tozların Preslenmesi**

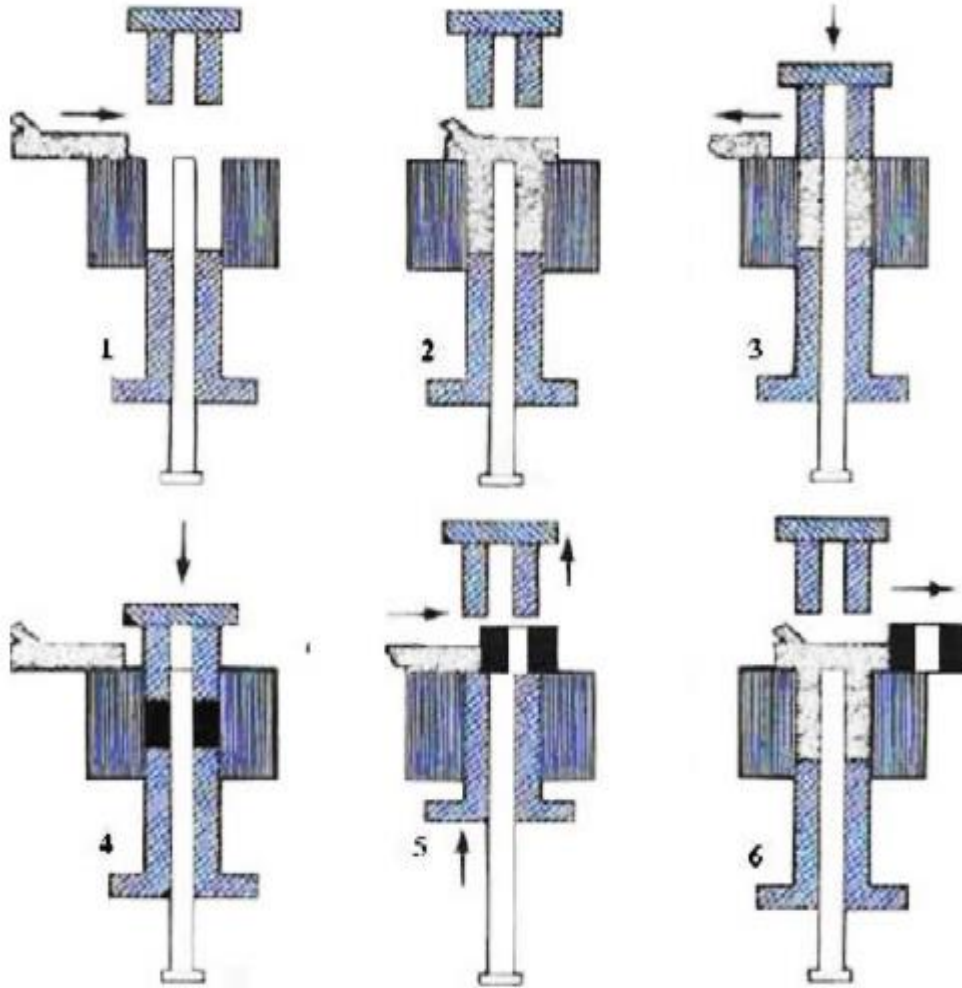
Tozların harmanlama ve karıştırma işlemi bittikten sonra uygun basınçta preslemeye geçilir. Presleme, toz metalurjisi için önemli bir adımdır. Sinterleme sonrası üretilen alaşımın mukavemet ve yoğunluğu presleme parametrelerine bağlıdır. Yani meydana gelen son ürünün yoğunluğu ve mekanik özelliklerini doğrudan etkiler (Karakoç vd. 2018).

##### **2.3.5.2.1. Tek Yön ile Presleme**

Bu metotta, toz karışımı dişi hazneye doldurulduktan sonra üst kalıb yerleştirilerek pres işlemi yapılır. Burda basma tek yönlü olarak gerçekleştirilir. Alt piston sıkıştırma görevi

yapmamakta parçayı kalıptan çıkarmak için kullanılır. Preslenen tozların kalıptan kolay çıkabilmesi için kalıp duvarlarına uygun yağlama yapılır. Tek yönlü preslemede basınç artırıldıkça tanecikler arası boşluklar kapanmaya başlayacağı için yoğunluk doğru orantılı olarak artmaktadır. Bunun nedeni kütleinin sabit kalmasıyla hacmin küçülmesidir.

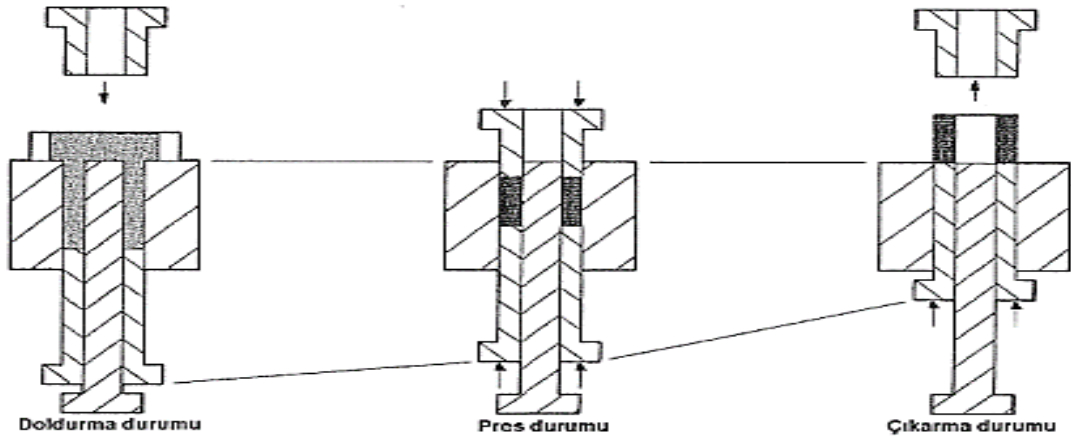
Kalıp tasarımı basit ve ekonomik olmasına rağmen bu metot grift parçaların üretimine müsade etmemesi ve boyun ene oranının 2,5 ten yüksek olan malzemelerde gerekli yoğunlukları bulamamasından ötürü tercih sebebi değildir. (Lee et al. 2004). Aşağıdaki Şekil 2.8’da tek taraflı pres aşamaları verilmiştir.



Şekil 2.8. Tek taraflı presleme aşamaları; 1- İkmal kolunun kalıba yanaşması. 2- İkmal. 3-Presleme. 4- Karışımın bastırılması. 5- Numuneyi kalıptan çıkarma. 6- Tekrar ikmal (Aydın 1997)

### 2.3.5.2.2. Çift Yön ile Presleme

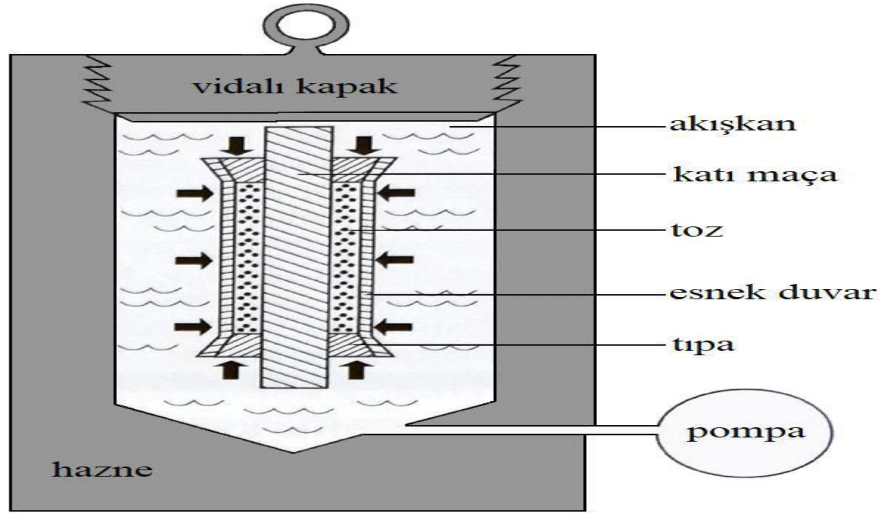
Çift yön ile presleme yönteminde, tek eksenli preslemeye ek olarak kalıbın sabit olması ve alt zımbanında üst zımbayla beraber sıkıştırma işlemini yapmasıdır. Bu yöntemde, iki yönden uygulanan kuvvet yardımı sayesinde parça içinde yoğunluk dağılımı homojene yakındır (Kaykılarlı 2018).



Şekil 2.9. Çift yön ile presleme (Odabaşı 2017)

### 2.3.5.2.3. İzostatik Presleme

İzostatik preslemede homojen bir yapı elde etmek için esnek bir yapı içerisine her yönden eşit şekilde etki eden bir kuvvet yardımıyla sıkıştırılması esasına dayanır. Karmaşık yapıda olan parçaların üretimi için uygun bir metottur. Farklı formda bulunan parçaların üretimi için uygun ve gerekli bir yöntemdir. Sıcak ve soğuk olmak üzere iki farklı şekilde uygulama alanı bulunmaktadır (Hammes and Binder 2014).

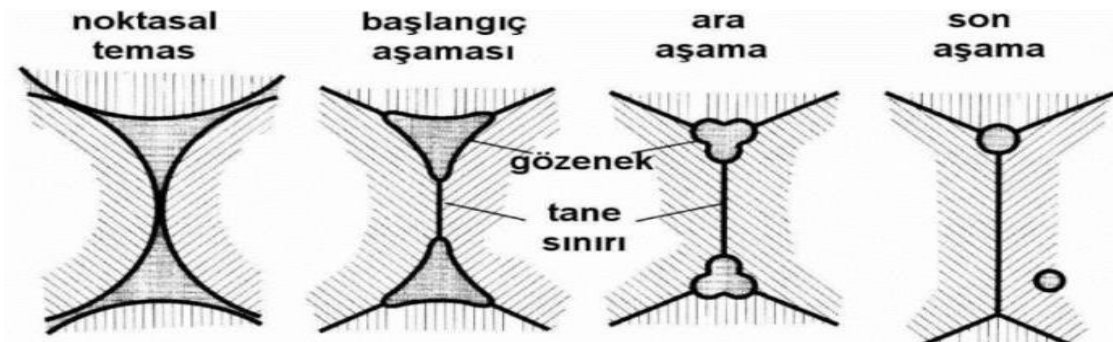


Şekil 2.10. Soğuk izostatik presleme birimi (German and Sarıtaş 2007)

### 2.3.5.3. Tozların Sinterlenmesi

Toz metalürjisi kademelerinden biri olan sinterleme işlemi, tanecikler arasında bağ oluşumunu ve belirli özelliklerin daha iyi hale gelmesini sağlamak amacıyla uygulanan ısı işlemi olarak adlandırılır (Şanlı 2019).

Presleme işleminin ardından, toz partikülleri birbiriyle noktasal olarak temas halindedir. Sinterleme aşamasında bu noktasal temaslar partiküller arasında kaynak oluşturarak sağlam bağlar oluşturur. Başlangıçta tozlarda boyun artması gerçekleşir. Sonrasında gözeneklerin sinterlemeyle şekil değişimi ve gözeneklerde kapanmalar gerçekleşir (Akorall 2003).



Şekil 2.11. Gözeneğin yapı değişimi (German, 1994)



### **2.3.5.3.1. Sıvı Faz Sinterlemesi**

Sıvı faz sinterlemesinde preslenmiş tozun arasında sıvı bir faz mevcuttur. Bu sıvı faz genellikle parçacıklar arasında bulunarak sinterlemede bağ oluşumuna katkı sağlar. Bağ oluşumunun iyi olması dayanım, esneklik, iletkenlik, manyetik özellik ve korozyona karşıtlığı gibi özellikleri önemli ölçüde etkilemektedir.

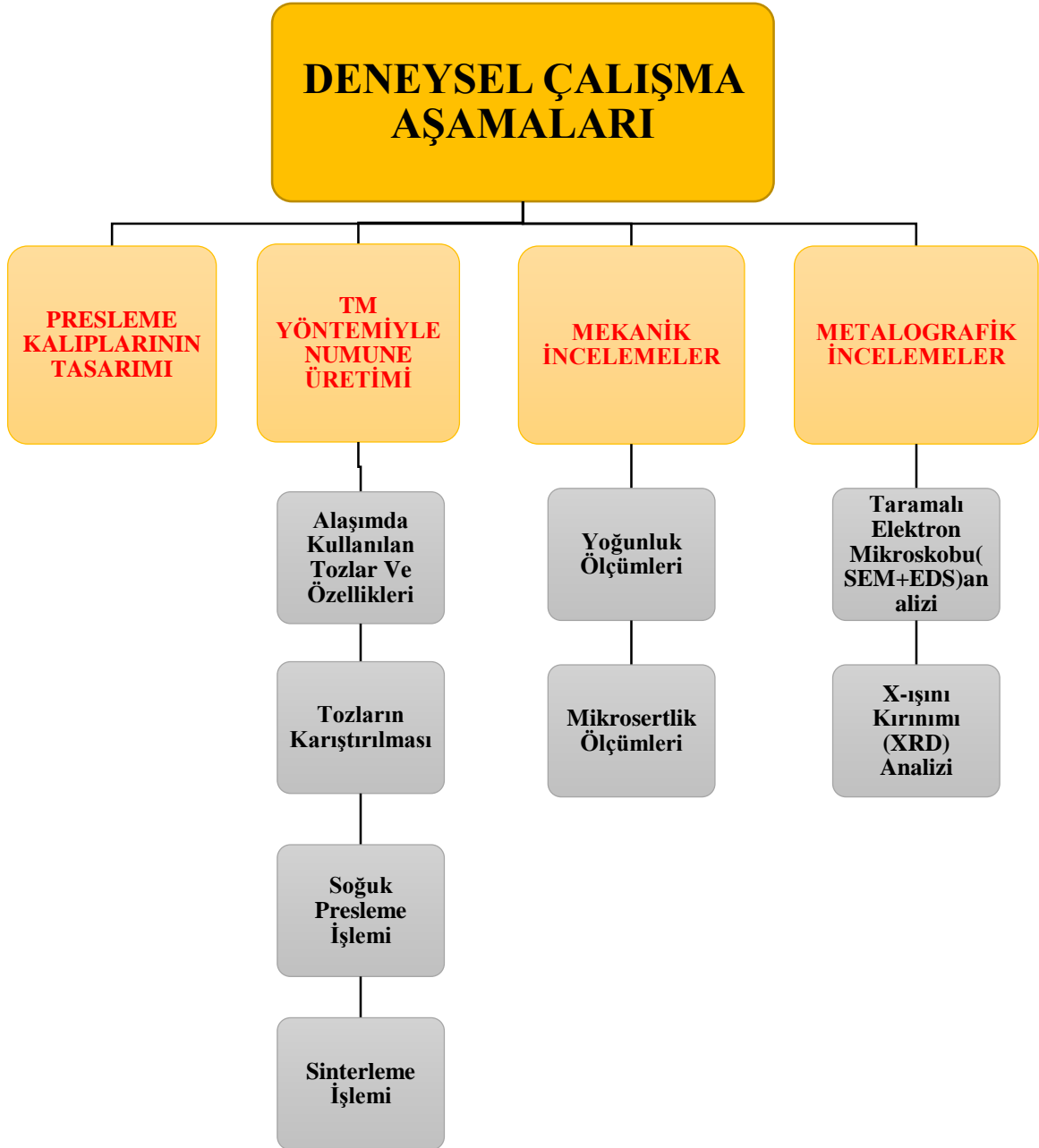
Sinterlemede sıvı faz oluşturmanın iki şekli vardır. Birincisi değişik kimyasal yapıdaki tozları kullanarak yapılan sinterlemedir. İki farklı kimyasal yapıdaki tozun etkileşimi sinterleme esnasında bir sıvının oluşmasını sağlar. Bu sıvı ergime sıcaklığı düşük tozlardan birinin erimesi veya ötektik oluşumu sonucunda meydana gelir. İkinci yöntem ise ön alaşımlandırılmış bir metal tozu sıvılaştırma ve katılaştırma arası bir sıcaklıkta ısıtılarak sıvı faz oluşturulabilir. Oluşturulan sıvı ve katı faz karışımlarına süpersolidüs sinterlemesi denir (Eremenko et al. 1970).

