



T.C.
İSTANBUL ÜNİVERSİTESİ-CERRAHPAŞA
LİSANSÜSTÜ EĞİTİM ENSTİTÜSÜ



YÜKSEK LİSANS TEZİ

BİYOMEDİKAL UYGULAMALAR İÇİN BETA-TİTANYUM ALAŞIMLARININ
ÜRETİLMESİ

Cihan TEMİZ

DANIŞMAN
Prof. Dr. İlven MUTLU

Metalurji ve Malzeme Mühendisliği Anabilim Dalı

Metalurji ve Malzeme Mühendisliği Programı

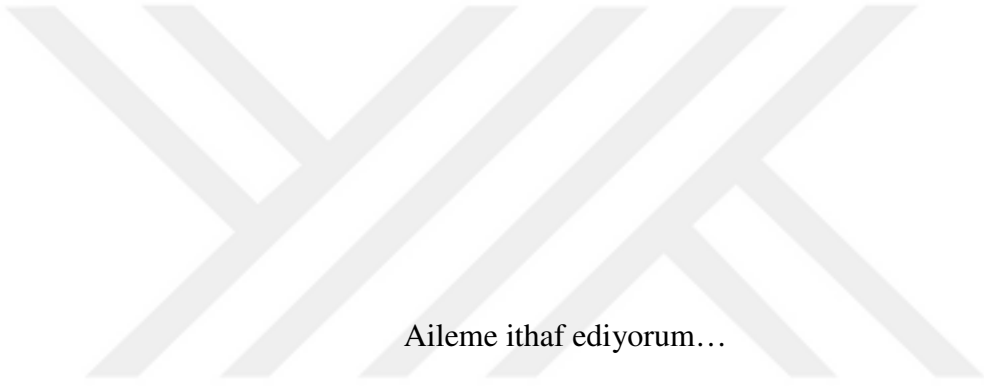
Şubat, 2025

TEZ KABUL VE ONAYI

Cihan TEMİZ tarafından, **Prof. Dr. İlven MUTLU** danışmanlığında hazırlanan "**BİYOMEDİKAL UYGULAMALAR İÇİN BETA-TİTANYUM ALAŞIMLARININ ÜRETİLMESİ**" başlıklı bu çalışma, jürimiz tarafından **14/02/2025** tarihinde yapılan sınav sonucunda **oy birliği** ile başarılı bulunarak **Yüksek Lisans Tezi** olarak kabul edilmiştir.

Tez Jürisi

	İmza	Sonuç
DANIŞMAN	Prof. Dr. İlven MUTLU	<input checked="" type="checkbox"/> Kabul
	Mühendislik Fakültesi	<input type="checkbox"/> Ret
ÜYE	Prof. Dr.	<input checked="" type="checkbox"/> Kabul
	Mühendislik Fakültesi	<input type="checkbox"/> Ret
ÜYE	Dr. Öğr. Üyesi	<input checked="" type="checkbox"/> Kabul
	Üniversitesi	<input type="checkbox"/> Ret
	Mühendislik Fakültesi	<input type="checkbox"/> Ret



Aileme ithaf ediyorum...

BÜTÇE DESTEKLERİ

BIYOMEDİKAL UYGULAMALAR İÇİN BETA-TİTANYUM ALAŞIMLARININ ÜRETİLMESİ

Bu tez çalışması için herhangi bir kurumdan bütçe desteği alınmamıştır.



TEŞEKKÜR

Desteklerinden ve yardımlarından dolayı Danışman hocam Prof. Dr. İlven MUTLU'ya çok teşekkür ederim.

Bugüne kadar desteklerini hiçbir zaman benden esirgemeyen çok değerli aileme çok teşekkür ederim.

Şubat 2025

Cihan TEMİZ

İÇİNDEKİLER

Sayfa No

TEZ KABUL VE ONAYI.....	ii
BEYAN	iii
BÜTÇE DESTEKLERİ	v
TEŞEKKÜR.....	vi
İÇİNDEKİLER.....	vii
ŞEKİL LİSTESİ	ix
TABLO LİSTESİ.....	xi
SİMGE VE KISALTMA LİSTESİ.....	xii
ÖZET	xiii
ABSTRACT	xv
1. GİRİŞ.....	1
2. KAVRAMSAL ÇERÇEVE	2
2.1. BİYOMALZEMELER VE ÖZELLİKLERİ	2
2.2. TİTANYUM ALAŞIMLARI VE ÖZELLİKLERİ	7
2.3. TİTANYUM ALAŞIM TASARIMI	13
2.4. TOZ METALURJİSİ.....	18
3. YÖNTEM	20
3.1. NUMUNE ÜRETİMİ	20
3.2. KARAKTERİZASYON	24
3.3. HESAPLAMALI MALZEME BİLİMİ	28
4. BULGULAR	31
4.1. MİKROYAPI	31
4.2. MEKANİK ÖZELLİKLER.....	36
4.3. KOROZYON ÖZELLİKLERİ.....	39
4.4. HESAPLAMALI MALZEME BİLİMİ	43
5. TARTIŞMA.....	69
6. SONUÇ VE ÖNERİLER	77
KAYNAKLAR.....	78

İNTİHAL RAPORU İLK SAYFASI	81
ETİK KURUL İZİN YAZISI	82
KURUM İZİNİ YAZILARI.....	83
ÖZGEÇMİŞ	84



ŞEKİL LİSTESİ

Sayfa No

Şekil 2.1: Biyomalzemelerin özellikleri [1].....	2
Şekil 2.2: Vücut içerisindeki implantlar [2].....	3
Şekil 2.3: Çeşitli implantlar [3].....	4
Şekil 2.4: Biyomalzemelerin sınıflandırılması [4].....	4
Şekil 2.5: Titanyumun allotropik özellikleri.....	2
Şekil 2.6: Titanyumun mühendislik malzemeleri ile karşılaştırılması.....	3
Şekil 2.7: Faz yapısının titanyumun özellikleri üzerindeki etkisi.....	4
Şekil 2.8: Titanyum alaşımlarının sınıflandırılması.....	4
Şekil 2.9: Alaşım elementlerinin etkileri ve çap-elektronegatiflikleri	5
Şekil 2.10: Termomekanik işlemlerin mikroyapıya etkisi	5
Şekil 2.11: Beta titanyum alaşımlarının şematik ısıtma işlem diyagramı.....	6
Şekil 2.12: Titanyum için beta kararlılaştırıcı element-sıcaklık diyagramı.....	7
Şekil 2.13: İkili Ti-M alaşımları için Bo-Md diyagramı	14
Şekil 2.14: Geleneksel toz metalürjisi prosesi.....	14
Şekil 2.15: Tek eksenli ve çift eksenli presleme.....	14
Şekil 2.16: sinterleme prosesinde gözenek yapısının değişimi.....	15
Şekil 3.1: a) Bilyeli değirmen, b) hidrolik pres, c) boru tipi sinterleme fırını.....	16
Şekil 3.2: Sinterlenmiş numunelerin fotoğrafları.....	17
Şekil 3.3: a) Sertlik cihazı, b) basma cihazı, c) aşınma cihazı.....	22
Şekil 3.4: Tahribatsız ultrasonik muayene cihazı.....	23
Şekil 3.5: Tahribatsız girdap akımları test cihazı.....	24
Şekil 3.6: Elektrokimyasal korozyon testi çalışma prensibi ve korozyon hücresi.....	25
Şekil 1.7: Kafes oluşturma ve atom ekleme adımları.....	28
Şekil 1.8: Hesaplama ve analiz adımları.....	29
Şekil 1.9: Faz diyagramı oluşturma.....	30
Şekil 4.1: Titanyum tozunun farklı büyütme ölçeklerinde SEM fotoğrafları.....	26
Şekil 4.2: Alaşım elementlerinin SEM fotoğrafları a) Mo b) Sn	30

Şekil 4.3: SEM fotoğrafları a) Ti-10Mo, b) Ti-10Sn.....	33
Şekil 4.4: SEM fotoğrafları a) Ti-5Mo-5Sn, b) Ti-10Mo-10Sn, c) Ti-5Co-5Sn.....	34
Şekil 4.5: Optik mikroskop fotoğrafları a) Ti-Sn, b) Ti-Mo-Sn, c) Ti-Co-Sn.....	35
Şekil 4.6: Ti alaşımlarının çevrimsel korozyon grafikleri.....	42
Şekil 4.7: Ti-Mo ikili faz ve serbest enerji diyagramları.....	43
Şekil 4.8: Ti-Sn ikili faz ve serbest enerji diyagramları.....	44
Şekil 4.9: Ti-Co ikili faz ve serbest enerji diyagramları.....	45
Şekil 4.10: Ti-Ta ikili faz ve serbest enerji diyagramları.....	46
Şekil 4.11: Ti-Mo-Sn üçlü faz diyagramı a) 1000 °C, b) 30 °C.....	47
Şekil 4.12: Ti-Mo-Sn alaşımının a) faz diyagramı, b) kimyasal potansiyel diyagramı.....	48
Şekil 4.13: Ti-Co-Sn üçlü faz diyagramı.....	49
Şekil 4.14: Ti-Ta-Sn üçlü faz diyagramı.....	50
Şekil 4.15: Elementlerin Pourbaix diyagramları a) Ti, b) Mo, c) Sn.....	50
Şekil 4.16: Alaşımların Pourbaix diyagramları a) Ti-Mo, b) Ti-Sn, c) Ti-Mo-Sn.....	51
Şekil 4.17. Beta-Ti birim kristal kafes ($Im3m$), ve süperlatis.....	53
Şekil 4.18. Beta Ti-Mo birim kristal kafes ($Im3m$), ve süperlatis.....	54
Şekil 4.19. Beta Ti-Sn birim kristal kafes ($Im3m$), ve süperlatis.....	55
Şekil 4.20. Beta Ti-Mo-Sn birim kristal kafes ($Im3m$), ve süperlatis.....	56
Şekil 4.21: Alaşımların Bo-Md grafiği.....	67

TABLO LİSTESİ

	Sayfa No
Tablo 2.1: Metalik biyomalzemelerin mekanik özellikleri	6
Tablo 2.2: Titanyum alaşımlarında alaşım elementlerinin beta fazına etkisi.....	10
Tablo 2.3: HMK-Titanyum için Bo-Md değerleri	15
Tablo 2.4: Bazı biyomedikal titanyum alaşımlarının B0, Md ve Mo ve E değerleri	17
Tablo 3.1: Tez kapsamındaki farklı Ti alaşımlarının kimyasal bileşimi.....	20
Tablo 4.1: Ti alaşımlarının ultrasonik hız ve elastisite modülü değerleri.....	31
Tablo 4.2: Ti alaşımlarının aşınma değerleri.....	32
Tablo 4.3: Ti alaşımlarının sertlik değerleri.....	33
Tablo 4.4: Ti alaşımlarının elektriksel iletkenlik değerleri.....	34
Tablo 4.5: Ti alaşımlarının korozyon hızı değerleri.....	36
Tablo 4.6: Ti alaşımlarının yüzey oksit film direnci değerleri.....	41
Tablo 4.7. Alaşımların kafes parametreleri ve birim kafes hacimleri.....	57
Tablo 4.8. Alaşımların elastik sabitleri.....	59
Tablo 4.9. Alaşımların mekanik özellikleri.....	61
Tablo 4.10. Alaşımların Debye sıcaklığı değerleri.....	65
Tablo 4.11: Alaşımların deneysel ve hesaplamalı sertlik değerleri.....	66
Tablo 4.12: Alaşımların deneysel ve hesaplamalı elastisite modülleri.....	66
Tablo 4.13: Kullanılan alaşım elementlerinin VEC değerleri.....	67
Tablo 4.14: Ti alaşımlarının VEC, Mo, Bo ve Md değerleri.....	67
Tablo 6.1: Alaşım elementlerinin özelliklere etkileri.....	77

SİMGE VE KISALTMA LİSTESİ

Simgeler	Açıklama
A	: Anizotropi katsayısı
Al	: Alüminyum
B	: Bulk modülü
E	: Elastisite modülü (Young modülü)
G	: Kayma modülü
IACS	: Uluslararası tavllanmış bakır standardı
Mo	: Molibden
Sn	: Kalay
Ti	: Titanyum
V_L	: Ultrasonik boyuna hız
V_T	: Ultrasonik enine hız

ÖZET

[YÜKSEK LİSANS TEZİ]

[BİYOMEDİKAL UYGULAMALAR İÇİN BETA-TİTANYUM ALAŞIMLARININ ÜRETİLMESİ]

[CİHAN TEMİZ]

İstanbul Üniversitesi-Cerrahpaşa

Lisansüstü Eğitim Enstitüsü

Metalurji ve Malzeme Mühendisliği Anabilim Dalı

Metalurji ve Malzeme Mühendisliği Programı

[Danışman : Prof. Dr. İlven MUTLU]

[Bu tez çalışmasında, biyomedikal uygulamalar için yenilikçi ikili ve üçlü titanyum alaşımlarının üretilmesi ve karakterizasyonu gerçekleştirilmiştir. Tez kapsamında düşük elastisite modülüne sahip Ti-Sn, Ti-Mo, Ti-Mo-Sn esaslı beta titanyum alaşımları üretilmiştir. Tez kapsamında, Ti-Sn, Ti-Mo, Ti-Mo-Sn esaslı ikili ve üçlü titanyum alaşımları geleneksel toz metalurjisi (presleme-sinterleme) yöntemi ile üretilmiş olup; ikili ve üçlü alaşım tozları mekanik alaşımlama (bilyeli değirmen) yöntemi ile hazırlanmıştır. Tozların hazırlanmasının ardından, presleme ile ham numuneler üretilmiştir. Daha sonra ham numuneler 1100-1250 °C arasında 1 saat süre ile sinterlenmiştir. Tez kapsamında, titanyum içerisine ilave edilen alaşım elementlerinin (Mo ve Sn) alaşımın özelliklerine etkileri incelenmiştir. Üretilen malzemelerin mikroyapısı tahribatlı (aşınma, sertlik) ve tahribatsız (ultrasonik test, girdap akımları) yöntemler ile incelenmiştir. Ayrıca titanyum alaşımı ürünlerin elektrokimyasal korozyon davranışları yapay vücut sıvısı çözeltisi içerisinde açık devre potansiyel, Tafel, empedans elektrokimyasal spektroskopisi yöntemleri kullanılarak incelenmiştir. Titanyum alaşımlarının

özellikleri hesaplamalı malzeme mühendisliği esaslı yazılımlar kullanılarak incelenmiş ve kompozisyon optimize edilmiştir. |

Şubat 2025 , |97| sayfa.

Anahtar kelimeler: |Biyomalzeme, Toz metalurjisi, Beta-Titanyum |



ABSTRACT

[M.Sc. THESIS]

**[PRODUCTION OF BETA-TITANIUM ALLOYS FOR BIOMEDICAL
APPLICATIONS]**

[CİHAN TEMİZ]

İstanbul University-Cerrahpaşa

Institute of Graduate Studies

Department of Metallurgy and Materials Engineering

Department of Metallurgical and Materials Engineering

[Supervisor : Prof. Dr. İlven MUTLU]

[In this thesis, the production and characterization of novel binary and triple titanium alloys for biomedical applications were carried out. In this thesis, Ti-Sn, Ti-Mo, Ti-Mo-Sn based binary and triple beta titanium alloys with low modulus of elasticity were produced. Binary and triple Ti-Sn, Ti-Mo, Ti-Mo-Sn based titanium alloys were produced by traditional powder metallurgy (press-sintering) method. In this thesis, Ti-Sn, Ti-Mo, Ti-Mo-Sn based titanium alloy powders were prepared by mechanical alloying (ball mill) method. Then, the green specimens were produced by hydraulic pressing. Then, the green samples were sintered between 1100-1250 °C for 1 hour. The effects of alloying elements (Mo and Sn) added to titanium on the properties of the titanium alloy were investigated. The microstructure of the produced Ti-Sn, Ti-Mo, Ti-Mo-Sn based binary and triple titanium alloys was investigated using destructive (wear test, hardness test) and non-destructive (ultrasonic testing, eddy current test) methods. Additionally, the electrochemical corrosion behaviour of the titanium alloys was investigated in simulated body fluid solution by using open circuit potential, Tafel and electrochemical impedance

spectroscopy tests. Properties of the titanium alloys was investigated by computational materials science based softwares and the chemical composition was optimized. |

February 2025, |97| pages.

Keywords: | Biomaterials, Powder metallurgy, Beta-Titanium, |



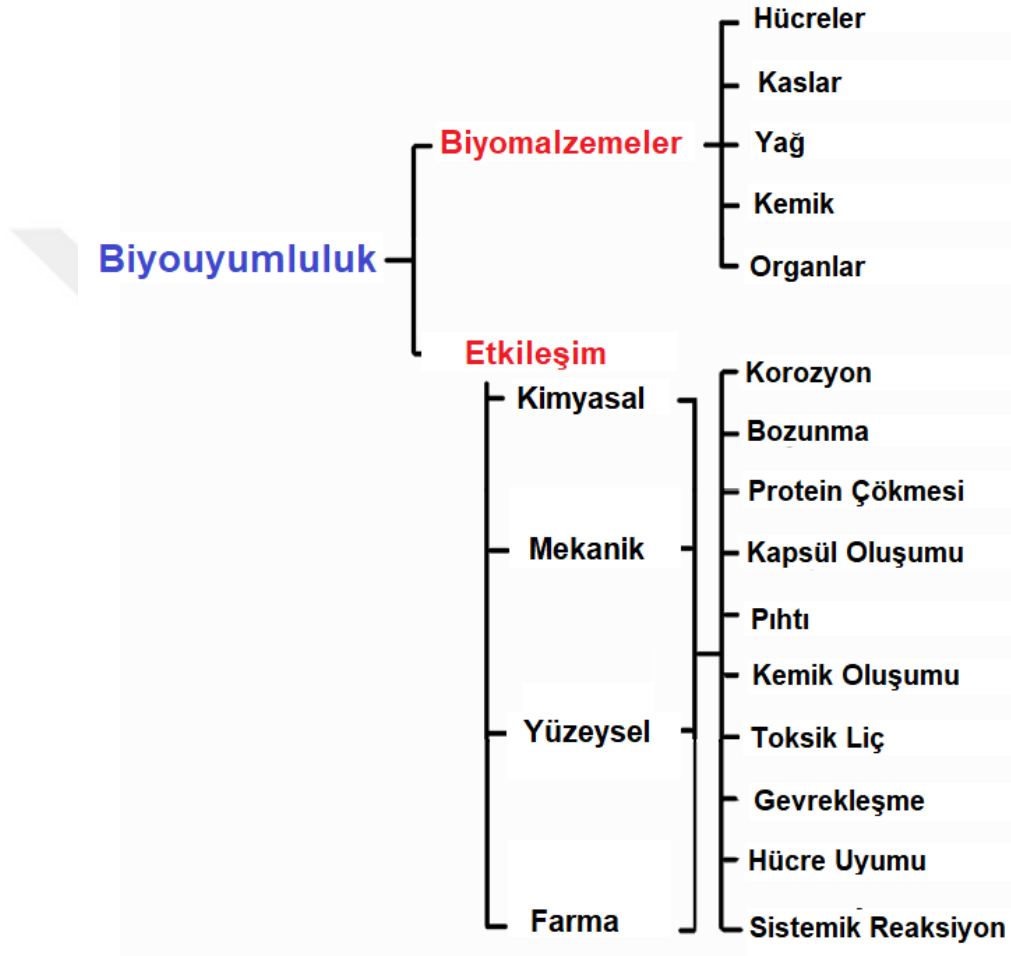
1. GİRİŞ

Bu tez çalışmasında, biyomedikal uygulamalar için yenilikçi ikili ve üçlü titanyum alaşımlarının üretilmesi ve karakterizasyonu gerçekleştirilmiştir. Tez kapsamında düşük elastisite modülüne sahip Ti-Sn, Ti-Mo, Ti-Mo-Sn esaslı beta titanyum alaşımları üretilmiştir. Tez kapsamında, Ti-Sn, Ti-Mo, Ti-Mo-Sn esaslı ikili ve üçlü titanyum alaşımları geleneksel toz metalurjisi (presleme-sinterleme) yöntemi ile üretilmiş olup; ikili ve üçlü alaşım tozları mekanik alaşımlama (bilyeli değirmen) yöntemi ile hazırlanmıştır. Tozların hazırlanmasının ardından, presleme ile ham numuneler üretilmiştir. Daha sonra ham numuneler 1100-1250 °C arasında 1 saat süre ile sinterlenmiştir. Tez kapsamında, titanyum içerisine ilave edilen alaşım elementlerinin (Mo v eSn) alaşımın özelliklerine etkileri incelenmiştir. Üretilen malzemelerin mikroyapısı tahribatlı (aşınma, sertlik) ve tahribatsız (ultrasonik test, girdap akımları) yöntemler ile incelenmiştir. Ayrıca titanyum alaşımı ürünlerin elektrokimyasal korozyon davranışları NaCl çözeltisi içerisinde açık devre potansiyel, Tafel, empedans elektrokimyasal spektroskopisi yöntemleri kullanılarak incelenmiştir. Titanyum alaşımlarının özellikleri hesaplamalı malzeme mühendisliği esaslı yazılımlar kullanılarak incelenmiş ve kompozisyon optimize edilmiştir. | |

2. KAVRAMSAL ÇERÇEVE

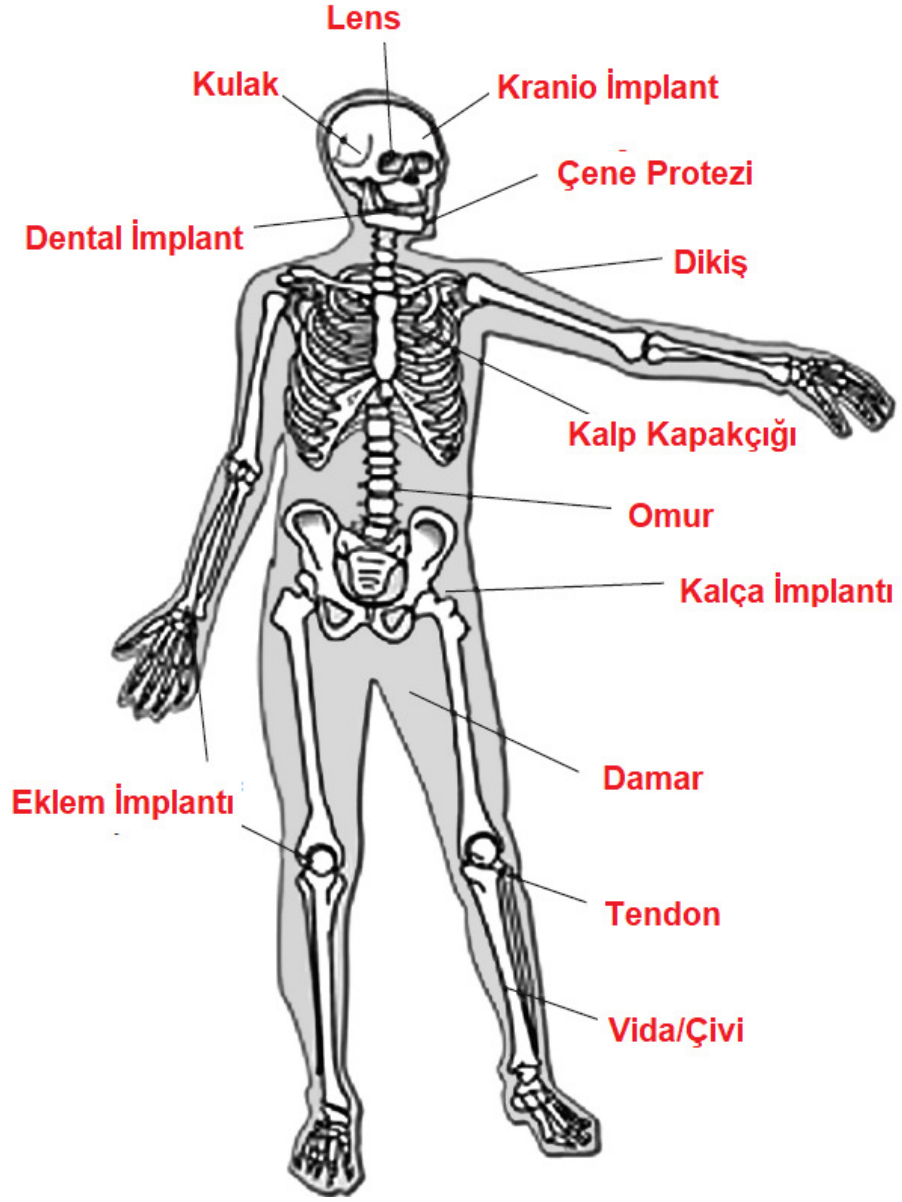
2.1 BİYOMALZEMELER VE ÖZELLİKLERİ

Aşağıdaki şekilde biyomalzemelerin özellikleri görülmektedir. Biyomalzemeler vücutta kullanılan genellikle sentetik ve cansız malzemelerdir [1-5].



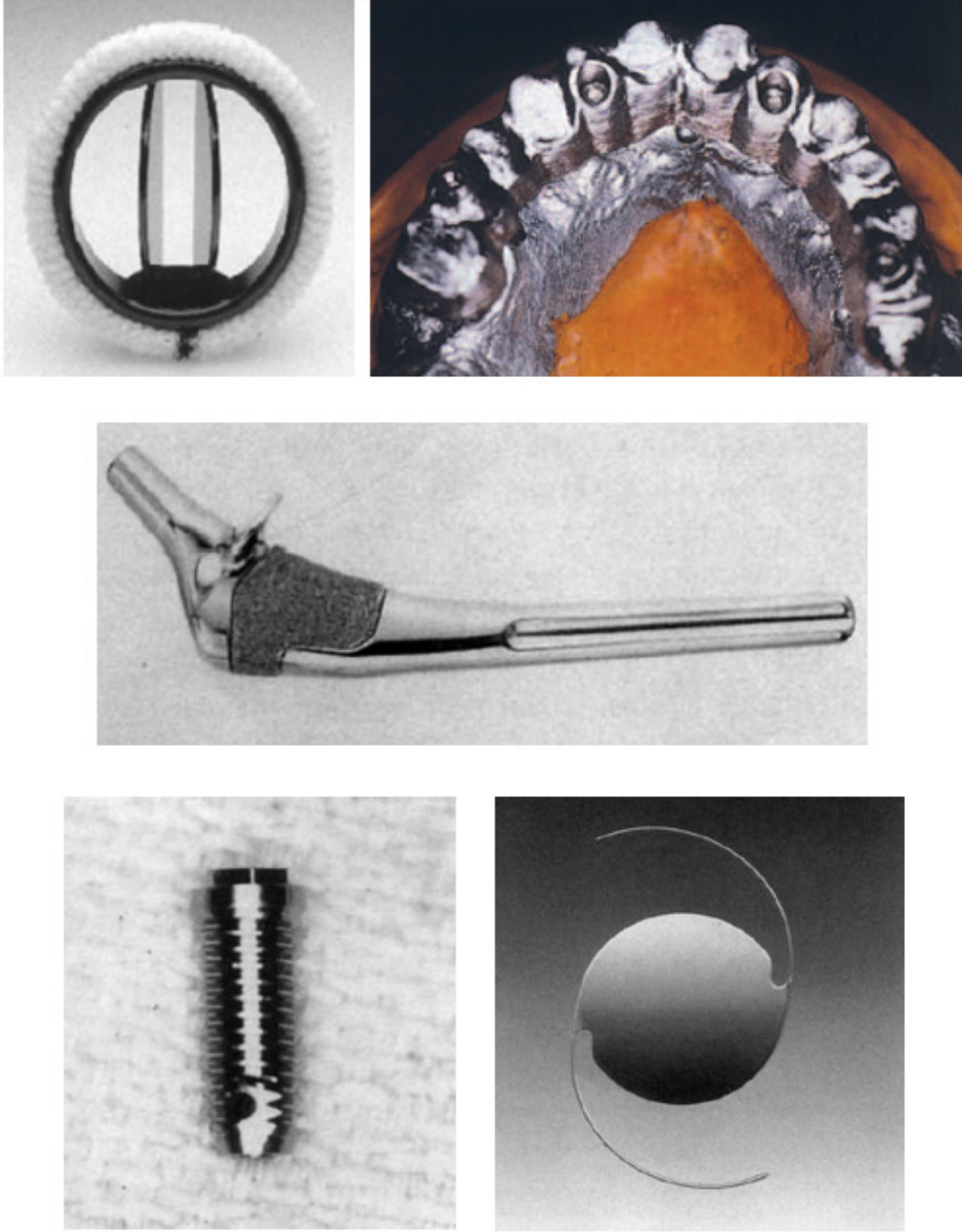
Şekil 2.1: Biyomalzemelerin özellikleri [1]

Aşağıdaki şekilde en yaygın biyomedikal implantların vücut içinde kullanım yerleri görülmektedir.