### **2.3.5.3.2. Katı Hal Sinterlemesi**

Bu sinterlemede ana metalin ergime noktasından düşük bir sıcaklıkta katı halde atomik taşınmayla tanecikler arası ilişki oluşumuna denmektedir. Bu sinterlemede yüzeydeki alan düşüklüğü, preslemeyle mukavemette artışa sebep olurken büzölmelerin oluşumunda rastlanmaktadır. Sinterleme sıcaklığının artması gözenek oranını düşürürken gözenek morfolojisini düzgün ve yuvarlak olmasını sağlar. Sıcaklığın devam etmesi durumunda tane yapısı daha da büyür (Upadhyaya 2000).

### 3. MATERYAL VE YÖNTEM

Deneyisel çalışmamızda kullanılan işlem basamakları Şekil 3.1’de verilmiştir.



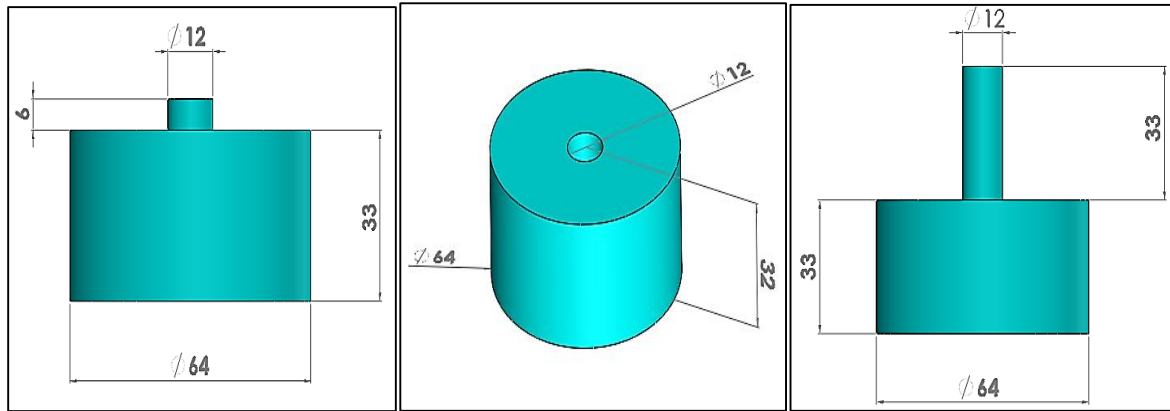
Şekil 3.1. Deneyisel çalışma etapları

### 3.1. Presleme Kalıplarının Tasarımı

Presleme kalıbı, standartlara göre tasarlanıp imal edilmiştir. Titanyum, molibden ve nikel tozlarının presleme basıncına dayanıklı olarak üretilmiştir. Alt zımbanın dişi kalıba giriş mesafesi, üst zımbanın dişi kalıba giriş mesafesi ve dişi kalıp mesafeleri hesaplanmıştır. Silindirik numune üretiminde kullanılan çelik presleme kalıpları ve konstrüktif şekilleri Şekil 3.2 ve Şekil 3.3’de verilmiştir.



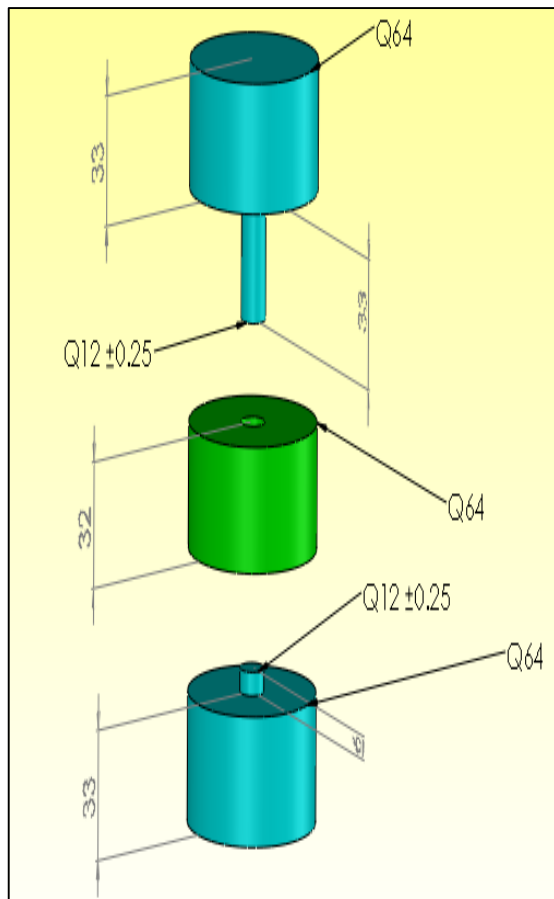
Şekil 3.2. Silindirik numuneler için presleme kalıbının resmi



ALT ZIMBA

DIŞI KALIP

ÜST ZIMBA



Şekil 3.3. Silindirik numuneler için pres kalıbının tasarımı ve resmi

### 3.2. TM Yöntemiyle Numune Üretimi

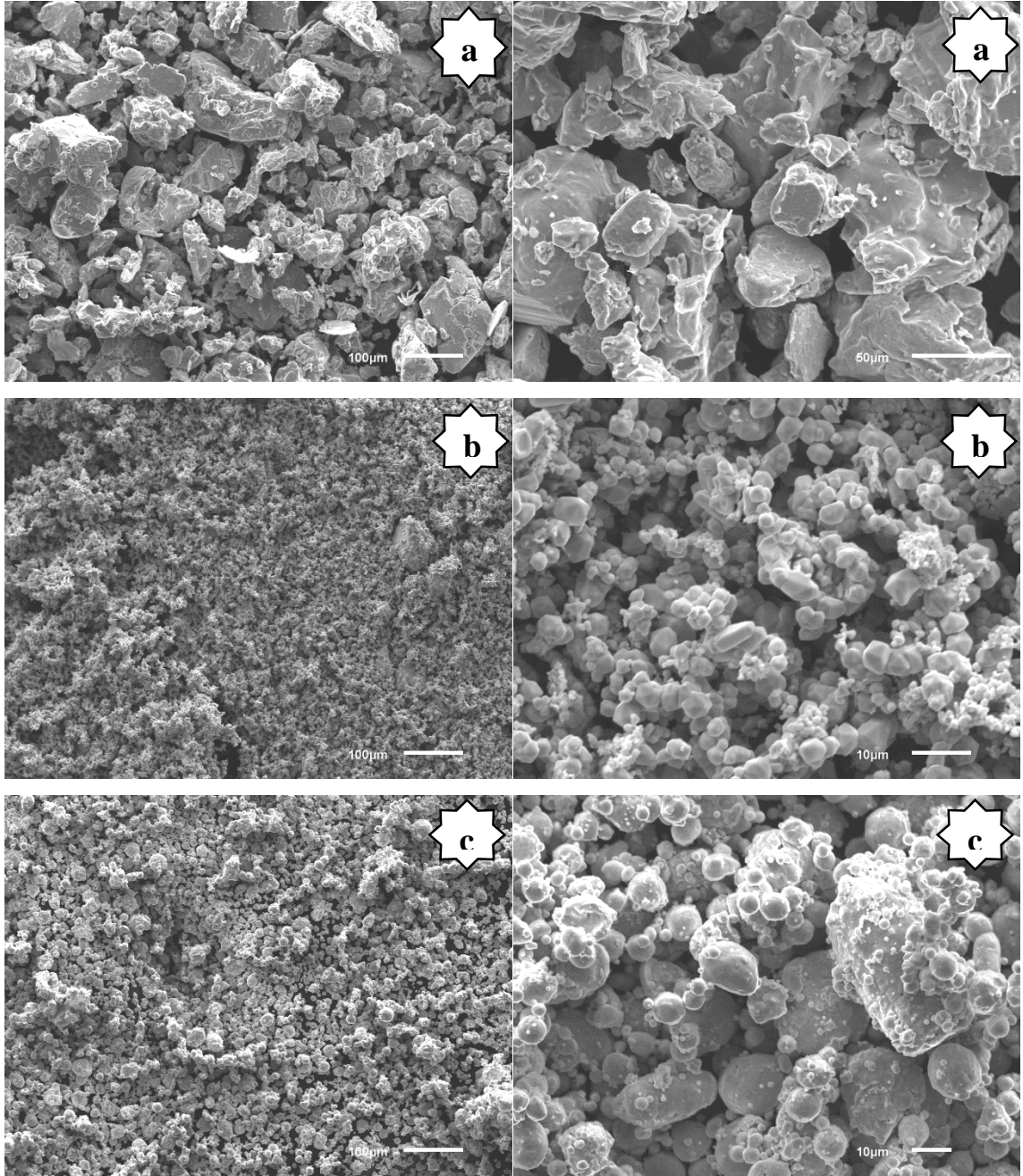
#### 3.2.1. Alaşımda Kullanılan Tozlar ve Özellikleri

Üretilecek alaşımlarda matris malzemesi olarak 100 mesh~154  $\mu\text{m}$  boyutunda ve %99,95 saflıkta Ti kullanılmıştır. Bu ana matrisin içerisine 325 Mesh~44  $\mu\text{m}$  boyutunda ve %99,95 saflıkta %6 Ni sabit kalmak koşuluyla ilave edilmiştir. Ayrıca özellikleri 98 Mesh~150  $\mu\text{m}$  boyutlu ve %99,95 saflıkta %1-3-5-8-10 oranlarında Mo ilavesi yapılarak alaşım toz metalurjisi yöntemiyle üretilmiştir.

Tablo 3.1. Kullanılan tozların özellikleri

<b>TOZ ÇEŞİDİ</b>	<b>TOZ NUMARASI</b>	<b>TOZ BOYUTLARI</b>	<b>TOZ MİKTARLARI</b>
Titanyum	7440-50-8	100 Mesh~154 $\mu\text{m}$ %99,95 saflıkta	500 gr
Nikel	381385	325 Mesh~44 $\mu\text{m}$ %99,95 saflıkta	300 gr
Molibden	7439-98-7	98 Mesh~150 $\mu\text{m}$ %99,95 saflıkta	300 gr

Çalışmada kullanılacak tozların SEM görüntüleri Şekil 3.4'te verilmiştir.



Şekil 3.4. Faaliyette kullanılan tozların SEM görüntüleri a) Ti, b) Mo, c) Ni

### 3.2.2. Tozların Karıştırılması

Karıştırma öncesinde tozlar Tablo 3.2’de verilen oranlarda And HR-250AZ marka analitik terazi ile 250 gr/0,1 mg hassasiyetinde tartılmıştır. Presleme öncesi tozların homojen bir yapı oluşturabilmesi ve birikimleri önlemesi amacıyla üç eksenli karıştırıcı yardımıyla 3 saat süreyle bilyeli olarak karıştırılmıştır. Karıştırma vaktinin uzun olması; tozları kırarak küreselleşmesine maruz bırakacağından ötürü sıkıştırma durumunu düşürecektir. Bu nedenle karıştırma süresi 3 saat ile sınırlandırılmıştır.

Tablo 3.2. Deney için oluşturulacak numunelerin oranları

	Kompozisyon	Ti (%ağ.)	Mo (%ağ.)	Ni (%ağ.)	Toplam Ağırlık	Üretilen numune sayısı
Silindirik Numuneler	TiMo6Ni	37,2	0,4	2,4	40gr	5
	Ti3Mo6Ni	36,4	1,2	2,4	40gr	5
	Ti5Mo6Ni	35,6	2	2,4	40gr	5
	Ti8Mo6Ni	34,4	3,2	2,4	40gr	5
	Ti10Mo6Ni	33,6	4	2,4	40gr	5



### 3.2.3. Soğuk Presleme İşlemi

Hazırlanan karışım toz partiküllerinin preslenmesi için 40 ton kapasiteli Şekil 3.5'teki Hidro Metal marka preste silindirik numuneler 520 MPa presleme basıncında tek yönlü olarak deney numune standartlarına uygun olarak hazırlanan Şekil 3.2 ve Şekil 3.3'teki silindirik kalıpları ile sıkıştırılıp bütün haline getirilmiştir.



Şekil 3.5. Kalıplama işlemlerinin gerçekleştirildiği pres cihazı



Şekil 3.6. Sinterlenmiş silindirik numuneler

Şekil 3.6'da verilen numuneler tasarlanmış olan pres kalıplarıyla 520 MPa basıncında silindirik numuneler için 2 dakika presleme süresinde bekletilerek gerçekleştirilmiştir.

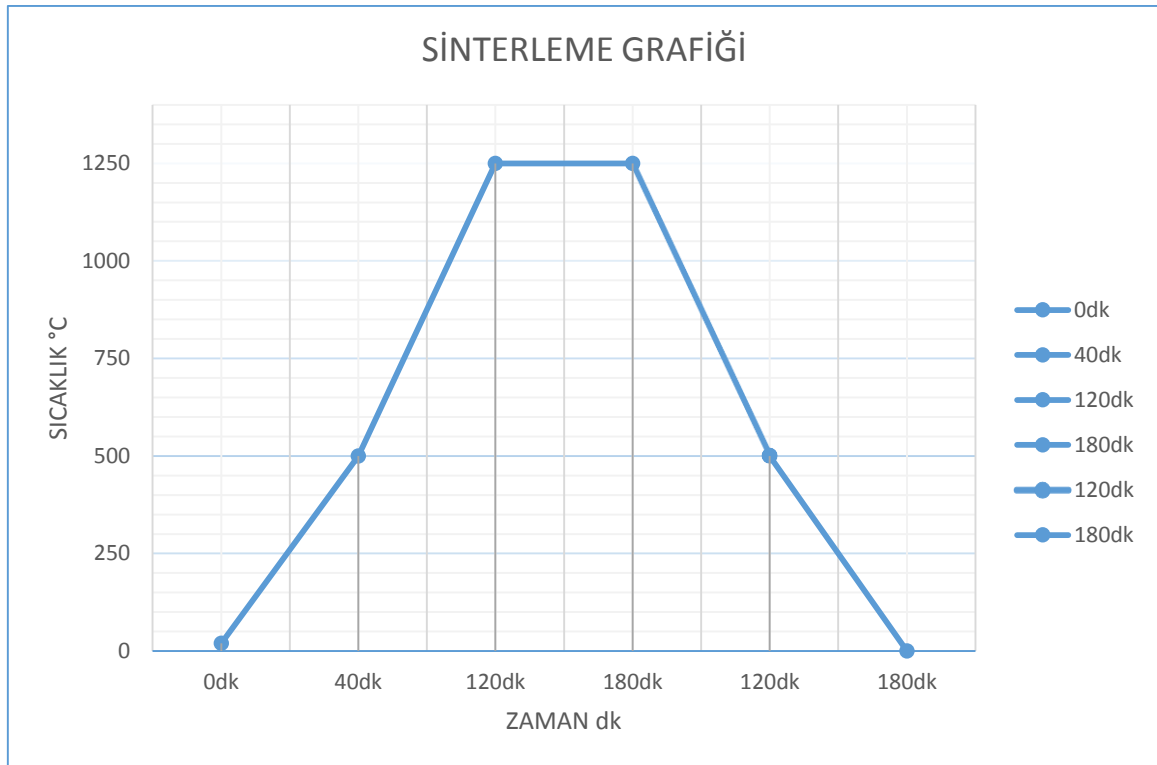


### 3.2.4. Sinterleme İşlemi

Hazırlanan numunelerin sinterleme işlemleri Şekil 3.7'deki Protherm PTF 14/75/450 marka fırında argon gazı altında gerçekleştirilmiştir.



Şekil 3.7. Sinterleme işlemlerinin yapıldığı tüp fırın



Şekil 3.8. Sinterleme grafiği

Sinterleme işlemleri verilen fırın ayarına bağlı olarak istenilen sıcaklığa 120 dakikada çıkmakta olup maksimum sıcaklıkta 180 dakika bekletilerek argon gazı altında soğumaya bırakılmıştır. Argon gazı 500°C de kapatılarak soğuma işlemleri tamamlandıktan sonra numuneler çıkarılmıştır. 1250°C de düşük saflıkta (%99,6) argon gazı altında ve 10°C/dk hızla ısıtma soğutmaya tabi tuttuğumuz numunelerin oksitlendiği, malzeme yüzeyinin kötü olduğu ve arşimet yasasına göre yaptığımız yoğunluk analizlerinin %85-88 arasında çıkmasından dolayı düşük saflıktaki argon gazı (%99,6) yüksek saflıktaki argon gazı (%99,9) ile değiştirilerek yapılacak sinterlemeler ısıtma ve soğutma aşamalarında %99,9 saflıktaki argon gazı altında yapılmıştır.