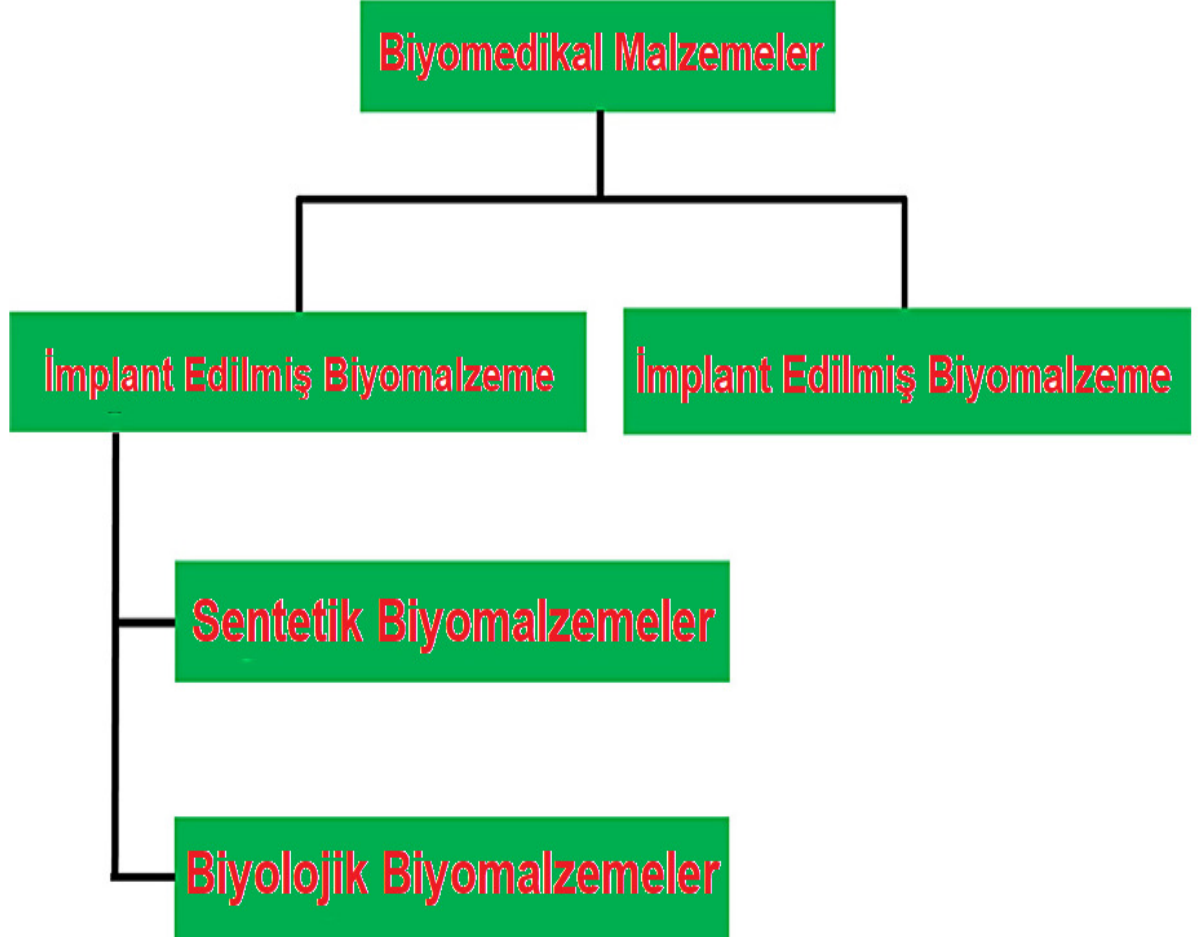
Şekil 2.2: Vücut içerisindeki implantlar [2]

Aşağıdaki şekilde çeşitli biyomedikal implantlar (kalp kapakçığı, dental restorasyon, kalça implantı, diş implantı, lens) görülmektedir.



Şekil 2.3: Çeşitli implantlar [3]

Aşağıdaki şekilde biyomalzemelerin sınıflandırılması görülmektedir. Genel olarak biyomalzemeler, sentetik biyomalzemeler ve doğal (biyolojik) biyomalzemeler olmak üzere iki ana gruba ayrılmaktadır.



Şekil 2.4: Biyomalzemelerin sınıflandırılması [4]

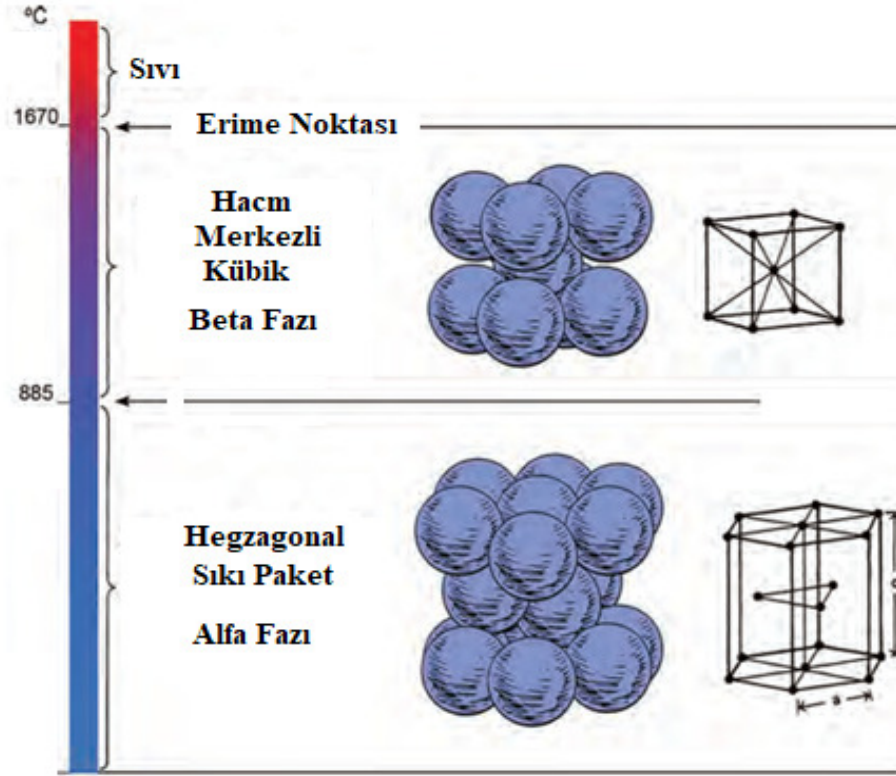
Aşağıdaki tabloda en yaygın metalik biyomalzemelerin temel mekanik özellikleri görülmektedir. Genel olarak gerilim gevşemesi (stress shielding) etkisini önlemek için metalik biyomalzemelerin mekanik özelliklerinin kemiğe yakın olması çok yüksek veya çok düşük olmaması istenir.

Tablo 2.1: Metalik biyomalzemelerin mekanik özellikleri [4]

Malzeme	Elastik Modül (GPa)	Akma Mukavemeti (MPa)	Uzama (%)
α			
ASTM grade 1	115	170	24
ASTM grade 2	115	280	20
ASTM grade 3	115	380	18
ASTM grade 4	115	480	15
α-β			
Ti-6Al-4V	110	860	10-15
Ti-6Al-7Nb	105	795	10
Ti-5Al-2.5Fe	110	820	6
Ti-3Al-2.5V	100	585	15
β			
Ti-13Nb-13Zr	79-84	840-910	10-16
Ti-12Mo-6Zr-2Fe (TMZF)	74-85	1000-1060	18-22
Ti-15Mo	78	655	22
Ti-15Mo-5Zr-3Al	75-88	870-970	17-20
Ti-15Mo-2.8Nb-0.2Si-0.26O (21SRx)	83	950-990	16-18
Ti-16Nb-10Hf	81	730-740	10
Ti-(10-80)Nb	65-93	760-930	
Ti-35.5Nb-7.3Zr-5.7Ta (TNZT)	55-66	800	20
Ti-(70-80)Ta	80-100	350-600	10-25
Ti-Ta-Nb/Nb/Sn	40-100	400-900	17-26
Ti-Zr-Nb-Ta	46-58	-	5-15
Paslanma Çelik ve Co Alaşımları			
316L	200	200-700	10-40
Co-alloys	240	500-1500	10-50

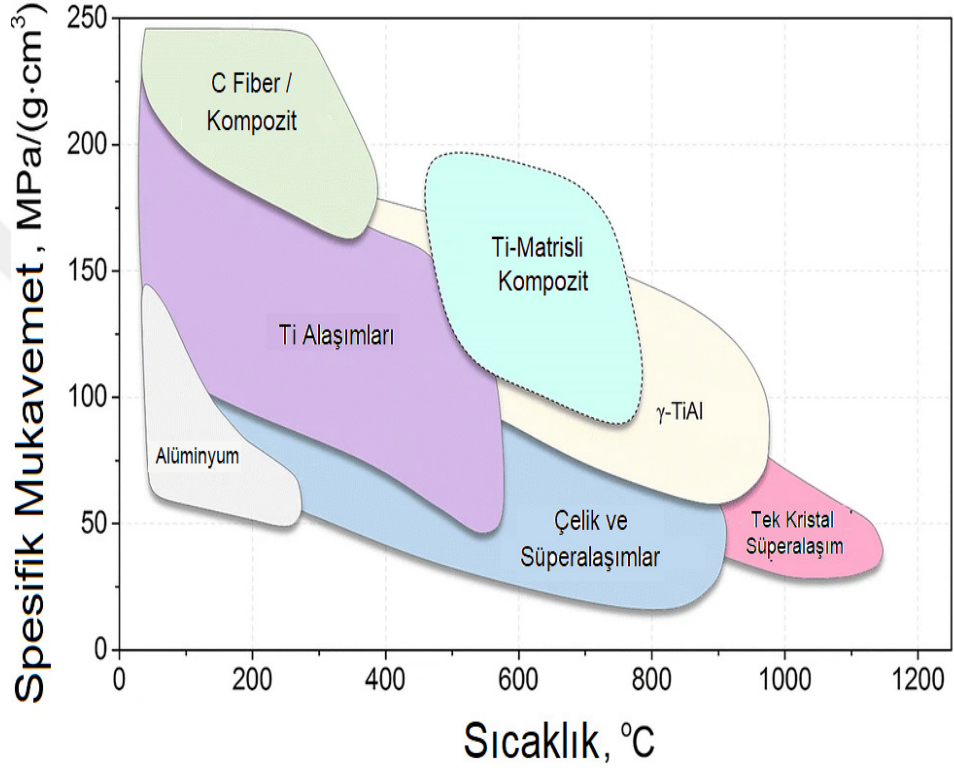
2.2 TİTANYUM ALAŞIMLARI VE ÖZELLİKLERİ

Aşağıdaki şekilde titanyum metalinin temel allotropik özellikleri görülmektedir. Görüldüğü gibi, titanyum 885 °C sıcaklıkta hegzagonal sıkı paket (alfa veya α) kafes yapıdan hacim merkezli kübik (beta veya β) kafes yapıya dönüşüm göstermektedir. Ayrıca, aşağıdaki şekilden görüldüğü gibi, titanyum 1670 °C sıcaklıkta erimekte olup nispeten yüksek bir erime sıcaklığına sahiptir [6-18].



Şekil 2.5: Titanyumun allotropik özellikleri [15]

Aşağıdaki şekilde titanyum ve diğer mühendislik malzemelerinin spesifik mukavemet ve sıcaklık dayanımı bakımından genel karşılaştırılması görülmektedir. Genel olarak titanyum alaşımlarının sıcaklık dayanımı alüminyum alaşımlarından üstün olup çelik ve süperalaşımlardan düşüktür. Diğer yandan titanyum alaşımlarının spesifik mukavemeti alüminyum alaşımlarından, çeliklerden ve süperalaşımlardan üstün olup karbon fiber takviyeli kompozit malzemelerden düşüktür [6].



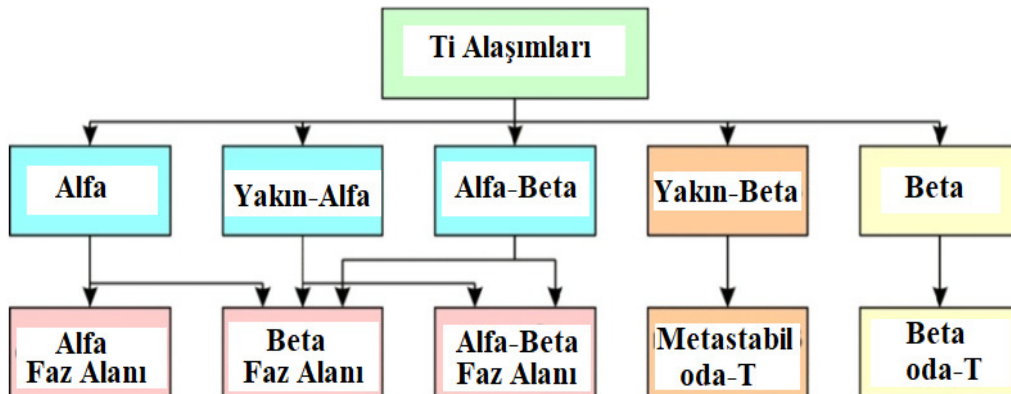
Şekil 2.6: Titanyumun mühendislik malzemeleri ile karşılaştırılması [6]

Aşağıdaki şekilde alfa (α -Ti), yakın alfa, yakın beta, alfa-beta (β - α -Ti) ve beta (β -Ti) faz yapılarının titanyum alaşımlarının temel özellikleri (yoğunluk, sürünme direnci, kaynak kabiliyeti vb) üzerindeki etkileri karşılaştırmalı olarak görülmektedir [6-18].

Alfa Yapısı	Yakın Alfa (Az Beta)	Karışık (Alfa+Beta)	Yakın Beta (Az Alfa)	Beta Yapısı
Saf Ti	Ti- Ti- 5Al- 6Al- 6Sn- 2Sn- 2Zr- 4Zr-	Ti- Ti- 6Al- 6Al- 4V 6V- 2Sn- 2Sn	Ti- Ti- 6Al- 8Mn- 6Al- 8Mn-	Ti- Ti- 8Mo 11.5Mo- 8V- 6Zr- 2Fe- 4.5Sn 3Al
Ti- 5Al- 2.5Sn	1Mo-2Mo 0.2Si Ti- 8Al- 1Mo- 1V		6Mo-	Ti- 13V- 11Cr- 3Al
	Yoğunluk artar			→
	Isıl işleme duyarlılık artar			→
	Kısa süreli dayanım artar			→
	Sürünme dayanımı artar			→
	Gerinim hassasiyeti artar			→
	Kaynak kabiliyeti artar			→
	Üretim kolaylığı artar			→

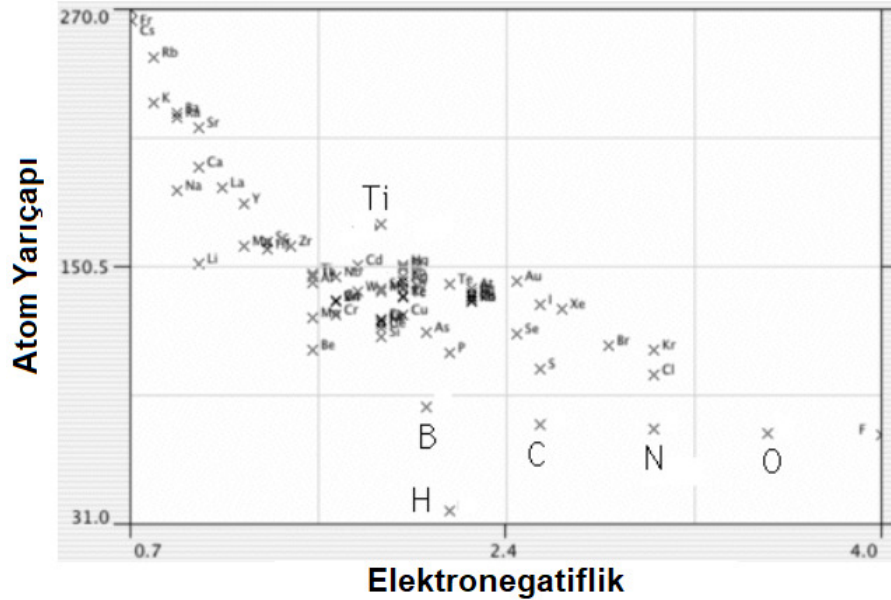
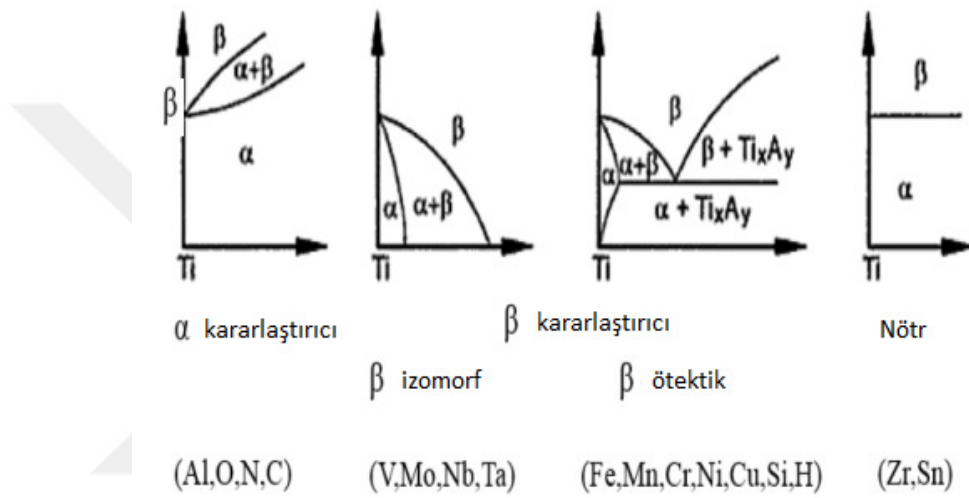
Şekil 2.7: Faz yapısının titanyumun özellikleri üzerindeki etkisi [7]

Aşağıdaki şekilde titanyum alaşımlarının faz türlerine göre genel sınıflandırılması görülmektedir. Faz yapısı titanyumun özelliklerini ve buna bağlı olarak kullanım alanını büyük ölçüde belirlemektedir [3].



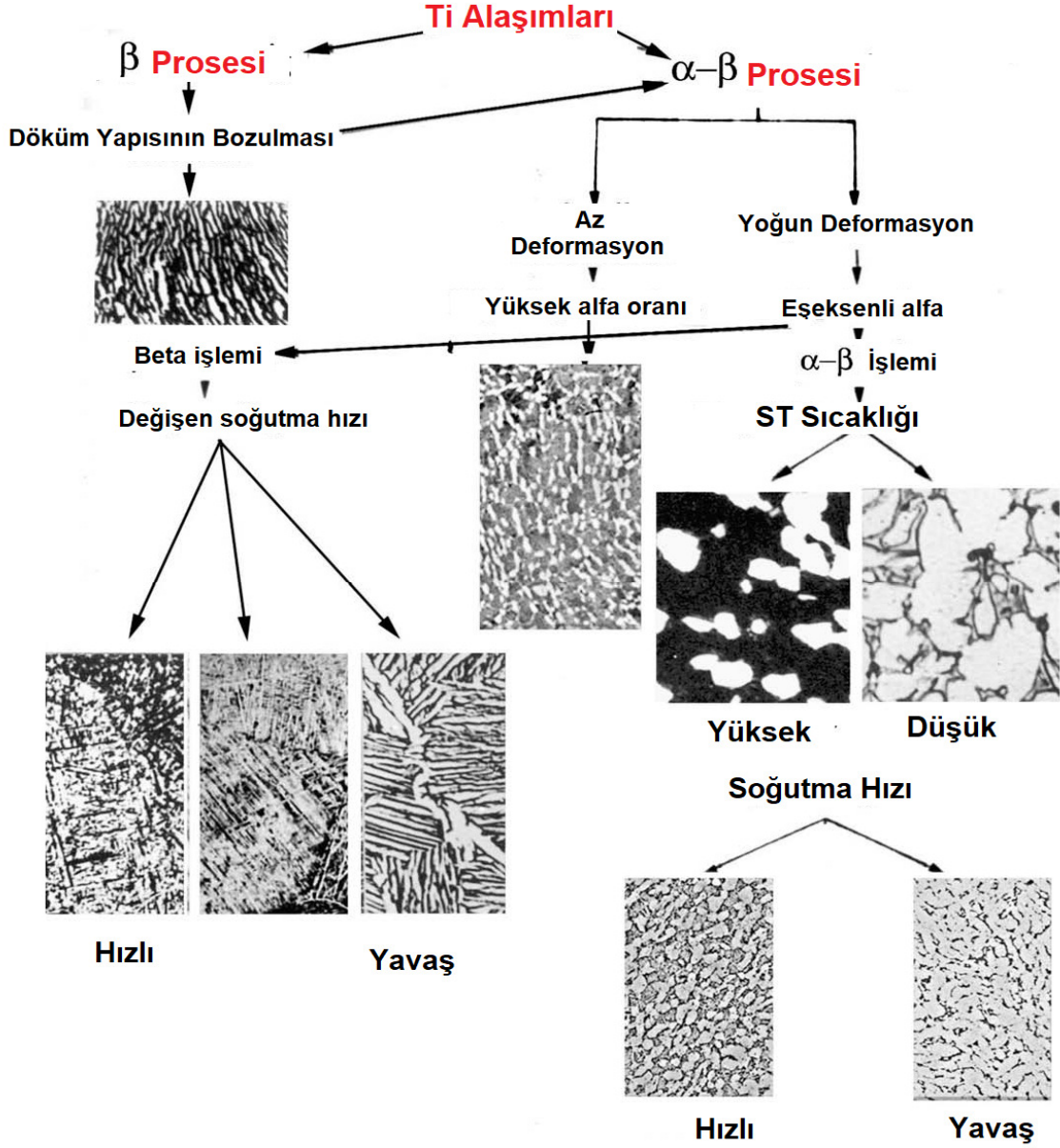
Şekil 2.8: Titanyum alaşımlarının sınıflandırılması [8]

Aşağıdaki şekilde a) titanyum içerisine ilave edilen metalik alaşım elementlerinin ikili faz (Ti-X) diyagramlarına etkileri (solidus ve likidus eğrilerine etkileri) ve b) alaşım elementlerinin çapları-Pauli elektronegatiflikleri gösterilmektedir. Titanyuma ilave edilen metalik alaşım elementlerinin alfa kararlaştırıcı, beta kararlaştırıcı ve etkisiz olmak üzere üç temel etkisi bulunmaktadır. Ayrıca, beta kararlaştırıcı elementler izomorf ve ötektik yapıcılar olarak iki alt dala ayrılmaktadır. Al, O, C ve N elementleri alfa-Ti kararlaştırıcıdır. V, Mo, Ta, Nb elementleri izomorf beta-Ti yapıcısı, Fe, Cr, Mn, Ni, Cu elementleri ile ötektik beta-Ti yapıcısıdır. Zirkonyum ve kalay elementleri etkisizdir [17].



Şekil 2.9: a) Alaşım elementlerinin etkileri [17] ve b) çap-elektronegatiflikleri [9]

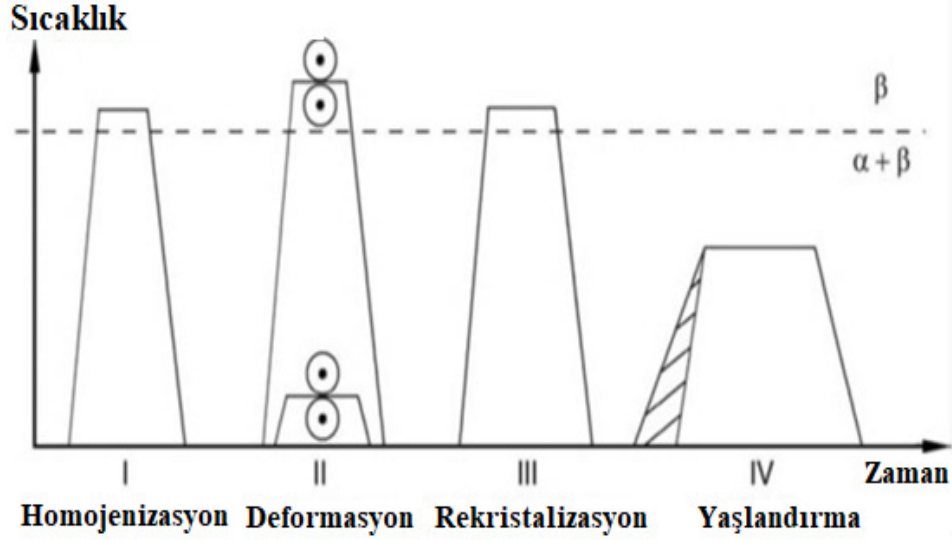
Aşağıdaki şekilde titanyum alaşımlarında termomekanik işlem parametrelerinin alaşımların mikroyapısına etkisi görülmektedir.



Şekil 2.10: Termomekanik işlemlerin mikroyapıya etkisi [5]

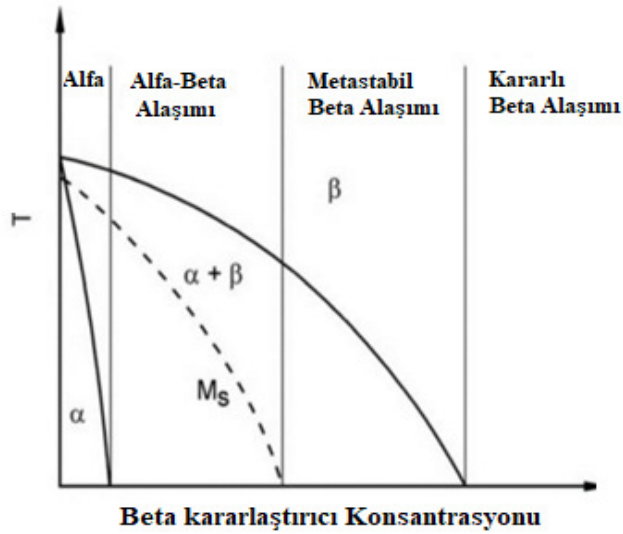
Titanyum alaşımlarına uygulanan ısıl işlemler aşağıdaki gibidir:

- Gerilim giderme ısıl işlemi. Amaç üretim sırasında titanyum alaşımında meydana gelen artık iç gerilmelerin engellenmesidir.
- Tavlama ısıl işlemi. Amaç sertlik, süneklik gibi önemli özelliklerin geliştirilmesidir.
- Çözeltiye alma ve yaşlandırma ısıl işlemi, Amaç mekanik özelliklerin geliştirilmesidir.



Şekil 2.11: Beta titanyum alaşımlarının şematik ısıl işlem diyagramı [17]

Aşağıdaki şekilde, titanyum alaşımlarında alaşım elementi miktarı (beta kararlaştırıcı element miktarı) ve sıcaklık arasındaki ilişki sonucu faz yapıları (alfa, alfa-beta, kararlı beta, metastabil-beta fazları) görülmektedir [17].



Şekil 2.12: Titanyum için beta kararlaştırıcı element-sıcaklık diyagramı [17]

2.3 TİTANYUM ALAŞIM TASARIMI

Aşağıdaki tabloda titanyum alaşımlarında titanyuma ilave edilen çeşitli alaşım elementlerinin valens elektron sayıları, su verme sonucu %100 beta fazı elde edilmesi için ilave edilmesi gereken miktarları (β_c) ve son olarak (β_c) değerinde atom başına ortalama valens elektron sayıları gibi beta fazına etkileri karşılaştırmalı olarak görülmektedir.

Görüldüğü gibi en yüksek valens elektron sayısı nikel atomunda ve hemen ardından kobalt atomunda bulunmaktadır. En düşük valens elektron sayısı V ve Ta atomlarında bulunmaktadır.

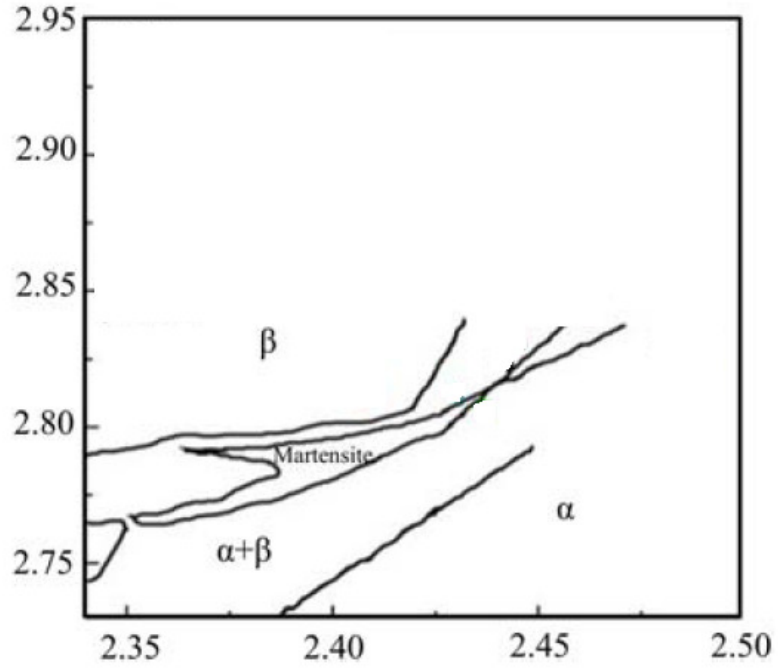
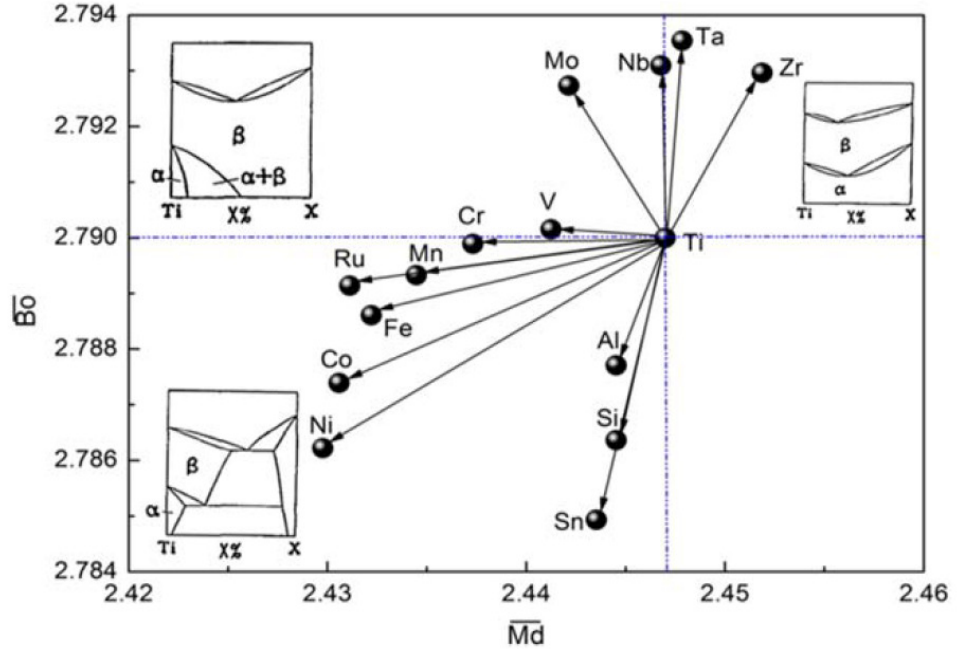
Su verme sonucu %100 beta fazı elde edilmesi için ilave edilmesi gereken alaşım elementi miktarları (β_c) değerlerine bakıldığında en düşük değer Fe atomunda (en güçlü beta fazı oluşturu) hemen ardından Cr ve Mn atomlarındadır. Ta elementi en düşük etkiye sahip olup, ardından W ve hemen ardından Mo gelmektedir.

Tablo 2.2: Titanyum alaşımlarında alaşım elementlerinin beta fazına etkisi [17]

Alaşım Elementi	Valens Elektronları	%100 beta fazı elde edilmesi için ilave edilmesi gereken miktarları (β_c)	(β_c) değerinde atom başına ortalama valens elektron sayıları
Mn	7	6.5	4.17
Fe	8	3.5	4.12
Cr	6	6.3	4.12
Co	9	7.0	4.29
W	6	22.5	4.13
Ni	10	9	4.45
Mo	6	10.0	4.11
V	5	15.0	4.14
Ta	5	45.0	4.18

d-elektron Alaşım Tasarım Teorisi

Titanyum alaşımlarının geliştirilmesinde Bo (bağ derecesi) ve Md (ortalama d-orbital enerjisi) değerleri önem taşımaktadır. Aşağıdaki şekilde ikili Ti-M alaşımları için Bo-Md diyagramı görülmektedir. Md ve Bo değerine göre alaşımın faz yapısı öngörülebilmektedir.