1250°C’de yapılan sinterleme işlemleri 3 bar basıncında yüksek saflıktaki argon gazı altında yapılarak malzeme bünyesinde istenmeyen gazlardan alaşımın etkilenmemesi için dikkat edilmiştir. 1250 °C’de 180 dakika bekletildikten sonra argon gazı 500 °C’ye kadar açık bırakılmıştır. Bu sıcaklıktan sonra oda sıcaklığında soğumaya bırakılmıştır. Yüksek yoğunlukta elde edilen 1250 °C’deki sinterlenmiş numuneleri Şekil 3.9’da görülmektedir.



Şekil 3.9. Sinterleme sonrası silindirik numunelerin görüntüleri

Yapılan çalışmalarda elde edilen numuneler Şekil 3.10'da gösterildiği gibi şeffaf kilitli poşetlerde saklanarak muhafaza edilmiştir.



Şekil 3.10. Aşınma numunelerinin kilitli poşetlerde muhafazası

### 3.3. Mekanik İncelemeler

#### 3.3.1. Yoğunluk Ölçümleri

Sinterleme uygulamasından sonra And HR-250AZ marka 250 gr/0,1 mg hassasiyetinde analitik terazi kullanılarak numunelerin yoğunlukları 20°C’de Arşimet prensibinden faydalanılarak ölçümler yapılmıştır. Buna göre numuneler önce kuru havada tartımları yapıldıktan sonra saf su dolu kabın içerisine atılarak sudaki ağırlıkları tartılmıştır. Elde edilen iki farklı ortamdaki ağırlıklar Arşimet prensibi formülü kullanılarak yoğunluklar hesaplanmıştır. Arşimet yöntemi için kullanılan eşitlikler aşağıdaki Eşitlik 3.1’e göre hesaplanmıştır. Ölçümler için kullanılan analitik hassas terazi aşağıdaki Şekil 3.11’de verilmiştir.

$$\rho = \frac{W_a \times \rho_s}{W_a - W_b} \quad (3.1)$$

$\rho$  : Deney yoğunluğu

$W_a$  : Hava ortamındaki ağırlığı

$W_b$  : Su ortamındaki ağırlığı

$\rho_s$  : Oda sıcaklığındaki su yoğunluğu



Şekil 3.11. Analitik hassas tartma cihazı

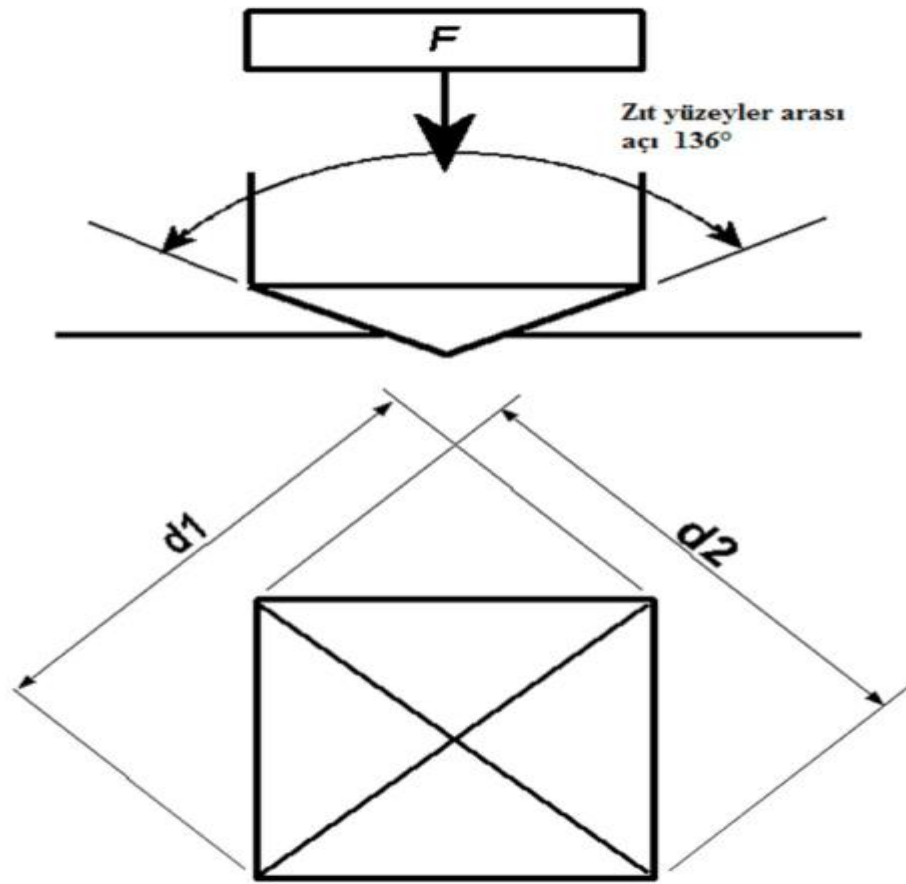
### 3.3.2. Mikrosertlik Ölçümleri

Ti1Mo6Ni, Ti3Mo6Ni, Ti5Mo6Ni, Ti8Mo6Ni ve Ti10Mo6Ni grubu alaşımlar öncelikli olarak 240, 400, 600, 800, 1000, 1200 ve 1600 mikron Ø250 çapındaki yuvarlak zımpara kâğıtlarıyla dijital metalografik numune zımparalama ve parlatma makinesiyle parlatıldıktan sonra AOB marka vickers mikrosertlik cihazı kullanılarak çalışma prensibi ürün üstüne dörtgen prizma uç ile batırılan izden köşegenlerin ölçülmesine göre hesaplanmaktadır. Vickers mikrosertlik ölçüm cihazı aşağıdaki Şekil 3.12’de gösterilmiştir.



Şekil 3.12. AOB Marka vickers mikrosertlik cihazı





Şekil 3.13. Vickers sertlik ucu gösterimi (Balın 2011)

Bu işlemde Vickers mikrosertlik yöntemi kullanılarak numune yüzüne vickers ucu ile 300 g baskı kuvvetiyle 10 saniye boyunca baskı uygulayarak oluşan izden  $d_1$  ve  $d_2$  uzunluğu ölçülerek sertlik değerleri bulunmuştur. Sertlik ucu  $136^\circ$  lik pramit şeklindeki elmas uçtan meydana gelmektedir. 12 mm çapındaki silindirik numunelerin yüzeyine dik gelecek şekilde yatay bir çizgi doğrultusunda 10 adet sertlik değeri alınmıştır. Her numune için ayrı olarak alınan 10 adet sertlik değerlerinin ortalamaları alınarak tespit edilmiştir.

### 3.4. Metalografik İncelemeler

Sinterlenen numunelerin mikroyapı incelemelerinin yapılması için alt ve üst yüzeyleri zımparalanarak en son çuha yardımıyla parlatılmıştır. Parlatma işlemi bittikten sonra alkol püskürtülerek temizlenmiştir.

Mikroyapıların optik mikroskop altında görülebilmesi için  $H_2O-HF-HNO_3$  dağlayıcı çözeltisiyle 2-5 saniye aralıklarla dağlama yapılmıştır. Dağlama çözeltisi içinde çok fazla bekletilen numunelerin yüzeylerinin yandığı az bekletilen numunelerin ise mikroskop altında mikroyapıların belirlenemediği görülmüştür. Dağlaması yapılan numunelerin optik mikroskop altında mikroyapı resimleri alınmıştır.

#### 3.4.1. Taramalı Elektron Mikroskobu (SEM+EDS) Analizi

Preslenen numunelerin sinterleme işlemleri tamamlandıktan sonra numune yüzeylerinin mikroyapı incelemeleri Şekil 3.14'teki JEOL JSM-6510 marka taramalı elektron mikroskobu (SEM) ile gerçekleştirilmiştir. Aynı zamanda enerji dağılımlı x-ışını (EDS) analizleri SEM cihazına bağlı IXRF 500 model kullanılarak yapılmıştır.

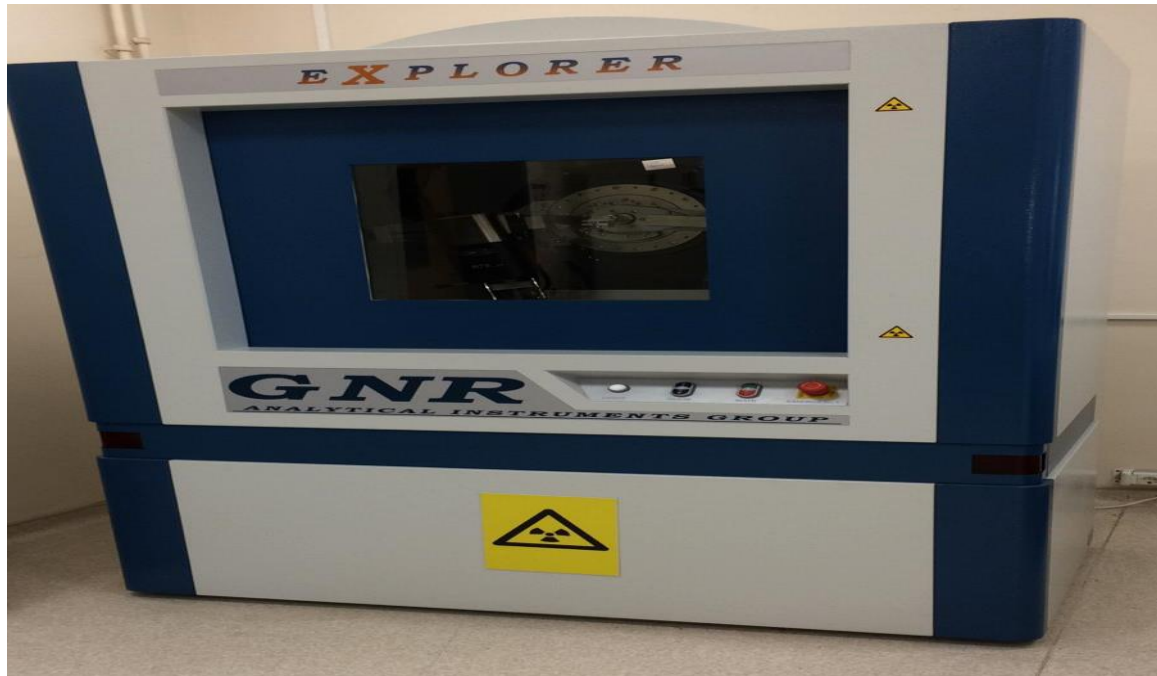


Şekil 3.14. Taramalı elektron mikroskobu

### 3.4.2. X-Işını Kırınımı (XRD) Analizi

Üretilen alaşımların yapısındaki faz ve kristal özelliklerinin tespit edilebilmesi için X-ışını dağılımı (XRD) analizleri yapılmıştır. XRD analizleri Erzurum Teknik Üniversitesi Yüksek Teknoloji ve Araştırma Merkezi'nde bulunan GNR Analytical Instruments Group tarafından üretilen Şekil 3.15'de gösterilen GNR marka EXPLORER X-Ray cihazıyla gerçekleştirilmiştir.

Bu cihaz yüksek hızlı elektronların bir metale çarptırılarak yansıtılması sonucu elde edilen verilerin standart sonuçlarla karşılaştırarak bize vermektedir. Malzeme faz ve kristal özelliklerinin belirlenmesi için kullanılan X ışını kırınım tekniğidir. Bu tekniğin çalışma prensibi iki elektrottan oluşan Cu X ışını tüpü kullanılarak vakum altında elektronlar hızlandırılarak farklı açılarla malzeme üzerine gönderilmesiyle oluşur. Çarpma sonucu farklı açılarla yansıyan elektronlar analiz edilerek sonuçlar toplanır. XRD tekniği malzemelerin içerisindeki element ve bileşiklerin kendine has atomik dizilime sahip olmasından dolayı X ışını kırınım profilleride farklılık göstermektedir.



Şekil 3.15. GNR EXPLORER marka XRD cihazı



## 4. BULGULAR VE TARTIŞMA

### 4.1. Sinterlenen Silindirik Numune Analizleri

Tasarımı yapılan kalıplarda öncesinde karıştırılan tozların dökülerek kalıp yağlayıcıları yardımıyla 520 MPa basıncında 2 dakika preslenerek oluşturulan numunelerin boyutları 12 mm çapında ve 9 mm yüksekliğindedir. 1250 °C’de sinterleme işleminden geçirilmiş silindirik numunelere ait görüntüler Şekil 4.1’de verilmiştir.



Şekil 4.1. Sinterlenmiş silindirik numuneler; S1;Ti1Mo6Ni, S2;Ti3Mo6Ni, S3;Ti5Mo6Ni, S4;Ti8Mo6Ni, S5;Ti10Mo6Ni

Üretilen numunelerin yoğunluk ölçümlerinde %98,2 yoğunluğa Ti1Mo6Ni alaşımı elde edilmiştir. Ayrıca yapılan XRD ve elementel haritalandırma analizlerinde oksitlenmeye dair bulgulara rastlanmamıştır. Yapılan sinterleme işleminde numunelerin çapında çok küçük daralma meydana gelirken boyunda ise 2mm kısalma olduğu yapılan ölçümler sonucunda tespit edilmiştir.

## 4.2. Yoğunluk Ölçüm Sonuçları

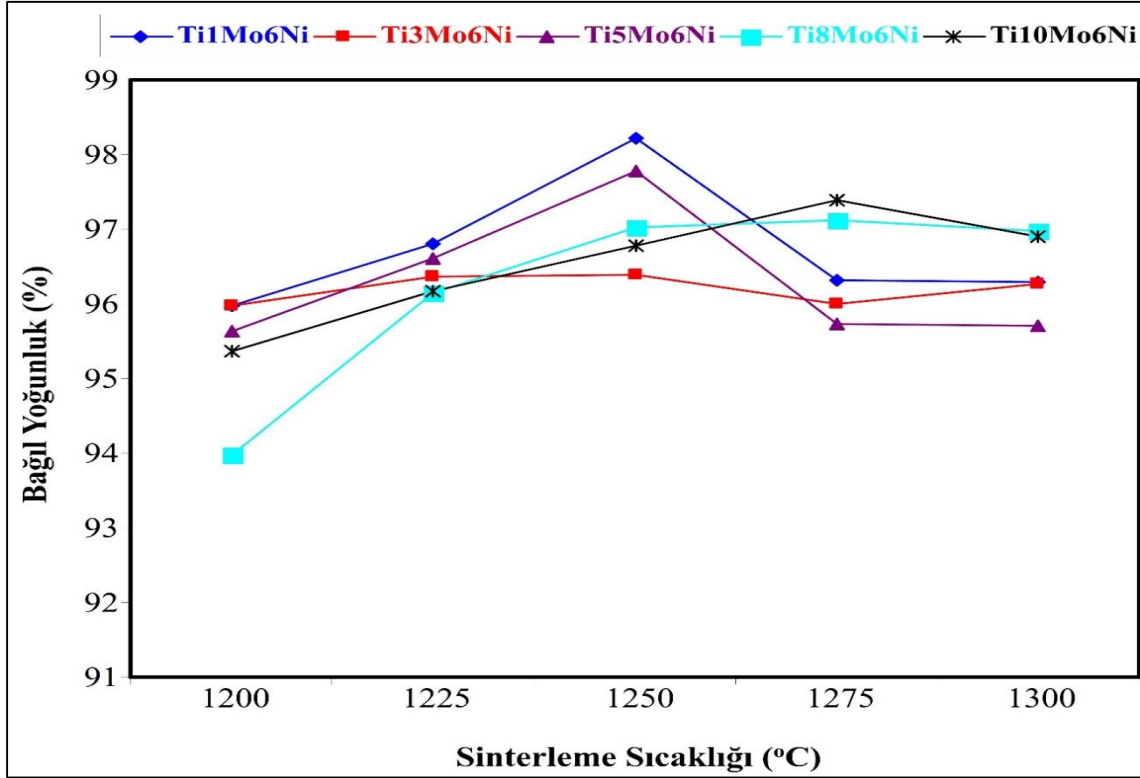
Toz metalurjisi yöntemiyle üretilen numunelerin yoğunlukları arşimet prensibinden faydalanarak bağıl yoğunlukları %Mo artışı ve sıcaklığa bağlı olarak hesaplanarak aşağıdaki Tablo 4.1’de verilmiştir.