şekil 2.13: İkili Ti-M alaşımları için Bo-Md diyagramı [11]

$$\overline{Bo} = \sum_{i=1}^n \chi_i(Bo)_i \quad (2.1)$$

$$\overline{Md} = \sum_{i=1}^n \chi_i(Md)_i \quad (2.2)$$

Aşağıdaki tabloda HMK-titanyum için Bo-Md (bağ derecesi ve ortalama d-orbital enerjisi) değerleri görülmektedir. Bo parametresi, Ti ve alaşım elementleri arasındaki kovalent bağın mukavemetini karakterize etmektedir. Md parametresi elementlerin elektronegarivitelere ve metalik bağın çapına bağlıdır. Beta-Ti bölgesinde elastisite modülü artan Md ve Bo değerleri ile azalmaktadır. Düşük elastisite modülü istendiğinde beta-Ti bölgesinde yüksek Md ve Bo değerleri gerekmektedir.

Tablo 2.3: HMK-Titanyum için Bo-Md değerleri [11]

	Element	Bo	Md (eV)
3d	Ti	2.790	2.447
	V	2.805	1.872
	Cr	2.779	1.478
	Mn	2.723	1.194
	Fe	2.651	0.960
	Co	2.529	0.807
	Ni	2.412	0.724
	Cu	2.112	0.567
4d	Zr	3.086	2.934
	Nb	3.099	2.424
	Mo	3.063	1.961
5d	Hf	3.110	2.975
	Ta	3.144	2.531
	W	3.125	2.072
	Al	2.426	2.200
	Si	2.561	2.200
	Sn	2.283	2.100

Molibden Eşdeğeri Parametresi

Titanyum alaşımlarında bulunan beta-Ti fazının kararlılığını belirlemede kullanılan yöntemlerden biri literatürde bilinen molibden eşdeğeri (MoE) parametresinin kullanılmasıdır. Genel olarak MoE parametresi için titanyuma ilave edilen metalik alaşım elementlerinin ağırlıkça oranlarını içeren aşağıdaki bağıntı kullanılmaktadır. En ciddi etkiyi Fe, Cr, Co, Mo ve Mn elementleri göstermekte ve molibden eşdeğerini büyük miktarda arttırmaktadırlar (beta-Ti fazı oluşumunu kolaylaştırmaktadırlar). V, Nb, W, Ta, Ni, Nb elementleri de molibden eşdeğerini arttırmaktadırlar ve beta-Ti fazı oluşumunu kolaylaştırmaktadırlar. Al ilavesi molibden eşdeğerini azaltıp beta-Ti fazı oluşumunu zorlaştırmaktadır [19].

$$\text{MoE} = 1.0\text{Mo} + 0.6\text{V} + 0.4\text{W} + 0.2\text{Nb} + 0.2\text{Ta} + 2.9\text{Fe} + 1.6\text{Cr} + 1.2\text{Ni} + 1.7\text{Mn} + 1.7\text{Co} - 1.0\text{Al} \quad (2.3)$$

Ayrıca, beta-titanyum fazını kararlı hale getiren metalik alaşım elementlerinin ağırlıkça oranları ile su verme neticesinde mikroyapıda meydana gelen martenzit fazı başlangıç sıcaklığı (M_s) arasında aşağıda görülen titanyuma ilave edilen metalik alaşım elementlerinin ağırlıkça oranlarını içeren bağıntı bulunmaktadır. En ciddi etkiyi Fe ve Mn elementleri göstermekte ve martenzit başlangıç sıcaklığını büyük miktarda düşürmektedirler (martenzit oluşumunu kolaylaştırmaktadırlar). Cr, Ni, Mo, Cu, V, Nb elementleri de martenzit başlangıç sıcaklığını miktarda düşürmekte ve martenzit fazı oluşumunu kolaylaştırmaktadır. Al ilavesi martenzit başlangıç sıcaklığını miktarda artırıp martenzit fazı oluşumunu zorlaştırmaktadır [20].

$$M_s = 1156 - 150\text{Fe} - 107\text{Mn} - 96\text{Cr} - 67\text{Ni} - 49\text{Mo} - 41\text{Cu} - 37\text{V} - 17\text{Nb} - 7\text{Zr} + 15\text{Al} \quad (2.4)$$

Genellikle su verme esnasında mikroyapı içerisinde beta-Ti fazını kararlı hale getirmek ve miktarını artırmak için için MoE değeri 10 veya 10'dan büyük olmalıdır. Aşağıda molibden eşdeğerine göre mikroyapıda oluşması beklenen fazlar özet olarak görülmektedir [20].

- Alfa-Ti alaşımları: MoE değeri < 5
- Yakın-beta alaşımları: 5 < MoE değeri < 10
- Metastabil beta alaşımları: 10 < MoE değeri < 30
- Kararlı beta alaşımları: 30 < MoE değeri

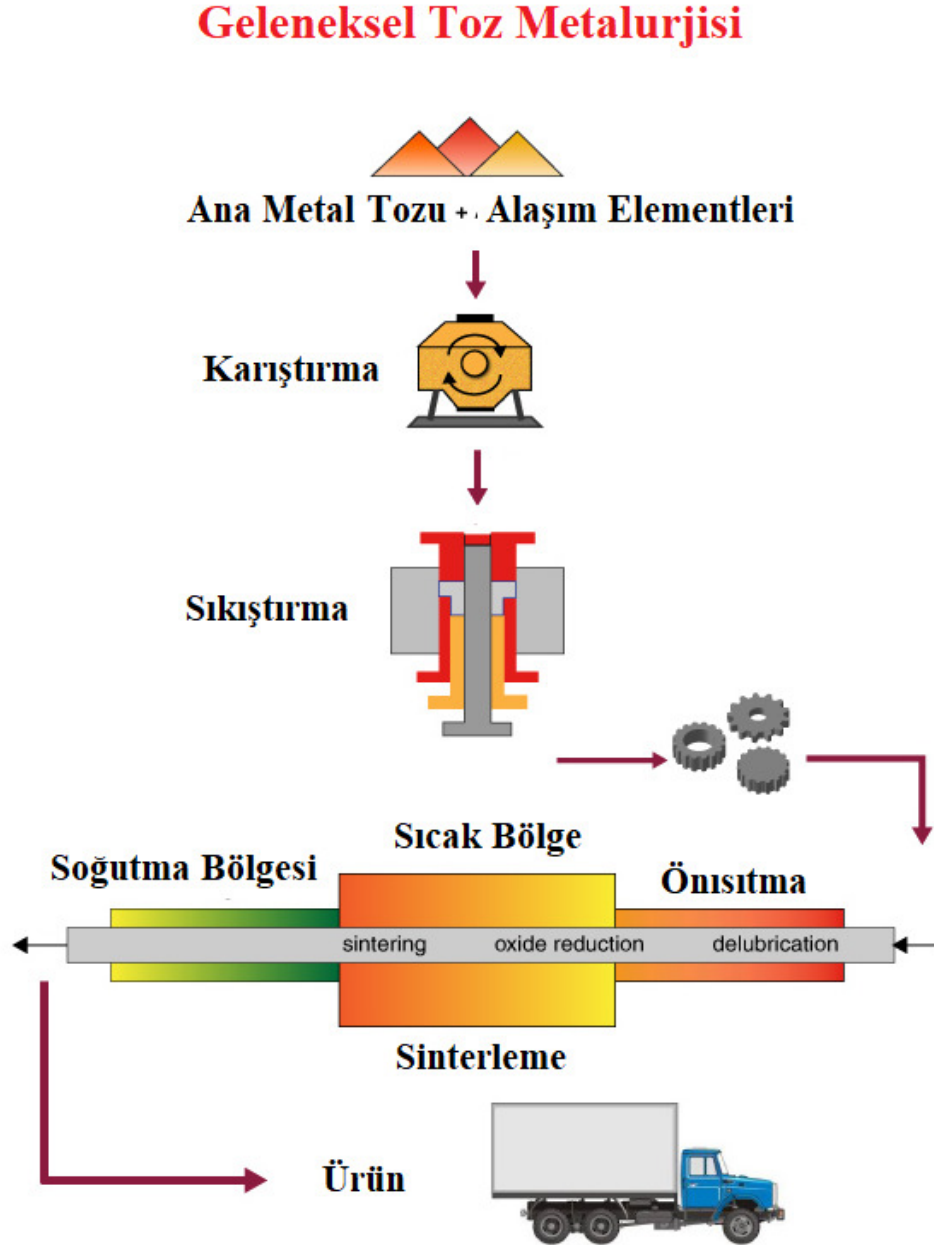
Aşağıdaki tabloda bazı biyomedikal titanyum alaşımlarının bağ derecesi B_0 , ortalama d-orbital enerjisi (Md), molibden eşdeğeri (Mo) ve elastisite modülü (E) değerleri görülmektedir.

Tablo 2.4: Bazı biyomedikal titanyum alaşımlarının B_0 , Md ve Mo ve E değerleri [11]

	$\overline{B_0}$	\overline{Md}	[Mo]	E
Ti13Nb13Zr	2.837	2.483	3.6	79
Ti25Nb3Zr2Sn3Mo (TLM)	2.843	2.441	9.9	54
Ti29Nb13Ta4.6Zr (TNTZ)	2.878	2.462	10.98	50
Ti24Nb4Zr8Sn (Ti2448)	2.824	2.442	6.72	42
Ti12Mo6Zr2Fe (TMZF)	2.816	2.404	12	80

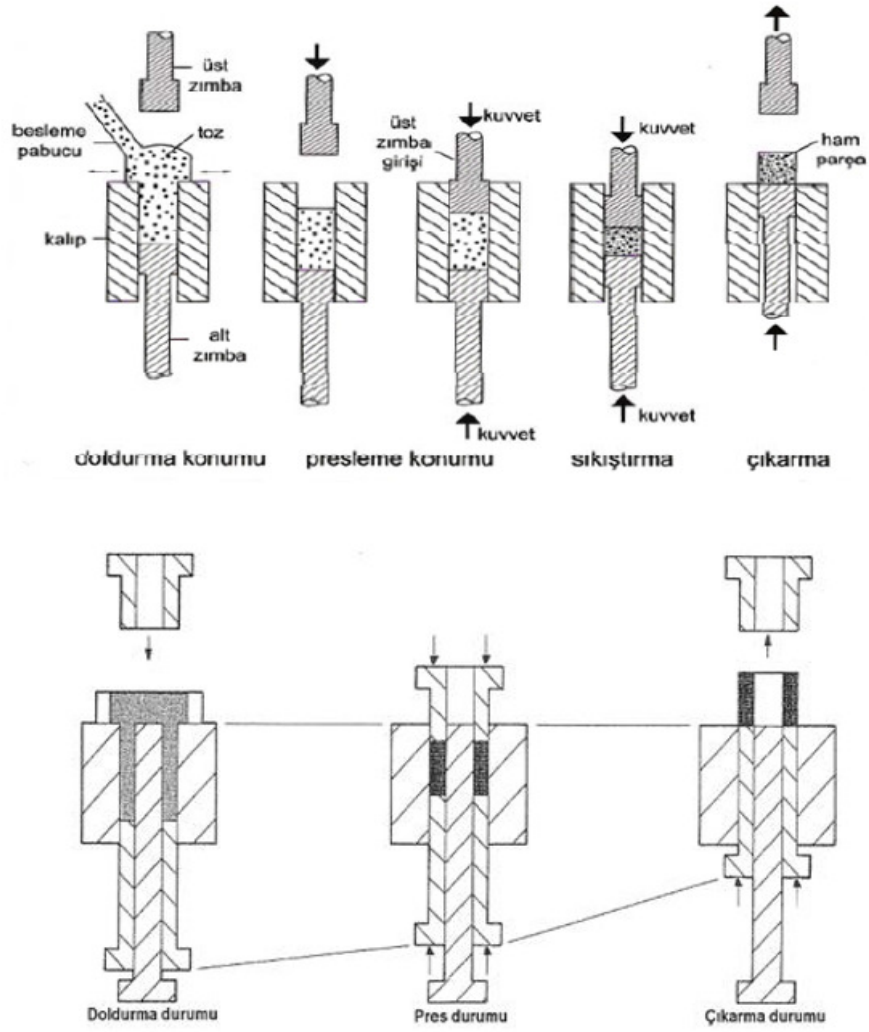
2.4 TOZ METALURJİSİ

Geleneksel toz metalurjisi (presleme-sinterleme) yöntemi üç temel adımdan oluşmakta olup toz karıştırma, presleme ve sinterleme adımlarından oluşur [10-20]. Aşağıdaki şekilde geleneksel toz metalürji yönteminin temel aşamaları özet olarak görülmektedir.



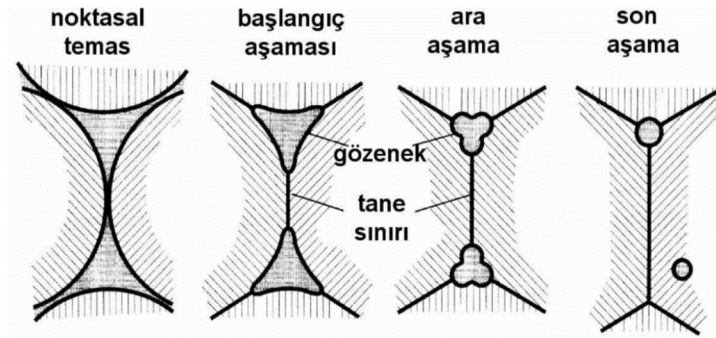
Şekil 2.14: Geleneksel toz metalurjisi prosesi [10]

Aşağıdaki şekilde, tek eksenli presleme ve çift eksenli presleme prosesleri görülmektedir [13].



Şekil 2.15: Tek eksenli ve çift eksenli presleme [13]

Aşağıdaki şekilde, sinterleme ısıl işlemi sırasında parça içerisinde yer alan gözenek yapısının değişimi zamana bağlı olarak görülmektedir [13].

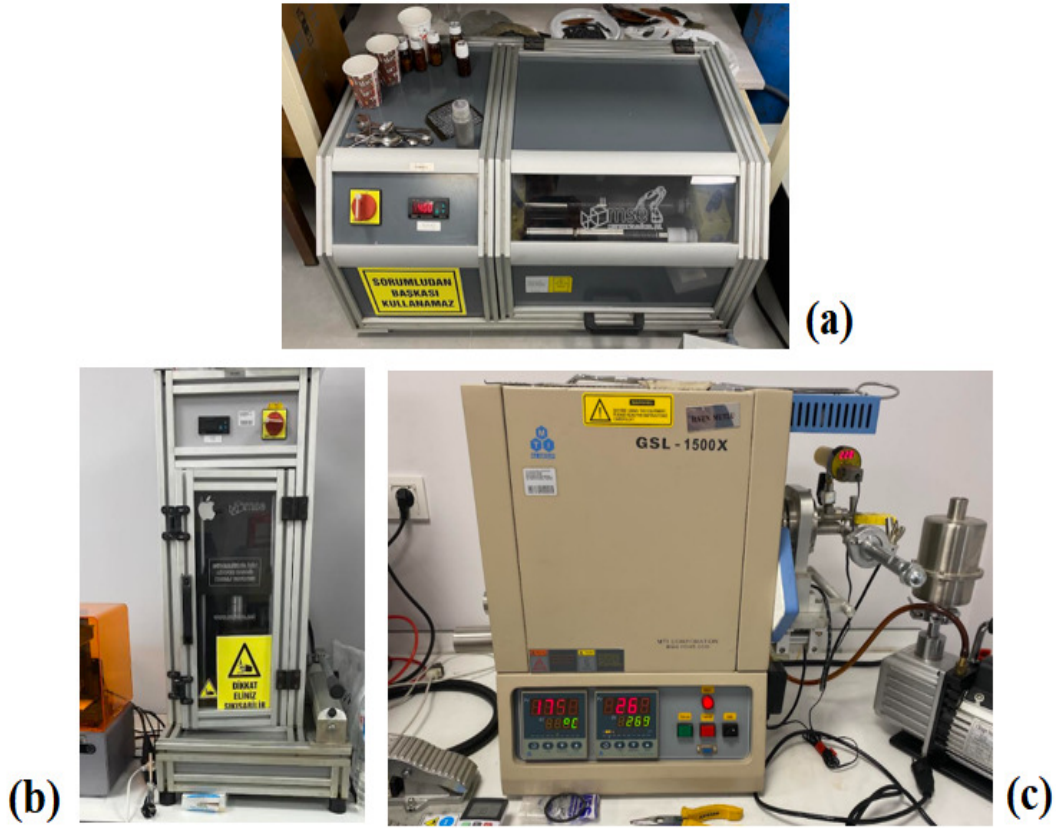


Şekil 2.16: sinterleme prosesinde gözenek yapısının değişimi [13]

3. YÖNTEM

3.1. NUMUNE ÜRETİMİ

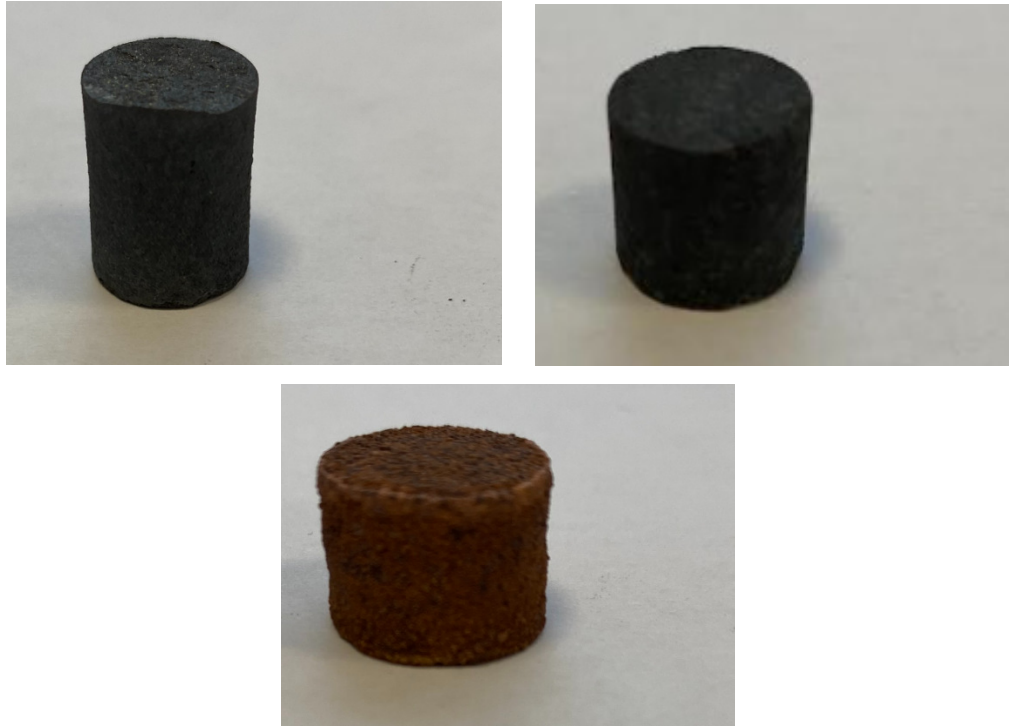
Bu tez çalışması kapsamında, titanyum alaşımları yaklaşık 34 μm boyutunda ve en az % 99.8 saflıkta metal tozları kullanılarak geleneksel toz metalurjisi (presleme-sinterleme) yöntemiyle üretilmiştir. Numune üretiminde kullanılan cihazlar (bilyeli değirmen, tek eksenli hidrolik pres ve yatay boru tiği sinterleme fırını) aşağıda görülmektedir.



Şekil 3.1: a) Bilyeli değirmen, b) hidrolik pres, c) boru tipi sinterleme fırını

Geleneksel toz metalurjisi (presleme-sinterleme) temel aşamaları aşağıdaki gibidir:

- **Mekanik Alaşımlama:** Metal toz karışımları planlanan alaşımlaştırmanın kimyasal bileşimine göre belirlenen miktarlarda hassas teraziyle tartılmıştır. Mekanik alaşımlama yapabilmek için bilyeli değirmen ve öğütücü olarak 6 mm çapında zirkonya bilyeler kullanılmıştır. Metal tozu/zirkonya bilye oranı tüm karışımlarda 1/10 olacak şekilde yüklemeye yapılmıştır. Numuneler bilyeli değirmende 35 saat 400 rpm devirde çalıştırılmıştır.
- **Presleme:** Mekanik alaşımlama işlemi sonrasında, titanyum alaşımı ham numunelerde yeterli düzeyde mukavemet elde etmek için metal tozlarına yaklaşık olarak ağırlıkça % 3 polivinilalkol(bağlayıcı)-su karışımı bağlayıcı çözeltisi eklenilip, homojen bir şekilde karıştırılmıştır. Kalıp Zn-stearat esaslı yağlayıcı madde ile kalıplar yağlanıp, metal toz karışımları tek eksenli hidrolik preste, 250 MPa basınç altında preslenip ham numuneler elde edilmiştir.
- **Sinterleme:** Presleme işleminden sonra elde edilen silindirik ham numuneler belirli sıcaklıklarda sinterlenmiştir. Sinterleme işlemi boru tipi yatay fırında (MTI, GLS-1500X, USA) vakum ortamında gerçekleştirilmiştir.



Şekil 3.2: Sinterlenmiş numunelerin fotoğrafları

Aşağıdaki tabloda tez kapsamında üretilen titanyum alaşımlarının kimyasal bileşimi görülmektedir. Titanyum içerisine belirlenen oranlarda çeşitli metalik elementler ilave edilerek ikili ve üçlü titanyum alaşımları üretilmiştir.

Tablo 3.1: Tez kapsamındaki farklı Ti alaşımlarının kimyasal bileşimi

Alaşım	Ti	Sn	Mo	Co	Ta
Ti-5Sn	95	5			
Ti-10Sn	90	10			
Ti-10Co-10Sn	80	10		10	
Ti-10Ta-10Sn	80	10			10
Ti-5Mo	95		5		
Ti-10Mo	90		10		
Ti -5Mo-5Sn	90	5	5		
Ti -11Mo-8Sn	91	8	11		
Ti-10Mo-10Sn	80	10	10		

Molibden Eşdeğeri Parametresi

Titanyum alaşımlarında mikroyapıda bulunan beta-Ti fazının kararlılığını belirlemede kullanılan yöntemlerden biri literatürde bilinen molibden eşdeğeri (MoE) parametresinin kullanılmasıdır. Genel olarak MoE parametresi için titanyuma ilave edilen metalik alaşım elementlerinin ağırlıkça oranlarını içeren aşağıdaki bağıntı kullanılmaktadır. En ciddi etkiyi Fe, Cr, Co, Mo ve Mn elementleri göstermekte ve molibden eşdeğerini büyük miktarda arttırmaktadırlar (beta-Ti fazı oluşumunu kolaylaştırmaktadırlar). V, Nb, W, Ta, Ni, Nb elementleri de molibden eşdeğerini arttırmaktadırlar ve beta-Ti fazı oluşumunu kolaylaştırmaktadırlar. Al ilavesi molibden eşdeğerini azaltıp beta-Ti fazı oluşumunu zorlaştırmaktadır [19].

$$\text{MoE} = 1.0\text{Mo} + 0.6\text{V} + 0.4\text{W} + 0.2\text{Nb} + 0.2\text{Ta} + 2.9\text{Fe} + 1.6\text{Cr} + 1.2\text{Ni} + 1.7\text{Mn} + 1.7\text{Co} - 1.0\text{Al} \quad (3.1)$$

Ayrıca, beta-titanyum fazını kararlı hale getiren metalik alaşım elementlerinin ağırlıkça oranları ile su verme neticesinde mikroyapıda meydana gelen martenzit fazı başlangıç sıcaklığı (M_s) arasında aşağıda görülen titanyuma ilave edilen metalik alaşım elementlerinin ağırlıkça oranlarını içeren bağıntı bulunmaktadır. En ciddi etkiyi Fe ve Mn elementleri göstermekte ve martenzit başlangıç sıcaklığını büyük miktarda düşürmektedirler (martenzit oluşumunu kolaylaştırmaktadırlar). Cr, Ni, Mo, Cu, V, Nb elementleri de martenzit başlangıç sıcaklığını miktarda düşürmekte ve martenzit fazı oluşumunu kolaylaştırmaktadır. Al ilavesi martenzit başlangıç sıcaklığını miktarda artırıp martenzit fazı oluşumunu zorlaştırmaktadır [20].

$$M_s = 1156 - 150\text{Fe} - 107\text{Mn} - 96\text{Cr} - 67\text{Ni} - 49\text{Mo} - 41\text{Cu} - 37\text{V} - 17\text{Nb} - 7\text{Zr} + 15\text{Al} \quad (3.2)$$

Genellikle su verme ısı işleme esnasında mikroyapı içerisinde beta-Ti fazını kararlı hale getirmek ve miktarını artırmak için için MoE değeri 10 veya 10'dan büyük olmalıdır. Aşağıda molibden eşdeğerine göre oluşması beklenen fazlar özet olarak görülmektedir [20].

- Alfa-Ti alaşımları: MoE değeri < 5
- Yakın-beta alaşımları: 5 < MoE değeri < 10
- Metastabil beta alaşımları: 10 < MoE değeri < 30
- Kararlı beta alaşımları: 30 < MoE değeri

3.2. KARAKTERİZASYON

Mikroyapı İncelemesi ve Mekanik Testler

Tez kapsamında üretilen alaşımların mikroyapıları optik mikroskop (Olympus) ve taramalı elektron mikroskobu (SEM) yardımı ile incelenmiştir. Numunelerin ham ve sinterlenme sonrası yoğunlukları geometrik yöntem ile belirlenmiştir.

Numunelerin sertlikleri Vickers sertlik yöntemiyle belirlenmiştir (Zwick Roell). Numunelerin aşınma davranışı pin-on disc yöntemiyle 20 m aşınma uzunluğu kullanılarak aşınma cihazında belirlenmiştir (Devotrans, Türkiye).

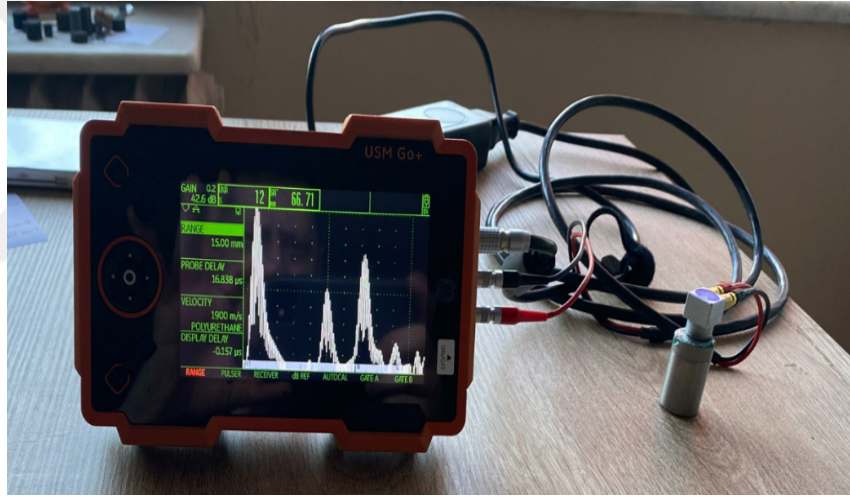


Şekil 3.3: a) Sertlik cihazı, b) basma cihazı, c) aşınma cihazı

Tahribatsız Muayene (Ultrasonik Tes ve Girdap Akımları Testi)

Numunelerin elastisite modüllerini belirlemek amacıyla ultrasonik hız ölçümleri gerçekleştirilmiştir (General Electric, USM). Ultrasonik hız ölçümleri darbe-yankı tipi çift kristalli normal prob kullanılarak gerçekleştirilmiştir. Sinterlenmiş numunelerin elastisite modülü (E) aşağıdaki bağıntı yardımı ile hesaplanmıştır. Bu bağıntıda V_T ve V_L enine ve boyuna dalga ultrasonik hızı, (ρ) ise yoğunluğu ifade etmektedir [21, 22].

$$E = \rho V_T^2 \frac{3V_L^2 - 4V_T^2}{V_L^2 - V_T^2} \quad (3.3)$$



Şekil 3.4: Tahribatsız ultrasonik muayene cihazı

Girdap Akımları (Eddy Current) İletkenlik Testi

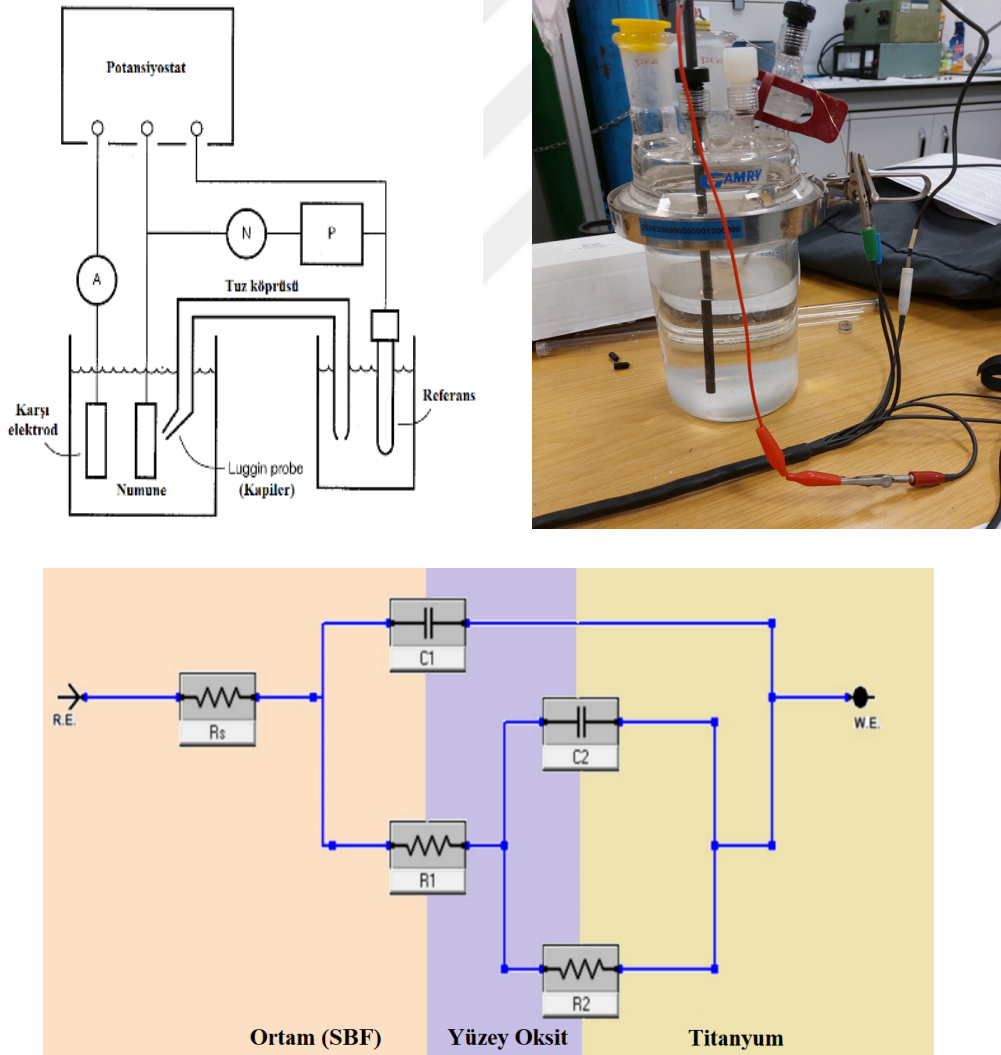
Üretilen alaşımların elektiriksel iletkenlikleri % IACS (uluslararası tavlanmış bakır standardı) biriminden girdap akımları cihazı (EtherCheck, Ether NDE) kullanarak belirlenmiştir. Aşağıdaki şekilde girdap akımları (eddy current) cihazı görülmektedir.