Tablo 4.1. Yoğunluk verileri

Sıcaklık	Ti1Mo6Ni	Ti3Mo6Ni	Ti5Mo6Ni	Ti8Mo6Ni	Ti10Mo6Ni
1200	95,9664	95,97476	95,62294	93,97857	95,37181528
1225	95,24572	96,3537	96,6071	96,14444	96,15881193
1250	98,20802	95,53158	97,78524	97,01974	96,79003698
1275	96,32556	98,10483	95,73939	97,12867	97,39981509
1300	96,29663	96,26137	96,53255	96,96883	96,91186915

Yoğunluğu etkileyen en önemli parametreler sinterleme sıcaklığı ve preslemedir. Sinterleme sıcaklığının toz tanecikleri arasında boyun oluşumu ve partiküllerin aralarındaki difüzyon oluşumunu doğrudan etkilemektedir. Farklı sinterleme sıcaklıklarına bağlı yoğunluk değişimi grafiği Şekil 4.2’de verilmiştir.

Li ve arkadaşları (2009) geleneksel T/M yöntemini kullanarak presleme basıncının gözenekliliğe etkisini incelemişlerdir. Buna göre presleme basıncının 50, 100 ve 150 MPa olarak ayrı ayrı analizlerinde 50 MPa basınçta presleme yapılan numunelerde gözenekliliğin daha fazla olduğu, presleme basıncındaki artışın gözeneklilik oranını azalttığı görülmüştür (Li et al. 2009).



Şekil 4.2. Yüzde yoğunluk sıcaklık grafiği

Sonuçlar incelendiğinde 1200 °C, 1225 °C, 1250 °C, 1275 °C ve 1300 °C’ de yapılan sinterleme sonuçları içerisinde 1250 °C’de üretilen Ti1Mo6Ni alaşımının Tablo 4.2’deki değerlerine bakarak % 98,2 ile en yüksek yoğunluğa sahip olduğu görülmektedir. Bağıl yoğunluk değerlerinin genel olarak 1250 °C sinterleme sıcaklığına kadar arttığı görülmektedir. Sinterleme sıcaklığının bu değer üstündeki %5Mo içerikli alaşımlarda bağıl yoğunluk değerlerini düşürdüğü tespit edilmiştir. Bunun sebebi olarak da numunelerde meydana gelen kısmi ergimelerin sebep olduğu düşünülmektedir. Ayrıca grafik analizlerinde %Mo oranındaki artışın sinterleme sıcaklığını yükselttiği ve bağıl yoğunluk değerlerini düşürdüğü saptanmıştır. Alaşım içindeki Mo oranının artması  $\beta$ -Ti ve  $\alpha$ -Ti fazlarının dönüşüm sıcaklıklarını düşürmesine rağmen Mo’nun difüzyon hızının  $\beta$ -Ti matrisindeki Ti’nin difüzyon hızından daha düşük olması, Mo takviyesinin Ti alaşımlarının yoğunlaşmasını engelleme eğiliminde olduğu belirtilmiştir (Liu et al. 2006). Burdan hareketle en yüksek bağıl yoğunluk değerlerinin ağırlıkça %Mo oranının en düşük olduğu Ti1Mo6Ni alaşımında saptanması analizlerimizin doğruluğunu kanıtlamaktadır.

Yüksek mukavemete sahip Ti alaşımların toz metalurjisi ile üretilmesi için belirli toz yapı formlarının ön alaşımlanmasıyla 500-650 MPa yükleme basıncında %80-90 ham yoğunluğa erişebilmektedir (Froes vd. 1985). Fakat bu değerlerin üstünde sonuçlar elde etmek için homojen karışımların sağlanması, uygun basınç değerlerinin yakalanması ve malzeme içerisinde mekanik özellikleri etkileyecek gazların vakum veya yüksek saflıkta argon gazıyla uzaklaştırılması yoğunluk değerlerinin %90-99 değerlerine yükseltmektedir. Ayrıca literatür incelemelerinde argon gazı altında sinterleme işlemlerinde yaklaşık 1000-1200°C sıcaklıkta maksimum sıcaklığa ulaştıktan sonra ortalama 2 saat bekletilmesi önerilmektedir (ASM 1998).

Metal tozlarımızdan homojen bir karışım sağladıktan sonra 520 MPa yükleme basıncıyla preslenen numuneler %99,9 saflıktaki argon gazı atmosferi altında sinterlenmiştir. Sinterlenen numunelerin analizlerinde maksimum yoğunluk değerlerine baktığımızda Tablo 4.2'teki T/M yoğunluk değerlerini göstermektedir.

Tablo 4.2. Ti'un TM ve Döküm yoluyla üretiminde mekanik özelliklerinin karşılaştırılması (ASM 1998)

Ürün ve Üretim Metodu	Yoğunluk (%)	Çekme Mukavemeti (MPa)	Akma Mukavemeti (MPa)	% Uzama	% Kesit Daralma
Alaşımsız Ti Döküm	100	530	480	18	33
	94-96	480	970	18	22
Ti-%Al-2.5Sn Döküm	100	815	710	19	34
	94	795	715	16	27
Ti6Al-4V Döküm	100	930	825	12	22
	94-99	840	770	7	12

Ayrıca numunelerin teorik ve deneysel yoğunlukları hesaplanarak aralarındaki farkın teorik yoğunluğa oranıyla % yoğunluk ve % gözeneklilik oranları hesaplanarak Tablo 4.3'te verilmiştir.

Tablo 4.3. Alaşımların yoğunluk gözeneklilik ölçüm sonuçları

<b>Alaşımlar</b>	<b>Deneysel Yoğunluk (gr/cm<sup>3</sup>)</b>	<b>Teorik Yoğunluk (gr/cm<sup>3</sup>)</b>	<b>Yoğunluk (%)</b>	<b>Gözeneklilik (%)</b>
TiMo6Ni	4,587022	4,67072	98,208019	1,7919721
Ti3Mo6Ni	4,514581	4,725742	95,531581	4,4683142
Ti5Mo6Ni	4,676174	4,782086	97,785245	2,2147657
Ti8Mo6Ni	4,724045	4,869159	97,019741	2,9802683
Ti10Mo6Ni	4,770773	4,928992	96,790037	3,2099667

Ana matris malzeme içerisine takviye edilen elementlerin artmasına bağlı olarak ortaya çıkan sıkıştırılabilirlik sorunları yoğunlukta azalmalara sebep olabilmektedir.

Tablo 4.3'teki verilere bağlı olarak % yoğunluk değeri ile % gözeneklilik oranı ters orantılı bir şekilde değişmekte olup % gözenek oranı en yüksek numunede en düşük yoğunluk elde edilirken % gözenek oranı en düşük oranda olan numunede ise en yüksek yoğunluk elde edilmiştir. % Mo oranının artmasına bağlı gözenek oranının artması yoğunluk değerlerinde azalmalara neden olmaktadır. Fakat %Mo oranı belirli bir seviyeye kadar tane incelmeye yol açması yoğunlukların yükselmesini tetiklemektedir.

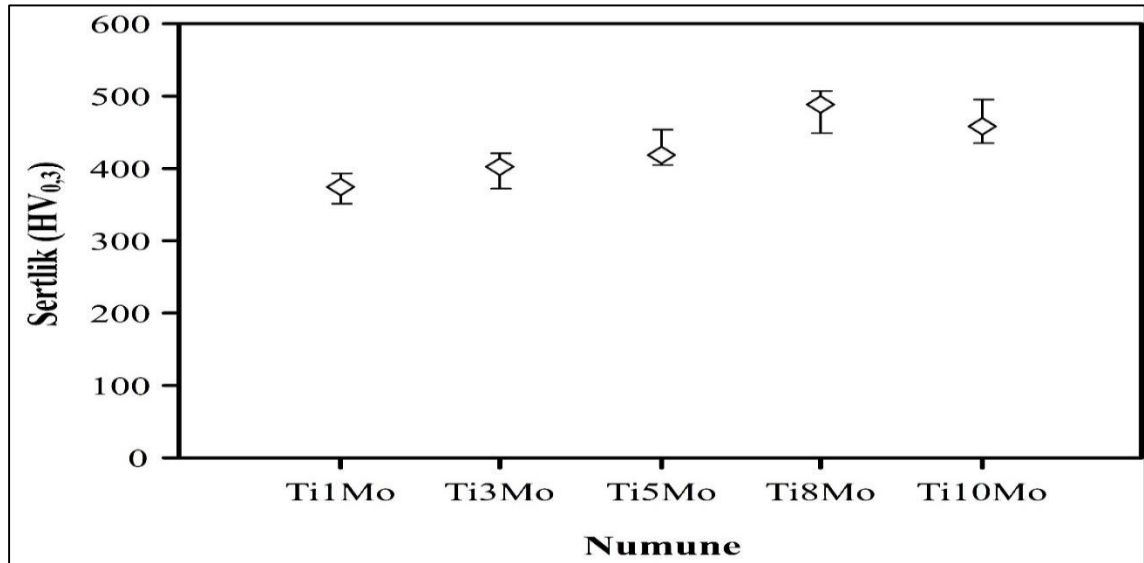
T/M aşamalarından biri olan sinterleme işlemi malzemelerin mekanik özelliklerini artırırken taneler arası tutunmayı yükseltir. Bu etkileşim mukavemet ve yoğunluk değerlerini artırır. Artık gerilmelerin yoğunlaştığı gözenekler ise çatlak oluşumunu hızlandırır (Gladman and Woodhead 1960).

### 4.3. Mikrosertlik Sonuçları

T/M yöntemiyle kullanılarak sinterlenmiş numunelerin yüzeyleri parlatma işlemi yapıldıktan sonra vickers mikrosertlik cihazı ile 10 farklı noktadan ölçüm alınarak sertlik değer grafiği Şekil 4.3'te verilmiştir.

Tablo 4.4. Numunelerin sinterleme sıcaklıkları ve yüzdelik oranlarına bağlı vickers ortalama mikrosertlik değerleri

Oluşturulan Alaşımlar	Ortalama Sertlik Değerleri (HV)	En İyi Sıcaklık °C
Ti1Mo6Ni	374,975	1250 °C
Ti3Mo6Ni	402,916	
Ti5Mo6Ni	419,18	
Ti8Mo6Ni	488,86	
Ti10Mo6Ni	458,73	



Şekil 4.3. Doğrusal hat üzerinden alınan numunelerin sertlik değer grafiği

Şekilde 4.3'de üretilen numunelerin ölçüm sonucunda mikrosertlik değerleri verilmiştir. Artan Mo oranına bağlı olarak %1, %3, %5 ve %8 Mo takviyesinde ortalama sertlik değerlerinde artış gözlenirken, %10 Mo oranında azalma göstermiştir. Alaşımlardan önce

kullanılan tozların vickers mikrosertlik değerleri Ti 970 MPa, Mo 1530 MPa ve Ni 638 MPa'dır.

Mohan ve arkadaşlarının 1250 °C'de sinterleme işlemine tabi tuttıkları Ti15Mo alaşımının bağıl yoğunluğunu %97,8, mikrosertlik değerini ise 350 HV olarak ölçmüştür (Mohan et al. 2016).

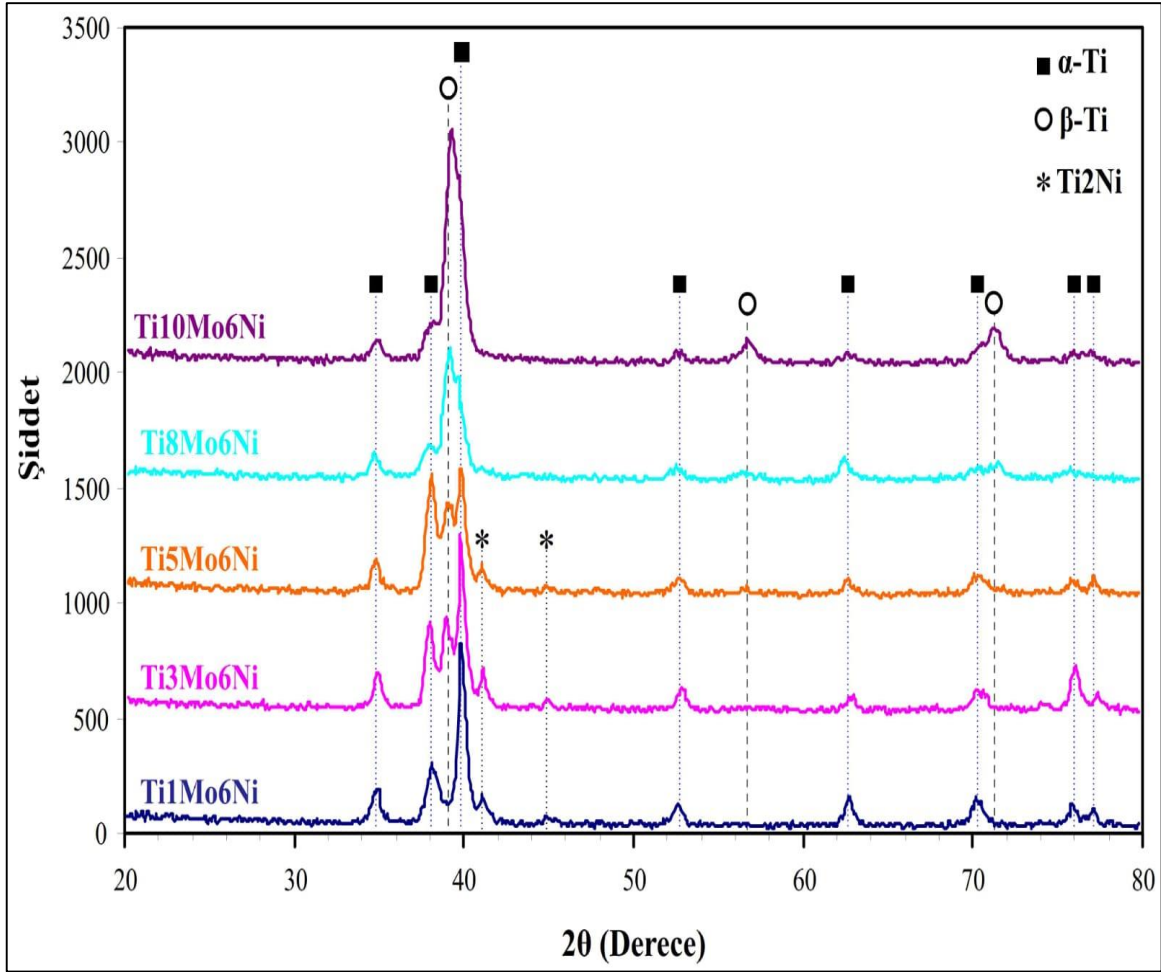
Şekilde 4.3'de doğrusal hat üzerinden alınan sertlik değer grafiğinde max sertlik değerini 1250 °C'de sinterlenmiş Ti8Mo6Ni alaşımında 488,86 HV değeriyle elde ettiğimizi göstermektedir. Yapılan literatür incelemelerinde Mo takviyeli titanyum alaşımalarının vickers mikrosertlik değerlerinin 200-500 HV aralığında değiştiiği saptanmıştır (Kumar and Narayan 2009, Xu et al. 2013, Lee et al. 2014).

Tüm alaşımlarda %6 oranında sabit Ni takviyesi kullanıldığında Ti ve Ni atomik oranda birbiriyle uyumlu stokiyometrilere sinterlemenin verimliliğini artırmaktadır. Fakat nikelin mikrosertlik değerinin düşüklüğü alaşımında sertlik değerini düşürmektedir. Üçlü  $Ti_xMo_6Ni$  alaşımında Mo oranının %1'den %8'e yükseltilmesi nikelin boyut ve yüzdelik olarak etkisinin düşmesine ve daha ince tane boyutu oluşmasını sağlar. Hall-Petch ilişkisi nedeniyle tane sınırı daha çok güçlenir ve daha yüksek bir sertlik değeri elde edilir.

Başlangıçta artan sertlik değeri (Mo içeriği %1'den %8'e yükselirken) artan yoğunluğa ve ince tane boyutuna bağlanırken Mo içeriğinin ağırlıkça %8'den %10'a artırılması önemli tane büyümesine, kırılma faz fraksiyonunun oluşumuna ve aralarındaki farklı kafes parametresi nedeniyle oldukça gergin bir yapı oluşumuna sebep olabilir. Böyle bir arayüz çatlak yayılmasını etkileyen kırılma tokluğunu azaltan artık gerilmeler üretir. Bu tür oluşumlar sertlik değerlerinin düşmesine sebep olmaktadır.

#### 4.4. X-Işını Kırınımı (XRD) Analizi Sonuçları

Ti<sub>x</sub>Mo<sub>6</sub>Ni karışımına ilave edilen Mo toz miktarına bağlı olarak oluşturulan alaşımlamanın mikroyapıda oluşturduğu faz değişimlerinin incelemek için XRD analizleri yapılarak aşağıdaki sonuçlar elde edilmiştir.