Şekil 3.5: Tahribatsız girdap akımları test cihazı

Elektrokimyasal Korozyon Özellikler

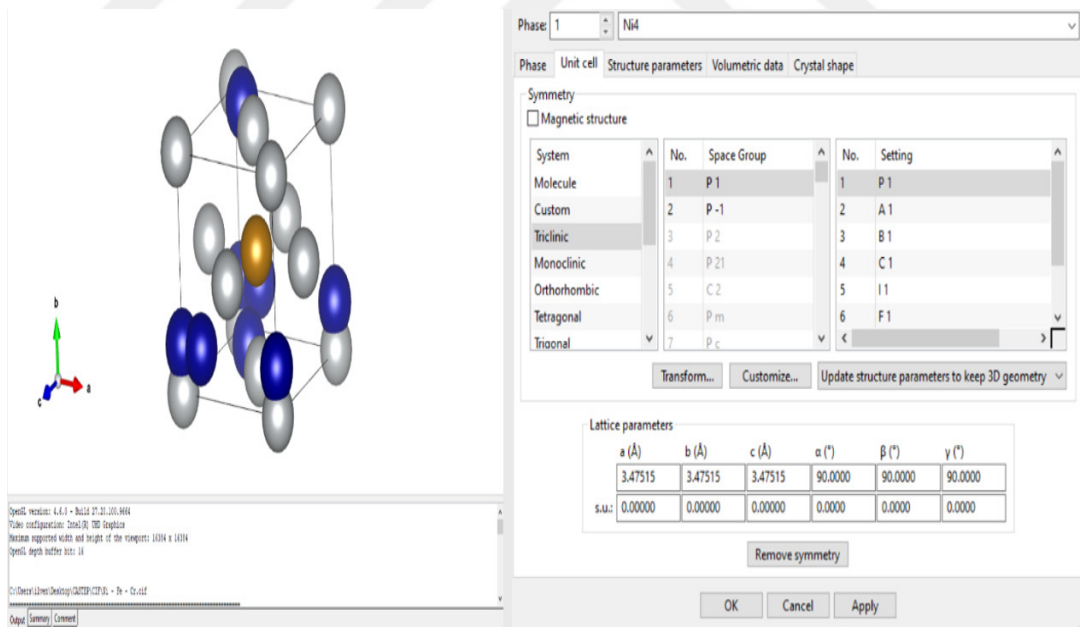
Tez kapsamında üretilen alaşımların elektrokimyasal korozyon testleri yapay vücut sıvısı ortamında gerçekleştirilmiştir. Kullanılan yapay vücut sıvısının pH değeri 6.6 olarak ölçülmüştür. Elektrokimyasal korozyon testleri 1 litre hacimli korozyon hücresinde potansiyostat (Interface 1000, Gamry) yardımıyla gerçekleştirilmiştir. Referans elektrod olarak standart kalomel elektrot (SCE), karşı elektrot olarak ise yüksek yoğunluklu grafit elektrot kullanılmıştır. Numune ise çalışma elektrodu olarak hücreye bağlanmıştır. Tüm testler oda sıcaklığında gerçekleştirilmiştir. Testler bilgisayar yazılımı ile elde edilmiş ve analiz edilmiştir (Gamry Framework, Gamry Analyst). Aşağıdaki şekilde elektrokimyasal test düzeneğinin şematik resmi (sol) ve kullanılan korozyon test düzeneğinin fotoğrafı görülmektedir (sağ).



3.3. HESAPLAMALI MALZEME BİLİMİ

İlk Prensipler Temelli Hesaplamalı Malzeme Bilimi ile Alaşım Geliştirme

Yenilikçi alaşım geliştirme kademesinde Cambridge sıralı toplam enerji paketi (CASTEP) hesaplamalı malzeme bilimi yazılımı kullanılmıştır. Ti esaslı alaşımlarda farklı kimyasal bileşimlerin elastisite modülleri ve faz dönüşüm sıcaklığı incelenmiştir. Alaşım elementlerinin yer (kafes pozisyonu) tercihleri yoğunluk fonksiyonel teorisi (DFT) ve termodinamik teori ile incelenmiştir. Pseudo-potansiyellerin hesaplanması kübik yapılar için Perdew-Burke-Ernzerhof (PBE) temelli “Genelleştirilmiş Gradyan Yaklaşımı (GGA)” kullanılarak yapılmıştır. Elektron-iyon etkileşimleri için ultrasoft pseudo-potansiyeller kullanılmıştır. Geometrik ve mekanik özellikler için optimize k noktaları ve kesilim kinetik enerjisi kullanılmıştır. Öncelikle uygun kristal kafes oluşturulmuştur (VESTA yazılımı). Ardından uygun kafes koordinatlarına atomlar (Ti, Mo, Sn vb) eklenmiştir. Aşağıdaki şekilde kafes oluşturma ve atom ekleme adımları görülmektedir.



Şekil 3.7: Kafes oluşturma ve atom ekleme adımları

Kristal kafes türü, kristal kafes parametreleri, atom sayısı ve atom türleri belirlendikten sonra CASTEP hesaplamaları ve analizi gerçekleştirilmiştir. Aşağıdaki şekilde CASTEP hesaplama parametreleri, hesaplama işlemi, analiz parametreleri ve analiz işlemi görülmektedir.

```
emre@DESKTOP-42TT959:~$ chmod +x /mnt/c/castep_works/run_castep.sh /mnt/c/castep_works/run_all.sh
emre@DESKTOP-42TT959:~$ █

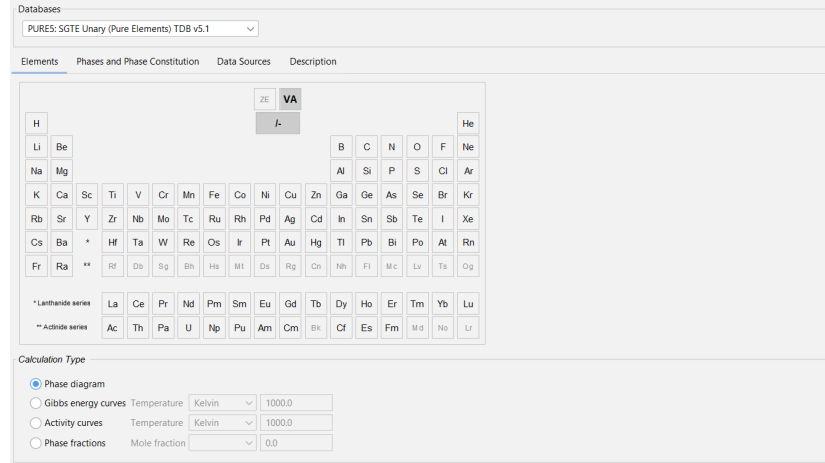
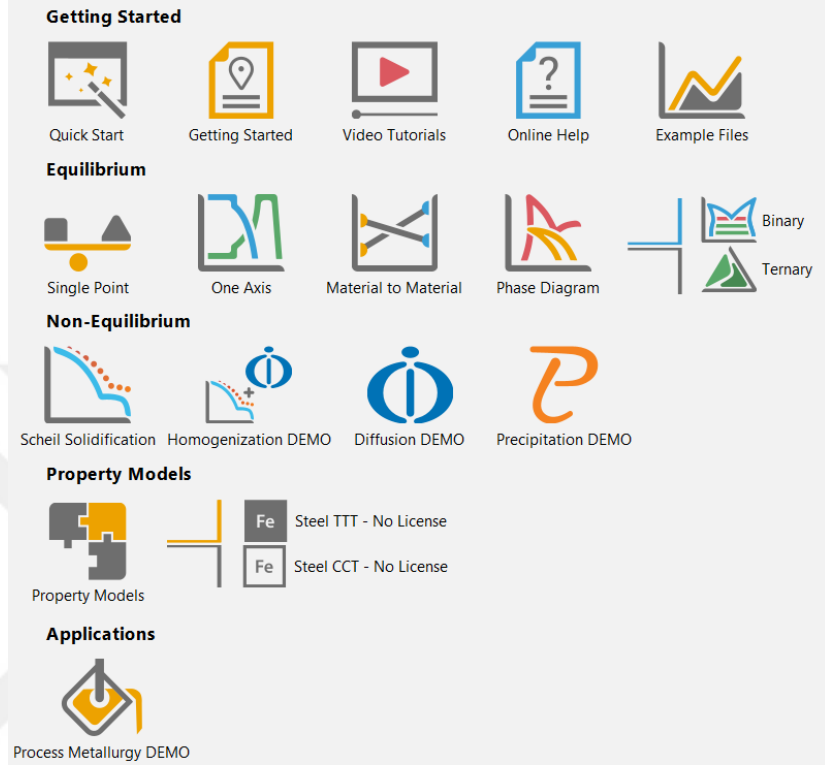
(base) emre@DESKTOP-42TT959:/mnt/c/castep_works/Tests/Ti/Ti_elastics_1$ /mnt/c/castep_works/run_castep.sh Ti
Şu anda işlenen dosya: Ti
.....^[A.....
İşlem başarıyla tamamlandı.
(base) emre@DESKTOP-42TT959:/mnt/c/castep_works/Tests/Ti/Ti_elastics_1$ █
```

```
mnt/c/castep_works/run castep.sh Ti
generate_strain.py Ti
elastics.ov Ti
generate_strain.ov Ti
```

Şekil 3.8: Hesaplama ve analiz adımları

Hesaplama Faz Diyagramları (CALPHAD) Yöntemi ile İnceleme

CALPHAD yöntemi ile inceleme kapsamında Thermo-Calc yazılımı kullanılarak ikili ve üçlü faz diyagramları ve termodinamik parametreler hesaplanmıştır.