Şekil 4.4. Mekanik alaşımlanmış tozların XRD sonuçları

Şekil 4.4'te üretilen Ti alaşımlarına uygulanan XRD analizleri sonucu elde edilen kırınım desenleri verilmiştir. Sinterlenmiş silindirik numunelerin XRD analizleri 20-80° yansıma açısı aralığı ve 0,05 derece adım aralığında gerçekleştirilmiştir.

Genel olarak tüm numunelerin mikroyapısının α-Ti ve β-Ti olmak üzere iki fazdan oluştuğu görülmektedir. Titanyum alaşımlarında, bir alaşım elementinin en önemli özelliği



$\alpha$ - $\beta$  dönüşüm sıcaklığına etkisidir. Bazı alaşım elementleri,  $\alpha$ - $\beta$  dönüşüm sıcaklığını yükselterek  $\alpha$  kristal yapısını stabilize ederken bazı alaşım elementleri ise  $\alpha$ - $\beta$  dönüşüm sıcaklığını düşürerek  $\beta$  fazını kararlı hale getirmektedir. Bu bakımdan alaşım elementlerini  $\alpha$  yapıcılar ve  $\beta$  yapıcılar şeklinde sınıflandırmak mümkündür. Beta alaşımları V, Nb ve Mo gibi geçiş elementleri içerir ki, bu elementler  $\alpha$ - $\beta$  dönüşüm sıcaklığını düşürdükleri için hacim merkezli kübik kristal yapıya sahip  $\beta$  fazının artmasına neden olurlar (ASM Handbook 1991).

XRD kırınım desenleri incelendiğinde artan Mo oranıyla birlikte  $\alpha$ -Ti fazına ait piklerin şiddetinde azalma,  $\beta$ -Ti fazına ait piklerin şiddetinde ise artış olduğu görülmektedir. Bu durum yukarıda da açıklandığı üzere  $\beta$  yapıcı bir element olan Mo'nin  $\alpha$ - $\beta$  dönüşüm sıcaklığını düşürmesinden ve dolayısıyla mikroyapıdaki  $\beta$  fazı miktarının artmasına neden olmasından kaynaklanmaktadır.

Xua ve arkadaşlarının farklı Mo içeriklerine sahip Ti-Mo alaşımlarının XRD analiz sonuçlarında eklenen Mo içeriğinin artmasıyla  $\beta$  fazının miktarının yükseldiği  $\alpha$  fazının miktarında azaldığını saptamışlardır. Eklenen Mo içeriğini %20'ye çıkarmaya devam ederek, sadece tek bir  $\beta$  fazı elde etmişlerdir (Xua et al. 2020).

Sinterleme işlemlerinin yüksek saflıktaki argon atmosferinde yapılmış olması sayesinde, kırınım desenlerinde herhangi bir oksit bileşiğine ait pik görülmemiştir. Ağırlıkça %1, 3 ve 5 Mo içeren numunelerin kırınım desenlerinde  $Ti_2Ni$  bileşiğine ait pikler bulunduğu, bu piklerin şiddetinin artan Mo oranıyla birlikte azaldığı görülmektedir. Ağırlıkça %8 ve %10Mo içeren numuneler de ise  $Ti_2Ni$  bileşiğine ait pikler bulunmamaktadır. Bu durum Mo miktarındaki artışın  $Ti_2Ni$  bileşiğinin oluşumunu güçleştirdiğini düşündürmektedir.

Zhezhen Fu, ve diğ. yaptıkları çalışmada Ultra ince TiC tozlarından elde edilen TiC-Ni-Mo sermetlerinin sinterleme davranışı ve mikro yapı incelemesi sonuçlarında XRD analizlerinde sadece iki faz, TiC ve Ni fazlarının gözlemlendiği Mo varlığına rastlanmadığı belirtilmiştir (Fu et al. 2018). Ayrıca Mo oranının artmasına bağlı olarak TiC ve Ni tepe noktalarının değiştiği ve buna bağlı olarak kafes yapı miktarlarında değişimlere sebep olduğu gözlenmiştir (Yang et al. 2011, Zhang et al. 2014).

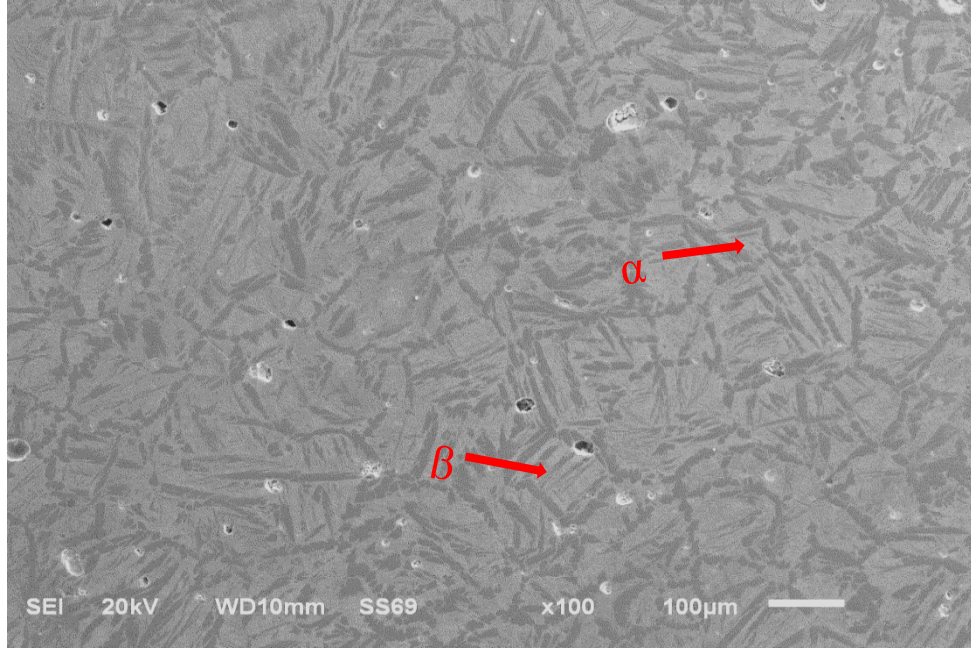
Zhu ve arkadaşları (2004) Ti ve Ni tozları karışımını T/M yöntemiyle 2, 4 ve 8 saat koruyucu argon gazı altında 980 °C sıcaklıkta sinterleme işlemine tabi tutarak alaşımın XRD kırınım analizleri incelenmiştir. Analizlerde 4 saat sinterleme işleminde bölgesel olarak Ni, NiTi, Ni<sub>3</sub>Ti ve Ti<sub>2</sub>Ni fazları görülürken, 8 saat sinterleme işleminde Ni varlığına rastlanmadığı, buna karşılık TiNi oranının yükseldiği ve yapısında Ni<sub>3</sub>Ti ve Ti<sub>2</sub>Ni fazlarının bulunduğu belirlenmiştir. Çalışmalarda sinterleme süresinin atomik difüzyon değişimini etkilediğini düşük atomik difüzyonun nikel ve titanyumca zengin alanların varlığına işaret ettiğini ve bu alanların Ti<sub>2</sub>Ni ve TiNi<sub>3</sub> fazlarının oluşmasına neden olduğu vurgulanmıştır. Bölgelerde varlığına rastlanan Ni ve Ti'un biyomalzeme olarak vücuda zararlarının olduğunun ayrıca faz dönüşüm sıcaklıklarını etkilediği saptanmıştır. Böylelikle Ni ve Ti'un yeterli difüzyonunun sağlanması için sinterleme süresinin artırılarak NiTi oluşumu sağlanarak serbest halde bulunan Ni varlığı engellenebilir (Zhu et al. 2004).

Çalışmada, %6 oranındaki Ni tozu 1250 °C sıcaklıkta Ti-Mo-Ni alaşımında 3 saat sinterlenerek, yüksek saflıktaki koruyucu argon gazı altında yapılmıştır. Elde edilen numunelere uygulanan XRD analizlerinde bölgesel olarak Ni varlığına rastlanmamıştır. Ni varlığına rastlanmaması yeterli difüzyonun sağlanarak Ti<sub>2</sub>Ni oluşumunun gerçekleştiği görülmektedir. Bölgesel olarak Ni olmaması 1250 °C'deki sinterleme sıcaklığına ve alaşım içindeki % Ni oranının az olmasına bağlanabilir.

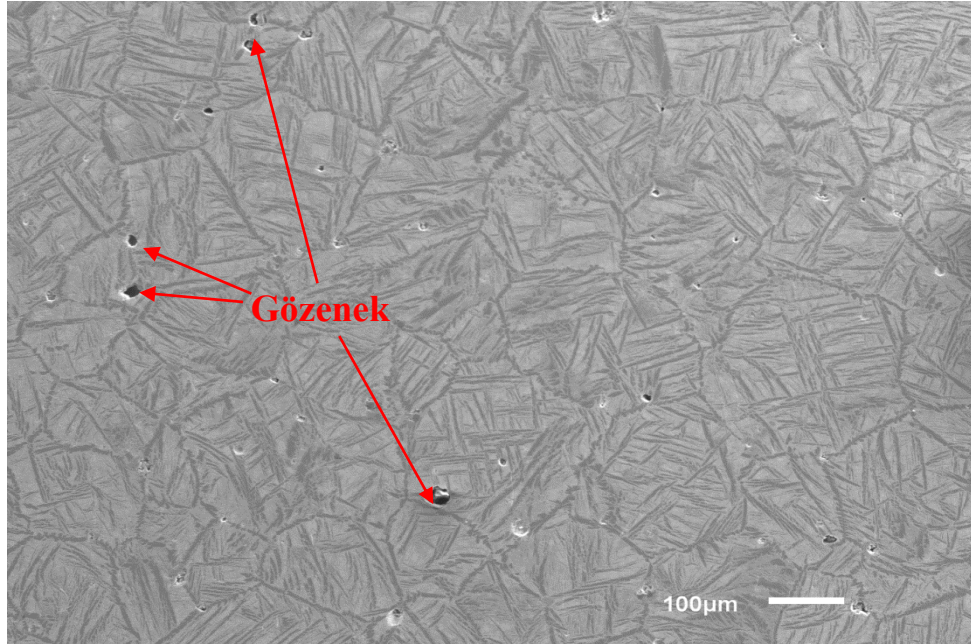
Sinterleme sıcaklığının yüksekliği Ti ve Ni elementlerinin difüzyon hızını orantılı bir şekilde etkilediği, TiNi esaslı fazların oluşumuna sebep olduğu başka bir çalışmada açıklanmıştır (Zhu et al. 2004). Buda bahsettiğimiz kanımızı destekler niteliktedir.

## 4.5. SEM ve EDS Analiz Sonuçları

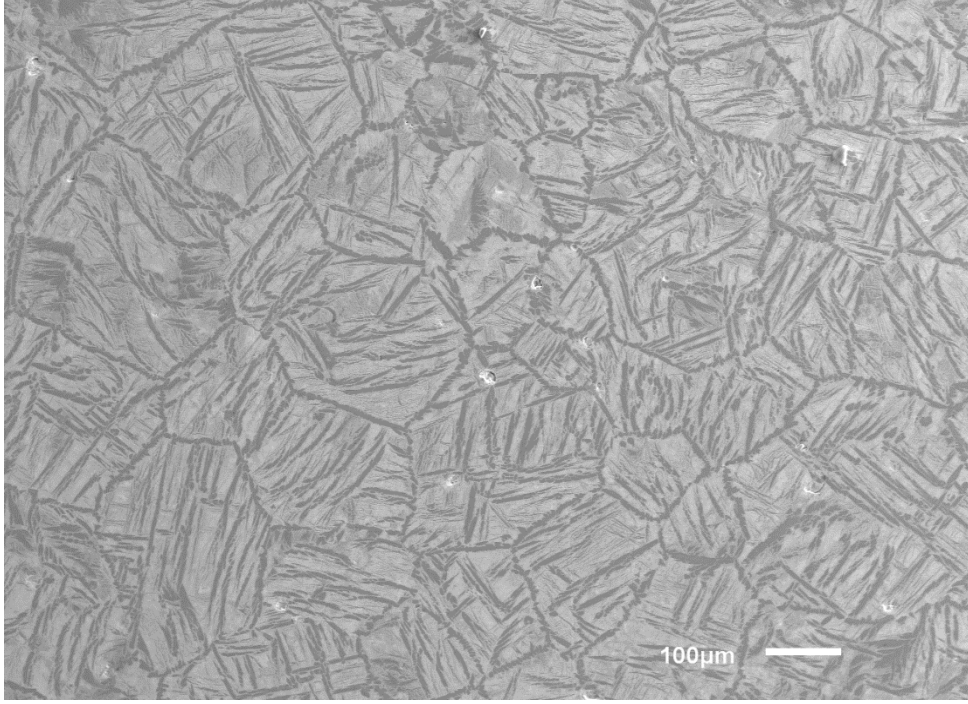
### 4.5.1. SEM Analiz Sonuçları



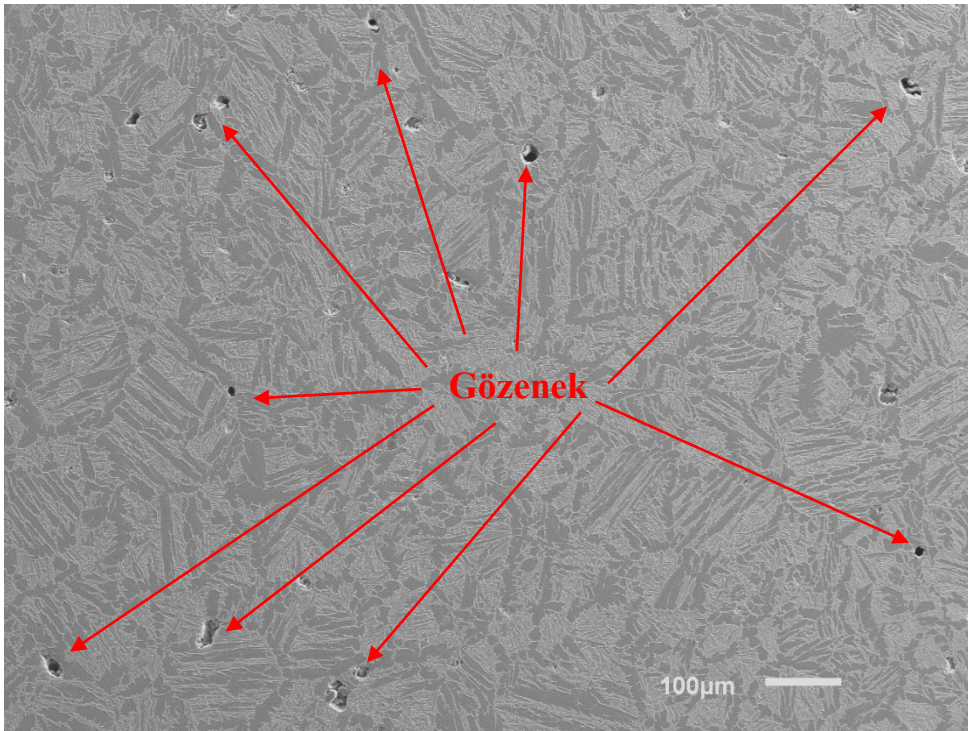
Şekil 4.5. Sinterlenmiş Ti1Mo6Ni numunesinin SEM görüntüsü



Şekil 4.6. Sinterlenmiş Ti3Mo6Ni numunesinin SEM görüntüsü

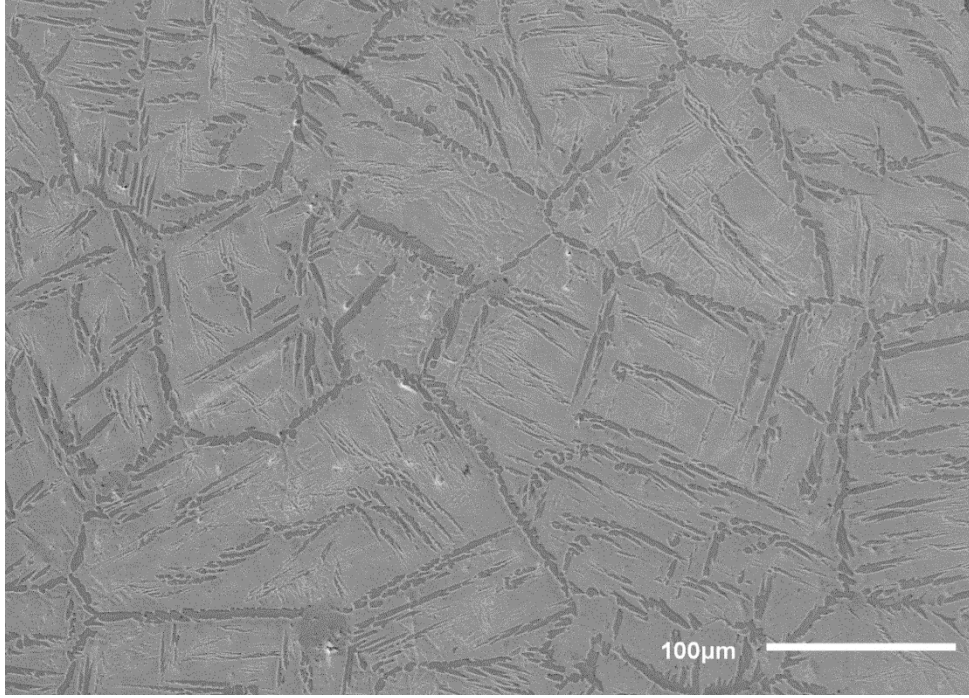


Şekil 4.7. Sinterlenmiş Ti5Mo6Ni numunesinin SEM görüntüsü



Şekil 4.8. Sinterlenmiş Ti8Mo6Ni numunesinin SEM görüntüsü





Şekil 4.9. Sinterlenmiş Ti10Mo6Ni numunesinin SEM görüntüsü

Yapılan SEM analizleri bağıl yoğunluğun en yüksek değerlere ulaştığı 1250 °C’de yüksek saflıkta argon gazı altında sinterlenen numunelere uygulanmıştır. Üretilen kompozit numunelerden alınan SEM görüntülerinde farklı Mo içeriklerine sahip Ti1Mo6Ni, Ti3Mo6Ni, Ti5Mo6Ni, Ti8Mo6Ni ve Ti10Mo6Ni alaşımlarının porozitenin az, yoğunluk oranının yüksek olduğu görülmektedir. Ayrıca gözeneklerin yuvarlak morfolojiye sahip olması ve %99 oranında tane sınırlarında yer alması mekanik özellikler açısından önemlidir. Az sayıda olmasına rağmen gözeneklerin keskin ve düzensiz olmaması aksine yuvarlak bir morfolojiye sahip olması olumlu olarak karşılanmaktadır (Gülsoy vd. 2006).

Ayrıca alaşımların XRD analiz sonuçları incelendiğinde oksit çökeltilerine dair bir bulgunun oluşmadığı görülmektedir. SEM görüntüleri incelendiğinde tüm numunelerde Mo içeriğinden olumlu etkilenen homojen bir mikroyapının olduğu gözlemlenmiştir. Ayrıca Mo içeriğinin artmasıyla Şekil 4.5’den Şekil 4.9’a kadar olan SEM resimlerinde çekirdek tane sınırları,  $\beta$  oranının artması iğnemsiz  $\alpha$  oranının azalmasıyla daha belirgin bir şekilde oluştuğu görülmektedir.

Xua ve arkadaşlarının farklı Mo içeriklerine sahip TiMo alaşımları üzerine yaptıkları çalışmada ve SEM analiz sonuçları desteklemektedir. Xua ve arkadaşları tüm numunelerin artan Mo oranından etkilenen homojen bir yapı sergilediğini ve %8 Mo oranında eş eksenli  $\beta$  fazı ve sivri uçlu  $\alpha$  fazından oluştuğunu devam eden Mo ilavesiyle  $\alpha$  fazının miktarı ve boyutunun kademeli olarak azaldığını vurgulamışlardır (Xua et al. 2020).

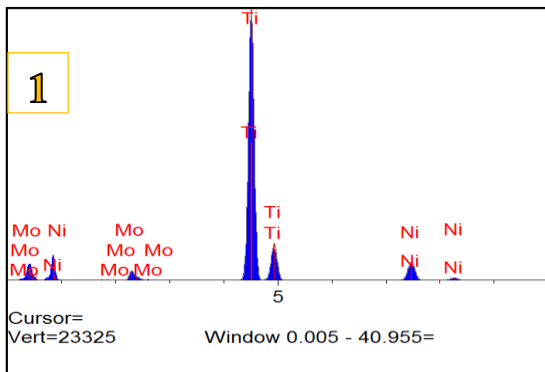
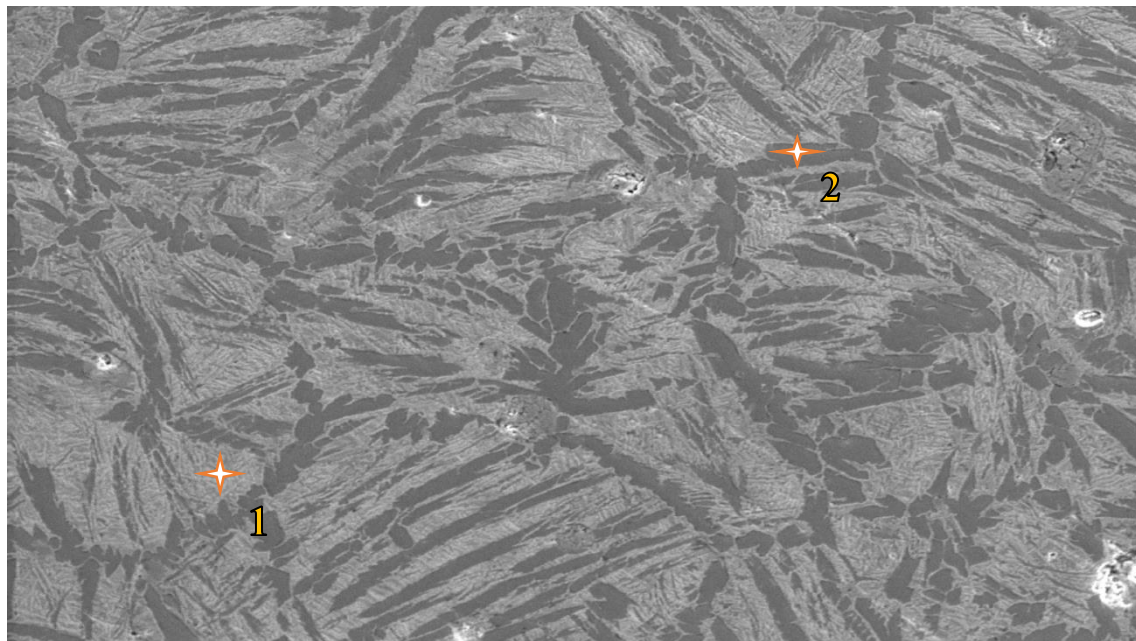
XRD analizlerinde tüm numunelerin mikroyapısında  $\alpha$ -Ti ve  $\beta$ -Ti oluştuğundan SEM resimlerinden de numunelerin mikroyapısında bu iki fazın oluştuğu görülmektedir. Ayrıca XRD analizlerinde %1, %3 ve %5Mo içeren numunelerde  $Ti_2Ni$  bileşiği saptanmasına rağmen SEM analizlerinde  $Ti_2Ni$  bileşiğine ait fazlar boyutlarının küçük olmasından ötürü analizlerde görülememiştir.

Mikroyapıda görülen numunelerin koyu gri alandan oluşan  $\alpha$ -Ti ve açık gri alandan oluşan  $\beta$ -Ti fazı içerdiği tespit edilmiştir. Oda sıcaklığında yüksek saflıkta (%99,9) Argon gazı altında  $10^\circ C/dk$  gibi düşük bir hızla soğutmaya bırakılan numunelerin  $\alpha$ -Ti fazından  $\beta$ -Ti fazına geçişini kolaylaştırmaktadır. Ayrıca  $\beta$  yapıcı bir element olan Mo'nin  $\alpha$ - $\beta$  dönüşüm sıcaklığını düşürmesinden ve dolayısıyla mikroyapıdaki  $\beta$  fazı miktarının artmasını sağlamaktadır. Buda  $\alpha$ -Ti fazının kalınlığında değişimlere sebep olmaktadır. Görüntüleri incelenen %1 Mo içeren numunelerin görüntüsünde  $\alpha$ -Ti fazı kalın lameller görünümündeyken %3,%5,%8 ve %10Mo oranlarında lamellerin incelendiği (widmanstatten yapı) ve  $\beta$ -Ti fazının artışı söz konusudur.

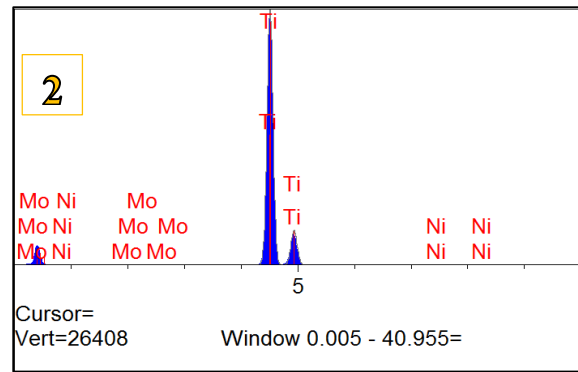
Ho ve arkadaşlarının yaptıkları bir çalışmada, 9Mo alaşımların  $\beta$  fazının eş eksenli olduğu ve 10Mo ilavesi üzeri ise alaşımın yapısında baskın olarak  $\beta$  fazı olduğunu belirtmişlerdir (Ho et al. 1999). Diğer çalışmada ise 15Mo ilavesinde baskın olarak  $\beta$  fazı olduğu gözlemlenmiştir (Kumar and Narayan 2009, Xu et al. 2013).

SEM görüntüleri, bağıl yoğunluk ve XRD analiz sonuçları incelendiğinde artan Mo oranına bağlı olarak tane boyutunun ve gözeneklerin arttığı görülmektedir. Bu durum artan Mo oranıyla beraber yoğunluktaki düşüşü de desteklemektedir.

#### 4.5.2. EDS Analiz Sonuçları



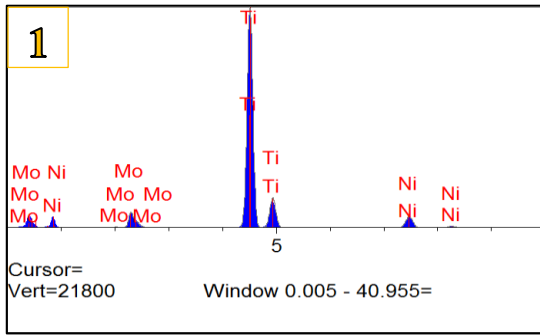
Elt.	Line	Intensity (c/s)	Error 2-sig	Conc	Units	
Ti	Ka	5039,85	18,569	81,424	wt.%	
Ni	Ka	412,39	5,591	14,636	wt.%	
Mo	La	139,18	4,402	3,941	wt.%	
				100,000	wt.%	Total



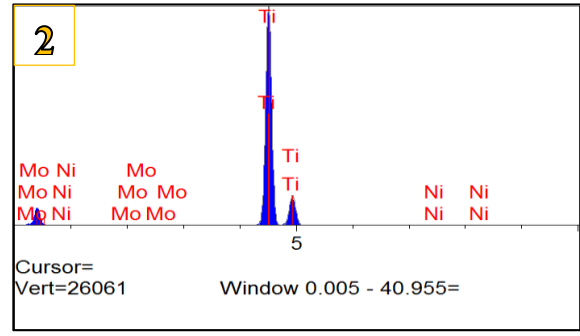
Elt.	Line	Intensity (c/s)	Error 2-sig	Conc	Units	
Ti	Ka	5742,12	19,761	99,574	wt.%	
Ni	Ka	6,07	1,823	0,237	wt.%	
Mo	La	8,89	3,071	0,188	wt.%	
				100,000	wt.%	Total

Şekil 4.10. Ti1Mo6Ni alaşımının SEM/EDS nokta analizine ait görüntüler

Şekil 4.10'da mikroyapı EDS nokta analiz görüntüleri incelendiğinde, 1 numaralı bölgede  $\beta$  oranının artmasıyla iğnemsiz  $\alpha$  oranının azaldığı çekirdek tane sınırlarının daha belirgin bir şekilde oluştuğu anlaşılmaktadır. Ayrıca Ti matrisi içinde homojen bir şekilde dağılmış Ni ve Mo taneleri görülmektedir. 2 numaralı bölgede koyu renkli bölgelerin Ti olduğu tespit edilmiştir.



Elt.	Line	Intensity (c/s)	Error 2-sig	Conc	Units	
Ti	Ka	4732,41	17,994	81,094	wt.%	
Ni	Ka	294,48	4,817	10,955	wt.%	
Mo	La	258,02	5,174	7,950	wt.%	
				100,000	wt.%	Total

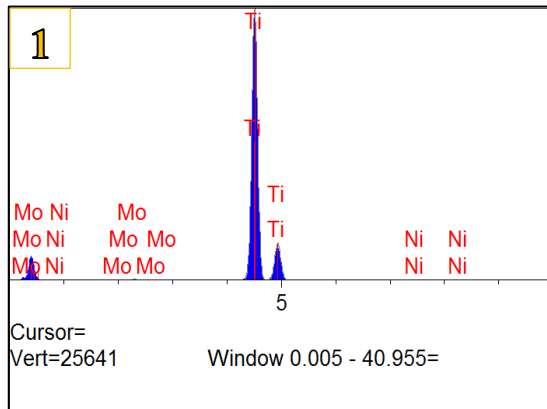
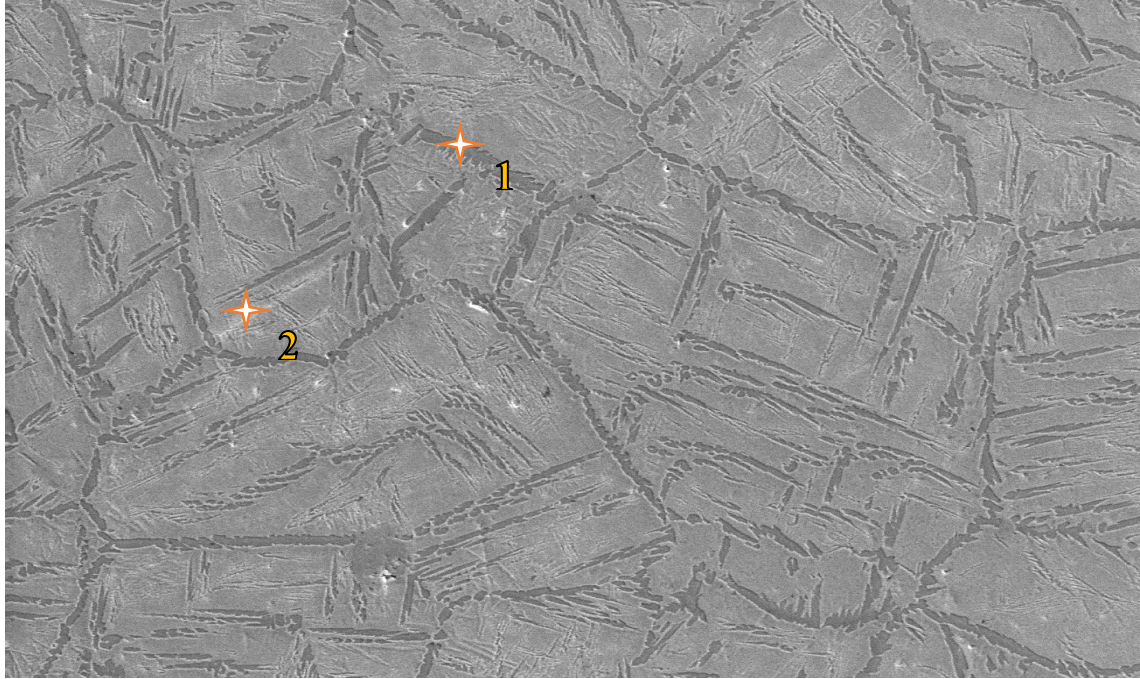


Elt.	Line	Intensity (c/s)	Error 2-sig	Conc	Units	
Ti	Ka	5694,31	19,682	99,643	wt.%	
Ni	Ka	4,65	1,807	0,184	wt.%	
Mo	La	8,15	3,121	0,173	wt.%	
				100,000	wt.%	Total

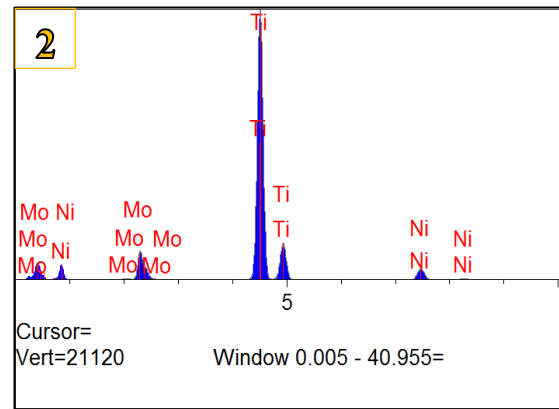
Şekil 4.11. Ti5Mo6Ni alaşımının SEM/EDS nokta analizine ait görüntüler

Ti5Mo6Ni alaşımına ait EDS nokta analiz sonuçları Şekil 4.11’de görüldüğü üzere 1 numaralı açık renki bölgede Ti matris içinde Ni ve Mo’nin homojen bir şekilde dağıldığı görülmektedir. 2 numaralı koyu bölgede ise % 99,643 oranla Ti olduğu tespit edilmiştir. Ayrıca molibdenin  $\alpha$ - $\beta$  dönüşüm sıcaklığını düşürmesiyle mikroyapıdaki  $\beta$  fazının arttığı görülmektedir. Buda  $\alpha$ -Ti fazının %1 Mo içeren numunelerde kalın lameller halindeyken %3, %5, %8 ve %10Mo oranlarında ise lamellerin incelendiği (widmanstatten yapı) ve  $\beta$ -Ti fazının arttığı sonucuna varılmıştır.





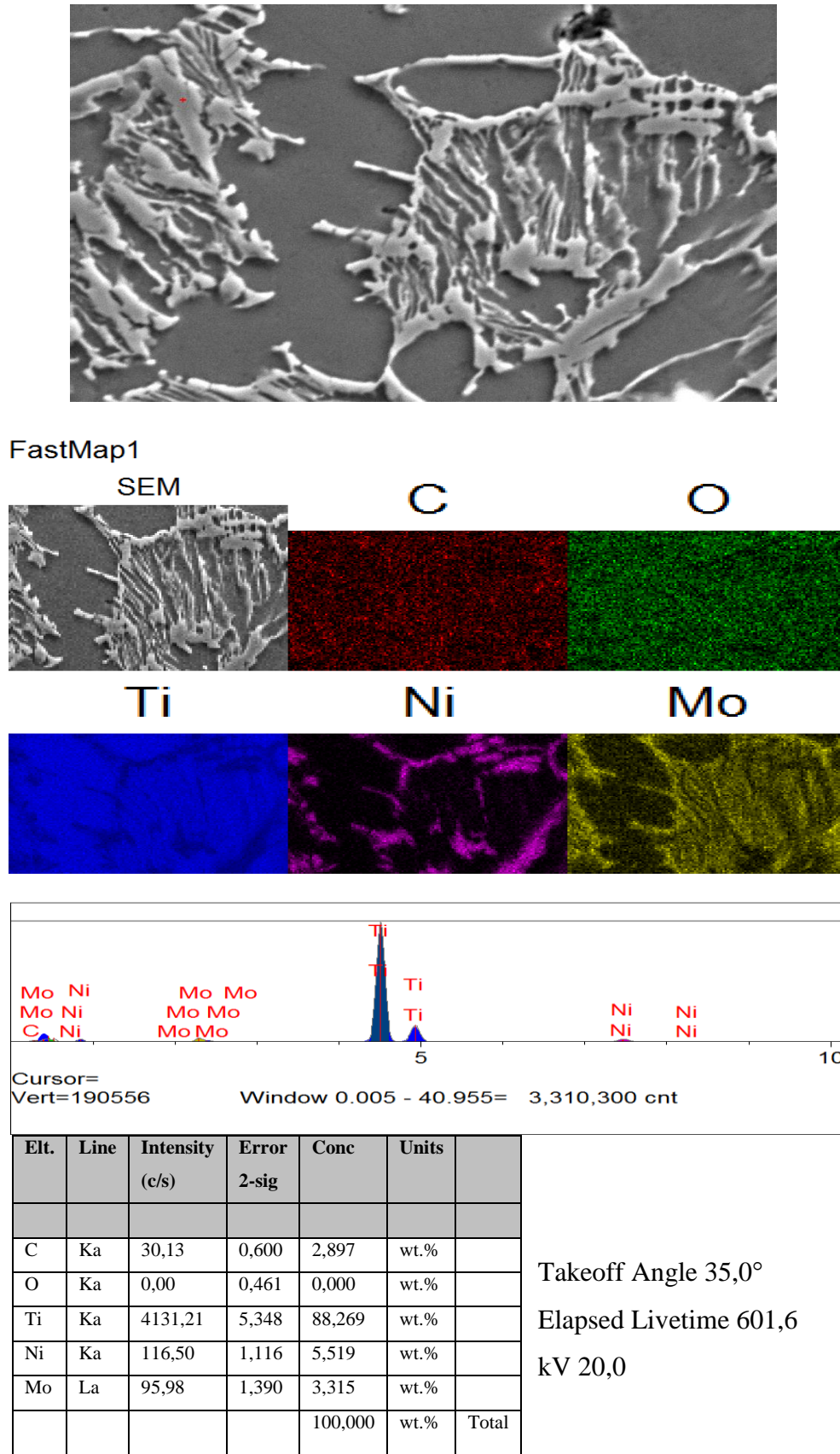
Elt.	Line	Intensity (c/s)	Error 2-sig	Conc	Units	
Ti	Ka	5564,04	19,462	99,421	wt.%	
Ni	Ka	5,88	1,847	0,237	wt.%	
Mo	La	14,97	3,200	0,342	wt.%	
				100,000	wt.%	Total



Elt.	Line	Intensity (c/s)	Error 2-sig	Conc	Units	
Ti	Ka	4591,05	17,727	79,442	wt.%	
Ni	Ka	230,68	4,346	8,556	wt.%	
Mo	La	380,12	6,023	12,001	wt.%	
				100,000	wt.%	Total

Şekil 4.12. Ti<sub>10</sub>Mo<sub>6</sub>Ni alaşımının SEM/EDS nokta analizine ait görüntüler

Şekil 4.12'de %10Mo oranına sahip alaşımda ise  $\beta$ -Ti fazının daha çok artarak %5Mo oranına kıyasla Ti bölgelerinin incelmiş bir şekilde görülmektedir. Tane büyümelerinin çok artarak artık gerilmelere sebep olduğu bunun da çatlak oluşumlarını hazırladığı ve sertlik değerlerinin % 10Mo oranıyla düştüğü XRD analiz sonuçlarında tespit edilmiş ve böylelikle EDS görüntülerini desteklemektedir.



Şekil 4.13. %1Mo takviyeli alaşımın yüzeyinden alınan genel haritalama görüntüsü

Mikroyapı analizlerinde sinterlenmiş numune içinde meydana gelen oluşumların tespiti amacıyla SEM elementel haritalama analizlerine ait görüntüler Şekil 4.13’de verilmiştir.

1Mo takviyeli sinterlenmiş silindirik numunede Ti ana matris içinde Mo ve Ni elementlerinin homojen dağılım sergilediği görülmüştür. Ayrıca sinterlenmiş numune yüzeyinde mikro gözenekler yok denecek kadar azdır. S1 numunede taneciklerin yaklaştığı ve daha yoğun bir yapının varlığı tespit edilmiştir.

Mikroyapı analiz görüntülerinde ana matris ile ilave edilen toz partikülleri arasındaki uzaklık arayüzey uyumunu vermektedir (Shorowordi vd. 2003). T/M yöntemiyle üretilen numunelerde ara yüzey karakteristiğinin meydana gelmesinde bazı etkenler söz konusudur. Bunlar sinterleme sıcaklıkları, elementel difüzyonlar, kafes değişimlerinden kaynaklı kalıntı gerilmelerden oluşmaktadırlar. Çalışmada S1 görüntüsü incelendiğinde Ti ana matris arasında iyi bir difüzyonun sağlandığı ve aralarında arayüzey bağının sağlandığı Şekil 4.13’de görülmektedir.

## 5. SONUÇLAR VE ÖNERİLER

### 5.1. Sonuçlar

Bu çalışmada, Ti matris içerisine Ni oranı sabit tutularak farklı oranlarda Mo ilave edilmiş ve TM yöntemi kullanılarak alaşımlar elde edilmiştir. Farklı parametrelerle üretilen numunelerin mikroyapısal değişimi ve mekanik davranışları üzerine olan etkileri incelenmiş olup, elde edilen sonuçlar aşağıdaki sıralanmıştır;

- Yoğunluk ölçüm sonuçlarına göre en yüksek yoğunluk değeri 520 MPa yükleme basıncıyla 1250°C'de 3 saat sinterlenmiş %1 Mo içeren alaşımda (%98,208) elde edilmiştir. Mo oranının tane büyümesine sebep olduğu buna bağlı olarak yoğunluğu düşürdüğü görülmüştür.
- Başlangıçta artan sertlik değeri (Mo içeriği %1'den %8'e yükselirken) artan yoğunluğa ve ince tane boyutuna bağlanırken, Mo oranının artmasıyla tane büyümesine, kırılma faz fraksiyonunun oluşumuna neden olduğu görülmüş ve sertliği düşürmüştür.
- XRD kırınım desenleri incelendiğinde artan Mo oranıyla birlikte  $\alpha$ -Ti fazına ait piklerin şiddetinde azalma,  $\beta$ -Ti fazına ait piklerin şiddetinde ise artış olduğu görülmektedir. Bu durum yukarıda da açıklandığı üzere  $\beta$  yapıcı bir element olan Mo'nin  $\alpha$ - $\beta$  dönüşüm sıcaklığını düşürmesinden ve dolayısıyla mikroyapıdaki  $\beta$  fazı miktarının artmasına neden olmasından kaynaklanmaktadır.
- 1250 °C'de sinterlenen numunelere yapılan SEM görüntülerinde porozitenin az olması ve tane sınırlarında yer alması mekanik özellikler açısından önemlidir.
- Yapılan EDS analizleri incelendiğinde molibdenin  $\alpha$ - $\beta$  dönüşüm sıcaklığını düşürmesiyle mikroyapıdaki  $\beta$  fazının arttığı görülmektedir. Buda  $\alpha$ -Ti fazının S1

numunesinde kalın lameller görülürken, diğer numunelerde lamellerin incelmesi (widmanstatten yapı) SEM analizlerini desteklemektedir.

## 5.2. Öneriler

- Farklı parametrelerde sıcak izostatik presleme yöntemi ile üretilen numunelerin karakterizasyonu incelenebilir.
- Numunelere uygulanan sinterleme aşamasında yüksek saflıktaki (%99,9) argon atmosferi yerine farklı koruyucu atmosferler kullanılması malzemenin mekanik özelliklerine katkı sağlayabilir.
- Alaşımda kullanılan tozların daha düşük meshlere sahip boyutlarda kullanılması yoğunluklarının daha yüksek çıkmasına olanak sağlayacağı düşünülmektedir
- $Ti_{x}Mo_{6}Ni$  alaşımında kullanılan tozlardan farklı ek alaşım elementleri kullanarak malzemenin metalik ve metalografik analizleri geliştirilebilir.
- 3 saat olarak belirlediğimiz sinterleme aşamasında farklı sinterleme süreleri uygulayarak alaşımların faz değişimleri ve yoğunluk sonuçları incelenebilir.

## KAYNAKLAR

Akoral, E. (2003). Toz Metalurjisi Yöntemi ile Al-SiC Kompozit Malzeme Üretimi ve İslenebilirliğinin İncelenmesi, Yüksek Lisans Tezi, Gazi Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü, Ankara,10-45.

Anık, S., Dikicioğlu, A. ve Vural, M. (1999). İmal Usulleri, İ.T.Ü. Makina Fakültesi, İstanbul.

Artyukhova, N. V. ve Yasenchuk, Y. F. (2015). Reaction sintering of porous shapememory titanium-nickelide-based alloys. Russian Physics Journal, 57(10), 1313-1320.

ASM Metals Handbook (1976). Powder Metallurgy, Ohio, USA, 7: 90, 112, 1147.

ASM International Handbook Committee (1990). ASM Handbook, Volume 2; Properties and Selection: Nonferrous Alloys and Special-Purpose Materials, ASM International.

ASM Metals Handbook (1991). Properties and Selections: Nonferrous Alloys and SpecialPurpose Materials, 2, ASM International, USA.

ASM Metals Handbook (1998). Powder Metallurgy and Applications, Vol. 7, ASM International, USA.

Atalay, C. (2011). Hidroksiapatit esaslı kemik grefti-trambositten zengin plazma kombinasyonunun tavşan maksillasında oluşturulan deneysel kemik defektlerinde kemik rejenerasyonu üzerinde etkilerinin histolojik açıdan değerlendirilmesi, Doktora Tezi, İstanbul Üniversitesi, İstanbul.

Aydın, Ş. (1997). Toz Metalurjisi Yöntemleri İle Elde Edilen Seramik Tanecik Destekli Alüminyum Esaslı Kompozit Malzemelerin Mekanik Özellikleri, Yüksek Lisans Tezi, Gazi Üniversitesi, Ankara.

Balın, A (2011). Sıcak Presleme Tekniğiyle Üretilen Cocrmo Toz Alaşımının Sinterleme Sıcaklığının Mikroyapı Üzerine Etkisinin Araştırılması, Yüksek Lisans Tezi, Fırat Üniversitesi, Elazığ.

Beddow, J. K. (1978). The production of metal powders by atomization, Heyden and Sonc Inc., Philadelphia.

Beskan, U. (2018). Yeni Bir Biyokompozit ile Modifiye Edilmiş Titanyum İmplant Alaşımının Biyouyumluluk, Yüzey ve Korozyon Özelliklerinin İncelenmesi. Doktora Tezi. Gazi Üniversitesi, Fen Bilimleri Enstitüsü, Ankara.

Bhat, V. S. (2005). Biomaterials, Alpha Science International Ltd, U. K.

Bocchini, G. F. and Lindskog, P. F. (1991). Applications and Developments of Sintered Ferrous Materials, Powder Metallurgy-An overview, The Institute of Metals Series on Powder Metallurgy, 287.

Bottino M. C., Coelho P. G., Henriques V. A. R., Higa O. Z., Bressiani A. H. A. and Bressiani J. C. (2009). Processing, characterization, and in vitro/in vivo evaluations of powder metallurgy processed Ti-13Nb-13Zr alloys, Journal of Biomedical Materials Research, 88(3), 689-696.

Bozzolo, G., Noebe, R. D. and Mosca, H. O. (2005). Site preference of ternary alloying additions to NiTi: Fe, Pt, Pd, Au, Al, Cu, Zr and Hf. Journal of Alloys and Compounds, 389(1-2), 80-94.

Brick, Robert M., Gordon, Robert B. and Phillips, A. (1965). Structure and properties of alloys, Third Edition, Mc Graw-Hill Book Company, Materials Science and Engineering Series, New York, 382-401.

Brunette, D. M, Tengvall, P, Textor, M. And Thomsen, P. (2001). Titanium in Medicine, Springer.

Cui Y., Li Y., Luo K. and Xu H. (2010). Microstructure and shape memory effect of Ti-20Zr10Nb alloy, Materials Science and Engineering A, 527, 652-656.

Çakar, Y. (2006). Toz Enjeksiyon Kalıplama İle Üretilmiş Ti-6Al-4V Parçalarda İşlem, Yapı ve Özellik İlişkileri, Yüksek Lisans Tezi, Gazi Üniversitesi, Fen Bilimleri Enstitüsü, Ankara.

Lin, D. J., Chuang, C. C., Chern Lin, J. H., Lee, J. W., Ju, C. P. and Yin, H. S. (2007). Bone formation at the surface of low modulus Ti-7.5Mo implants in rabbit femur Biomaterials, p. 28, 2582-2589.

DEMİR, A. (1992). Toz Metal Bir Çeliğin Mekanik Özellikleri, Yüksek Lisans Tezi, Gazi Üniversitesi, F. B. E., Ankara.

Demirel, M. (2012). Ortopedide alternatif kemik biyo-greftlerinin üretim ve in vivo/in vitro biyoyumluluk-biyomekanik analizleri, Doktora tezi, Fırat Üniversitesi Elazığ.

Dikici, B. (2010). Toz Metalurjisi Yöntemiyle Nikel Titanyum Alaşımlarının Üretimi, Yüksek Lisans Tezi, İstanbul Teknik Üniversitesi, Fen Bilimleri Enstitüsü, İstanbul.

Dilibal, S., Sönmez, N. ve Dilibal, H. (2003). 18-20 Ağustos, 3'ncü Uluslararası İleri Teknolojiler Sempozyumu.

Dos Santosa, D. R., Henriques, V. A. R., Cairo, C. A. A. and Dos Santos Pereira, M. (2005). Production of a Low Young Modulus Titanium Alloy by Powder Metallurgy, Materials Research, 8(4), 439-442.

Eremenko, A. P., Naidich, V. Y. and Lavrinenko, I. A. (1970). Liquid phase sintering. Consultants bureau, New York-London, p. 1- 36.

Froes, F. H., et.al. (1980). Developments in Titanium Powder Metallurgy, Journal of Metals, ABD, 32-47-54.

Froes, F. H., Eylon, D. and Bombergers Eds. (1985). Titanium Technology: Presents Status and Future Trends, TDA, Dayton, OH.

Fu, Z., Kong, H. J., Gajjala, R. S. and Koc, R. (2018). Sintering, mechanical, and oxidation properties of TiC-Ni-Mo cermets obtained from ultra-fine TiC powders. Journal of Alloys and Compounds 751, 316-323.

Zhang, G., Xiong, W., Yang, Q., Yao, Z., Chen, S. and Chen, X. (2014). Effect of Mo addition on microstructure and mechanical properties of (Ti, W)C solid solution based cermets, Int. J. Refract. Met. Hard Mater. 43, 77e82.

German, R. M. (1994). Powder Metallurgy Science, Second Edition, Metal Powder Industries Federation, Princeton. NJ. USA.

GERMAN, R. M. (1998). Powder Metallurgy of Iron and Steel, Jhon Willey and Sons, U.S.A.

German R. M., Sarıtaş S., Türker M. ve Durlu N. (2007). Toz Metalurjisi ve Parçacıklı Malzeme İşlemleri, Birinci Basım, Türk Toz Metalurjisi Derneği Yayınları, Ankara.

German, R. M. (2016). Powder metallurgy & Particulate Materials Processing 1st ed. Çeviri Editörleri, Sarıtaş, S., Türker, M., Durlu, N., Türk Toz Metalurjisi Derneği, Ankara, 59-94.

Gladman, T. and Woodhead, J. H. (1960). The accuracy of point counting in metallographic investigations, Journal of the Iron Steel, 194: 189-194.

Gülsoy H. Ö., Özgün Ö. ve Bilketay S. (2016). Powder injection molding of Stellite 6 powder: Sintering, microstructural and mechanical properties Mater Sci Eng A 651: 914-924.

Gümüşderelioğlu, M. (2002). Tübitak Bilim ve Teknik Dergisi, Temmuz Sayısı, Ankara.

Gür, A. K. ve Taşkın, M. (2004). Metalik Biyomalzemeler ve Biyoyum, Doğu Anadolu Bölgesi Araştırmaları Dergisi, 2, 107-114.

Güven, Ş. Y. (2014). Biyoyumluluk Ve Biyomalzemelerin Seçimi, Mühendislik Bilimleri ve Tasarım Dergisi, 2(3): 303-311.

Ayhan, H. (2002). Biyomalzemeler Hacettepe Üniversitesi Bilim Teknik Dergisi 17.

Hammes G., Binder C., Galiotto A., Klein A. N. and Al-Qureshi H. A. (2014). Relationship Between Cold Isostatic Pressing and Uniaxial Compression of Powder Metallurgy, Universidade Federal de Santa Catarina.



Hatman, A., Karagöz, Ş. (1993). Su Atomize CuZn42 Alaşımı Tozu Üretimi ve Su Basıncının Toz Özelliklerine Etkileri, 7. Uluslararası Metalurji ve Malzeme Kongresi, Ankara.

Henriques, V. A. R., Bellinati, C. E. and Da Silva, C. R. M. (2001). Production of Ti-6%Al-7%Nb alloy by powder metallurgy (P/M), Journal of Materials Processing Technology, 118, 212-215.

Ho, W. F., Ju, C. P. and Lin, J. C. (1999). Structure and properties of cast binary Ti-Mo alloys, Biomaterials, 20(22): 2115-2122.

Karakoç, H., Karabulut, Ş., and Çıtak, R. (2018). Study on mechanical and ballistic performances of boron carbide reinforced Al 6061 aluminum alloy produced by powder metallurgy. Composites Part B: Engineering, (148), 68-80.

Kaya, M. (2008). Toz metalurjisi ile üretilen Ni-Ti şekil hatırlamalı alaşımların metalurjik ve mekanik karakteristiklerinin incelenmesi, Fırat Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü, Doktora Tezi.

Kaykılarlı, C. (2018). Toz Metalurjisi Yöntemiyle Üretilen Grafen Katkılı Al-Cu Alaşımının Sertlik ve Aşınma Değerlerinin İncelenmesi. Yüksek Lisans Tezi, Yıldız Teknik Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü, Metalurji ve Malzeme Mühendisliği Anabilim Dalı, İstanbul, s. 83.

Khorasani, A. M., Goldberg, M., Doeven E. H. and Littlefair, G. (2015). Titanium in Biomedical Applications-Properties and Fabrication: A Review, Journal of Biomaterials and Tissue Engineering, 5, 593-619.

Kim, H. Y., Satoru, H., Kim, J., Hosoda, H. and Miyazaki, S. (2004). Mechanical properties and shape memory behavior of Ti-Nb alloys, Materials Transactions, 45(7), 2443-2448.

Kumar, S. and Narayanan, T. S. (2009). Electrochemical characterization of  $\beta$ -Ti alloy in Ringer's solution for implant application, Journal of alloys and compounds, 479(1): 699-703.

Kumdalı, F. (2008). Alüminyum Matrisli B4C Takviyeli Kompozitlerin Toz Metalurjisi Yönemi İle Üretilmesi. Yüksek Lisans Tezi, Yıldız Teknik Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü, Metalurji ve Malzeme Mühendisliği Ana Bilim Dalı, İstanbul 73 s.

Kurt, Adem (1996). Toz Metalden Üretilen Bronz Yatağın Düşük Karbonlu Çeliğe Difüzyon Kaynağı İle Birleştirilmesi, Doktora tezi, Fırat Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü, Elazığ.

Lai, M., Gao, Y., Yuan, B. and Zhu, M. (2015). Remarkable superelasticity of sintered Ti-Nb alloys by Ms adjustment via oxygen regulation, Materials and Design, 87, 466-472.

Lautenschlager, E. and Monaghan, P. (1993). Titanium and titanium alloys as dental materials. Int Dent J; 43: 245-253.

Lee, D. V., Bang, K. J., Kim, M. W., Park, P. Y., Jung, K. D. and Kim, C. J. (2004). Processing Condition For The Development of Cube Texture in Ni and Ni Alloy Tapes Fabricated by Powder Metallurgy Process, *Physica*, 412-414, 853-858.

Lee, E. B., Han, M. K., Kim, B. J., Song, H. J. and Park, Y. J. (2014). Effect of molybdenum on the microstructure, mechanical properties and corrosion behavior of Ti alloys, *International Journal of Materials Research*, 105(9): 847-853.

Leyens, C. and Peters, M. (2003). *Titanium and Titanium Alloys: Fundamentals and Applications*, Wiley-VCH, Weinheim.

Hench, L. L., Splinter, R. J., Allen, W. C. and Greenlee J., T. K. (1971). *Biomed. Mater. Res.* 2. 117-141.

Hench J. Am., *Ceram. Soc.*, L. L. (1991). 74, 1487-1510.

Li, D. S., Zhang, Y. P., Eggeler, G. and Zhang, X. P. 2009, High porosity and high strength porous NiTi shape memory alloys with controllable pore characteristics, *Journal of Alloys and Compounds*, 470, L1-L5.

Lütjering, G. and Williams, C. (2003). *Titanium*, Springer-Verlag, Heidelberg.

Mantani, Y. and Tajima, M. (2006). Phase transformation of quenched  $\alpha_1$  martensite by aging in Ti-Nb alloys, *Materials Science and Engineering A*, 438-440, 315-319.

Niinomi, M. (2002). *Recently Metallic Materials for Biomedical Applications*, *Metalurgical and Materials Transactions*; Warrendale, 477-486.

Niinomi, M. (2008). "Mechanical biocompatibilities of titanium alloys for biomedical applications", *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*, 1(1): 30-42.

Odabaşı, Ç. (2017). *Toz Metalurjisi ile Üretilen Nb-V Mikroalaşım Çeliğine Bakır İlavesinin Mikroyapı Mekanik Özellikleri Üzerine Etkisinin Araştırılması*, Yüksek Lisans Tezi, Karabük Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü, Karabük.

Olszta, M. J. (2007). Bone structure and formation: A new perspective, *Materials Science and Engineering Reports*, 58: 77-116.

Otsuka, K. and Wayman, C. M. (1998). *Shape Memory Materials*, Cambridge University Press.

Özer, K. (2014). *Ratlarda oluşturulan kritik boyutlu kemik defektlerine doksisisiklin veya rifamisin ile karıştırılarak uygulanan sığır kaynaklı demineralize kemik greftinin kemik iyileşmesine olan etkisinin histomorfometrik olarak incelenmesi*, Doktora Tezi, Cumhuriyet Üniversitesi, Sivas.

Özel, S., Çelik, E. ve Turhan, H. (2009). The Investigation of microstructure and mechanical properties of Cu-Al/B4C composites produced by using hot pres. *e-Journal of New World Sciences Academy Engineering Sciences*, 1A0012, 4(1), 106-112.

Öztürk, S. ve İçin, K. (2015). Toz metalurjisi deneyi, Laboratuvar Föyü, Karadeniz Teknik Üniversitesi Mühendislik Fakültesi, Trabzon.

Panda, A. and Dobransky, J. (2018). Advantages and Effectiveness of The Powder Metallurgy in Manufacturing Technologies, *Metallurgija*, 57(4), 353-356.

Park, J. B. ve Bronzino, J. D. (2003). *Biomaterials, Principles and Applications*, CRC Press, Boca Raton, FL.

Park, J. and Lakes, R. S. (2007). *Biomaterials: an introduction*, Springer Science and Business Media.

Pekşen, C. ve Doğan, A. (2011). İmplant Dayanımı, *TOTBID Dergisi*, 10(2), 122-128.

Yang, Q., Xiong, W., Li, S. and Li, J. (2011). Effect of partial substitution of Cr for Ni on densification behavior, microstructure evolution and mechanical properties of Ti(C,N)eNi-based cermets, *J. Alloys Compd.* 509(14), 4828e4834.

Ratner, B. D., Hoffman, A. S., Schoen, F. J., and Lemons, J. E. (2004). *Biomaterials science: an introduction to materials in medicine*. Elsevier Academic Press.

Ratner, B. D., Hoffman, A. S., Schoen, F. J. and Lemons, J. E. (2004). *Biomaterials Science, An Introduction to Materials in Medicine*, Elsevier Academic Press, USA.

Sadrnezhaad, S., Arami, H., and Keivan, H. (2006). Powder Metallurgical Fabrication and Characterization of Nanostructured Porous NiTi Shape-Memory Alloy. *Materials and Manufacturing Processes*, 21(8), 727-735.

Sarıtaş, S. (1994). Metal powder production by centrifugal atomization, *Int. J. Powder Metallurgy*, 30: 419-427.

Sarıtaş, S., Türker, M. ve Durlu, N. (2007). Toz metalurjisi ve parçacıklı malzeme işlemleri, *Türk Toz Metalurjisi Yayınları*, 05, Ankara.

Sezer, Ü. A. (2012). Preparation and characterization of biodegradable composite systems as hard tissue supports: bone fillers, bone regeneration membranes and scaffolds, PhD. Thesis, Middle East Technical University, Ankara.

Shastri, C. V. and Goldberg, A. J. (1983). The influence of drawing parameters on the mechanical properties of two beta titanium alloys. *J Dent Res*, 62: 1092-1094.

Shorowordi, K., Laoui, T., Haseeb, A., Celis, J. and Froyen, L. (2003). Microstructure and interface characteristics of B4C, SiC and Al2O3 reinforced Al matrix composites: a comparative study. *Journal of Materials Processing Technology*, 142(3), 738-743.

Smith, W. F. (2001). *Structure and Properties Of Engineering Alloys*, Çev: Erdogan, M., Mühendislik Alaşımalarının Yapı ve Özellikleri, Second Edition, Nobel Yayın Dağıtım, Ankara, 2, 446-497.

Somunkıran, İ. (1999). Demir esaslı Molibden, Nikel, Bakır katkılı toz metal alaşımının mekanik özelliklerine bakır oranının etkisi, Fırat üniverisitesi fen bilimleri enstitüsü, yüksek lisans tezi.

Söyler, M. (2007). Toz Metalurjisi ve Uygulamaları, Yüksek Lisans Tezi, Gebze Yüksek Teknoloji Enstitüsü, Gebze.

Şanlı, P. (2019). Faklı Oranlardaki Takviye Elemanlarıyla Katkılandırılmış Metal Matrisli Kompozit Malzemelerin Toz Metalurjisi Yöntemiyle Üretimi ve Özelliklerinin İncelenmesi. Yüksek Lisans Tezi, Kütahya Dumlupınar Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü, Makine Mühendisliği Anabilim Dalı, Kütahya, s. 133.

Şener, M. (2006). Türkiye minikler boks şampiyonasında boksörlerin kemik yaşı ve kronolojik yaş uyumluluğunun incelenmesi, Yüksek Lisans Tezi, Sakarya Üniversitesi, Sakarya.

Taddeia, E. B., Henriques, V. A. R., Silva, C. R. M. and Cairo, C. A. A. (2004). Production of new titanium alloy for orthopedic implants, *Materials Science and Engineering: C*, 24(5): 683-687.

Tunçel, N., Aydın, S. ve Zeytinoğlu, M. (2006). İnsan anatomisi ve fizyolojisi, 5. Baskı, Anadolu Üniversitesi yayınları, Eskişehir.

Duerig, T. W., Melton, K. N., Stockel, D. C. and Wayman, M. (1990). *Engineering Aspects of Shape Memory Alloys*, Butterworth-Heinemann, London, Eds.

Upadhyaya, G. S. (2000). *Sintered Metallic and Ceramic Materials: Preparation, Properties, and Applications*, Wiley, New York.

Wang, X., Chen, Y., Xu, L., Liu, Z. and Woo, K.D. (2013). Effects of Sn content on the microstructure, mechanical properties and biocompatibility of Ti-Nb-Sn/hydroxyapatite biocomposites synthesized by powder metallurgy, *Materials and Design*, 49, 511-519.

Buehler, W. J., Gilfrich, J. V. and Wiley Jour., R. C. (1963). *Appl. Phys.* 34.

Xu, L. J., Xiao, S. L., Jing, T. I. A. N. and Chen, Y. Y. (2013). Microstructure, mechanical properties and dry wear resistance of  $\beta$ -type Ti-15Mo-xNb alloys for biomedical applications, *Transactions of Nonferrous Metals Society of China*, 23(3): 692-698.

Xua, W., Chen, M., Lu, X., Zhang, D.W., Singh, H.P., Yu, J.S., ... and Liu, C.Z. (2020). Effects of Mo content on corrosion and tribocorrosion behaviours of Ti-Mo orthopaedic alloys fabricated by powder metallurgy. *Corrosion Science* 168 108557.

Liu, Y., Chen, L., Tang, H., Liu, C. T., Liu, B. and Huang, B. (2006) Design of powder metallurgy titanium alloys and composites, *Mater. Sci. Eng.*, 418, p. 25-3.

Yalçın, B. (2007). Toz metalurjisi yöntemiyle imal edilen Titanyum alaşımı implantların temel özelliklerinin araştırılması, Süleyman Demirel Üniversitesi, fen bilimleri enstitüsü, Makina Mühendisliği anabilim dalı Doktora tezi.

Yalçın, C. (2012). NiMnGa alaşımının fiziksel özelliklerine termal yaşlandırmanın etkisi ve x ışını mikro-tomografi analizi, Yüksek Lisans Tezi, Fırat Üniversitesi, Elazığ.

Yılmaz, R. ve Gökçe, A. (2006). Toz Metalurjisi ile Üretilen düşük alaşımlı çeliklerde Ferro-Titanyum ilavesinin darbe ve kırılma tokluğuna etkisi. 13. Uluslararası Metalurji ve Malzeme Kongresi. İstanbul, s. 903-909.

Zhu, S. L., Yang, X. J., Hu, F., Deng, S. H., and Cui, Z. D. (2004). Processing of porous TiNi shape memory alloy from elemental powders by Ar-sintering. Materials Letters, 58(19), 2369-237.