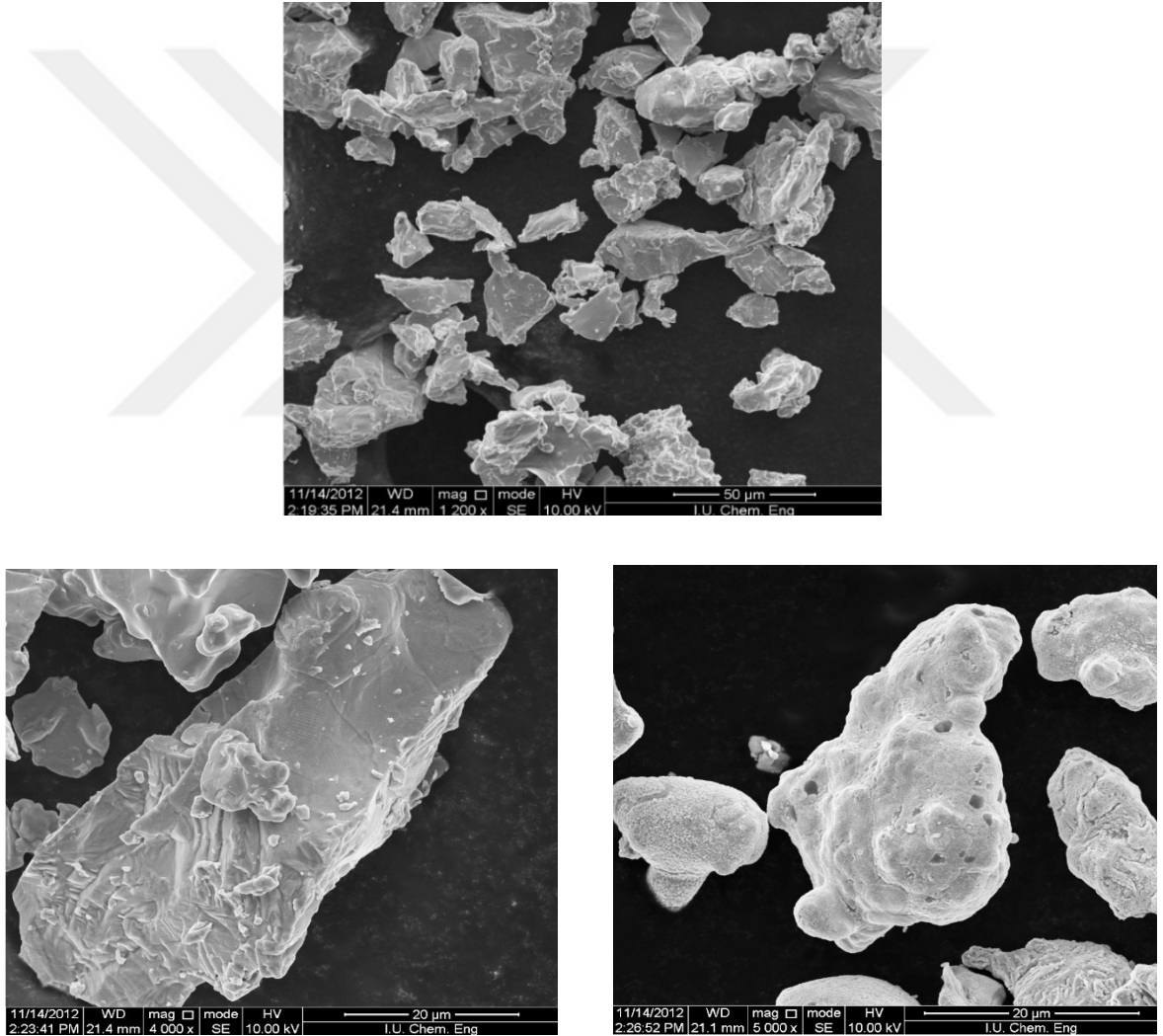


Şekil 3.9: Faz diyagramı oluşturma

4. BULGULAR

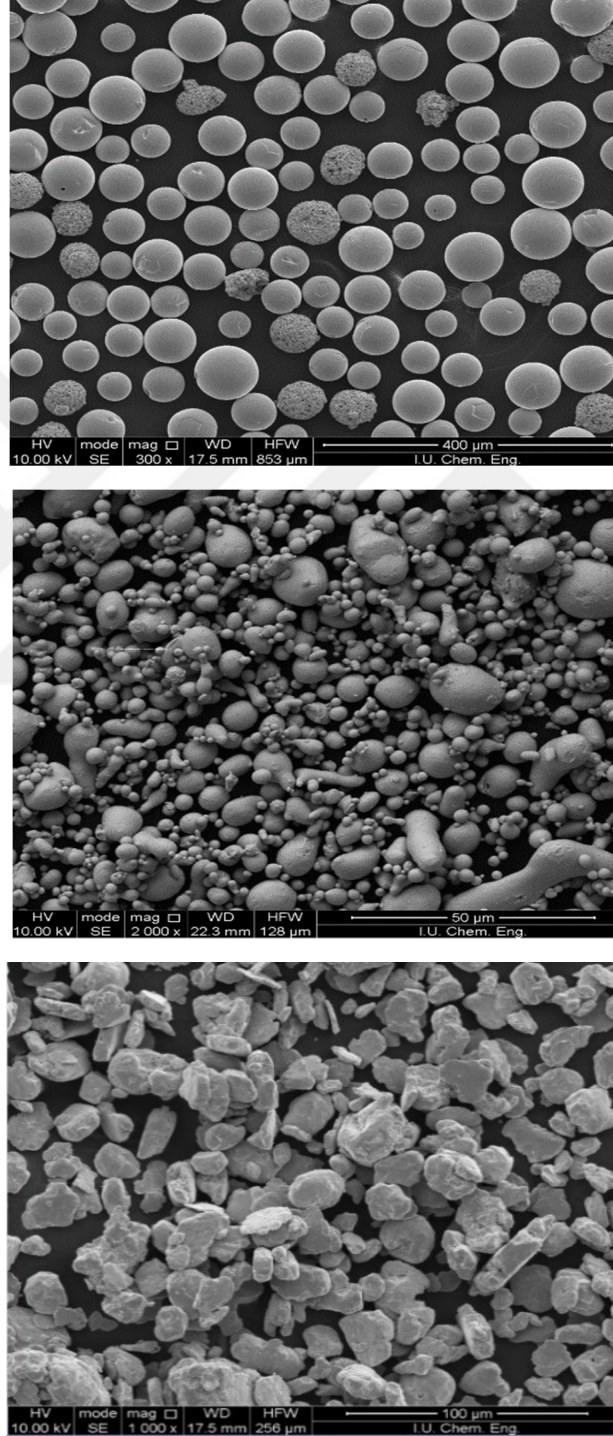
4.1 MİKROYAPI

Şekil 4.1’de Ti esaslı alaşımların üretiminde hammadde olarak kullanılan başlangıç malzemelerinin (metal tozları) taramalı elektron mikroskobu (SEM) fotoğrafları görülmektedir. Görüldüğü gibi kullanılan titanyum tozları üretim tekniklerine bağlı olarak karmaşık şekillidir ve genel olarak homojen boyut aralığındadır.



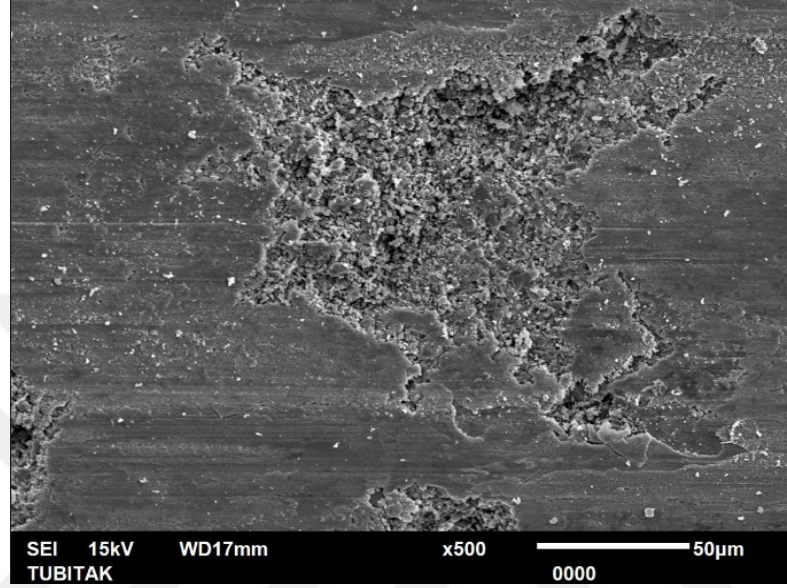
Şekil 4.1: Titanyum tozunun farklı büyütmelerde SEM fotoğrafları

Aşağıdaki Şekilde alaşım elementi olarak kullanılan a) Mo tozu, b) Sn tozu ve c) Co tozunun SEM fotoğrafları görülmektedir. Şekilden de görüldüğü gibi alaşımlamada kullanılan metal tozları genel olarak homojen parçacık boyutlarında olup üretim tekniklerine (su/gaz atomizasyonu) bağlı olarak Mo tozu küresel diğer tozlar ise karmaşık şekillidir.

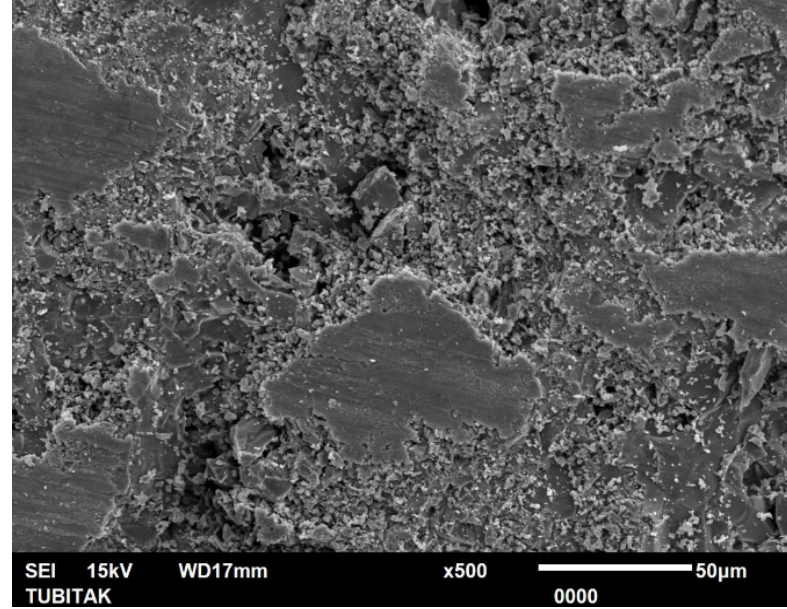


Şekil 4.2: Alaşım elementlerinin SEM fotoğrafları a) Mo, b) Sn, c) Co

Aşağıdaki şekilde sinterlenmiş titanyum alaşımlarının taramalı elektron mikroskobu (SEM) fotoğrafı görülmektedir. SEM fotoğrafından görüldüğü gibi yapıda makro ve mikro çatlaklar bulunmamaktadır. Ayrıca mikroyapıda gözenek bulunmadığı da görülmektedir. Sonuç olarak yeterli bir sinterlenme meydana geldiği söylenebilir.

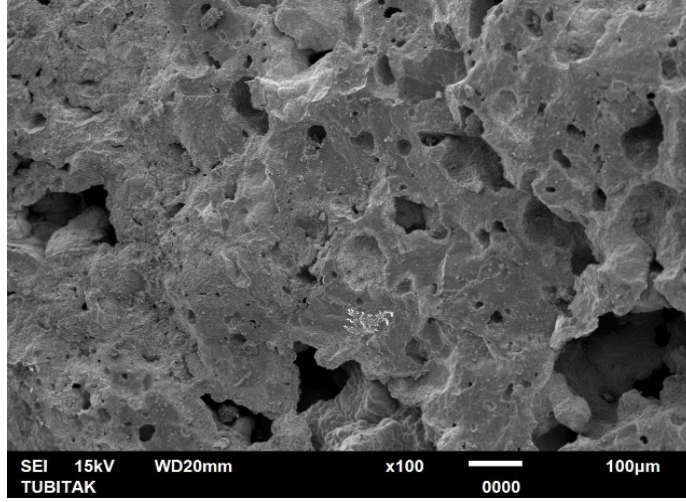


(a)

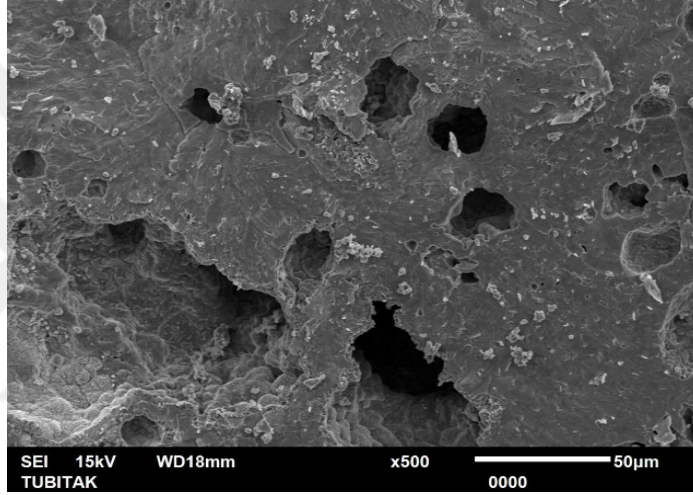


(b)

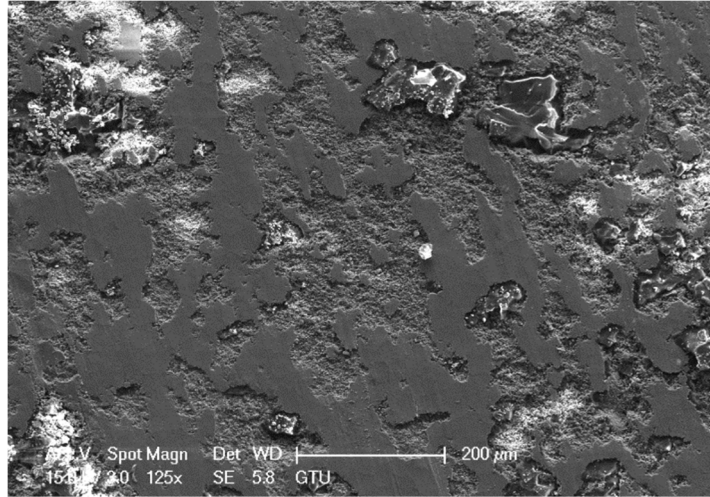
Şekil 4.3: SEM fotoğrafları a) Ti-10Mo, b) Ti-10Sn



(a)



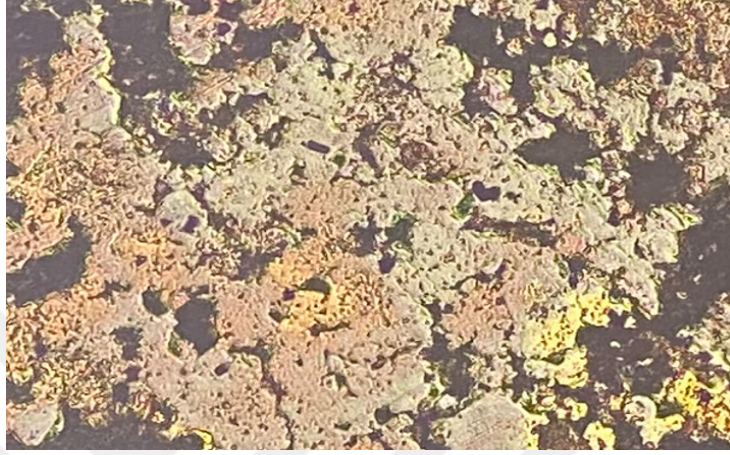
(b)



(c)

Şekil 4.4: SEM fotoğrafları a) Ti-5Mo-5Sn, b) Ti-10Mo-10Sn, c) Ti-5Co-5Sn

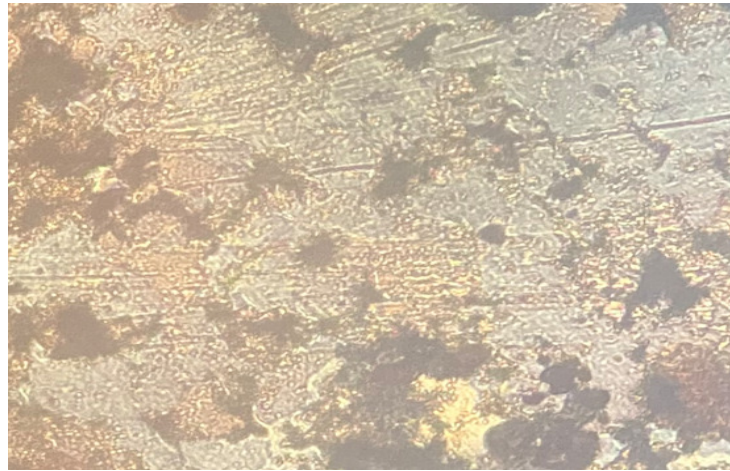
Aşağıdaki şekilde a) Ti-Sn alaşımının, b) Ti-Mo-Sn alaşımının, ve c) Ti-Co-Sn alaşımının optik mikroskop fotoğrafları görülmektedir. Genel olarak mikroyapı beta-Ti matris (sarı-parlak alanlar) ve bir miktar alfa-Ti fazı (siyah-koyu alanlar) içermektedir. Ayrıca tane sınırlarında bir miktar intermetalik bileşikler (çok küçük siyahlıklar) görülmektedir.



(a)



(b)



(c)

Şekil 4.5: Optik mikroskop fotoğrafları a) Ti-Sn, b) Ti-Mo-Sn, c) Ti-Co-Sn

4.2 MEKANİK ÖZELLİKLER

Aşağıdaki tabloda çalışma kapsamında üretilen alaşımların elastisite modülü değerleri görülmektedir. Görüldüğü gibi en yüksek elastisite modülü Ti-10Co-10Sn üçlü alaşımında elde edilmiştir. En düşük elastisite modülü Ti-10Sn ikili alaşımında elde edilmiştir.

Tablo 4.1: Ti alaşımlarının elastisite modülü değerleri

Alaşım	Elastisite Modülü (GPa)
Ti-5Sn	91
Ti-10Sn	87
Ti-10Co-10Sn	93
Ti-10Ta-10Sn	91
Ti-5Mo	92
Ti-10Mo	89
Ti -5Mo-5Sn	93
Ti -11Mo-8Sn	90
Ti-10Mo-10Sn	91

Aşağıdaki tabloda çalışma kapsamında üretilen alaşımların aşınma değerleri görülmektedir. Görüldüğü gibi en yüksek aşınma direnci Ti-10Mo ikili alaşımında ve Ti-10Co-10Sn üçlü alaşımında elde edilmiştir. En düşük aşınma direnci Ti-10Sn ikili alaşımında elde edilmiştir. Mo ilavesi ve Co ilavesi aşınma direncini arttırmış Sn ilavesi bir miktar azaltmıştır.

Tablo 4.2: Ti alaşımlarının aşınma değerleri

Alaşım	Aşınma (%)
Ti-5Sn	0.9
Ti-10Sn	1:6
Ti-10Co-10Sn	0.1
Ti-10Ta-10Sn	0.3
Ti-5Mo	0.5
Ti-10Mo	0.1
Ti -5Mo-5Sn	0.6
Ti -11Mo-8Sn	0.5
Ti-10Mo-10Sn	0.4

Aşağıdaki tabloda çalışma kapsamında üretilen alaşımların sertlik değerleri görülmektedir. Görüldüğü gibi en yüksek sertli değeri Ti-10Mo ikili alaşımında elde edilmiştir. En düşük en sertlik değeri Ti-10Sn ikili alaşımında elde edilmiştir. Mo ilavesi sertlik değerini arttırmış Sn ilavesi bir miktar azaltmıştır.

Tablo 4.3: Ti alaşımlarının sertlik değerleri

Alaşım	Sertlik (HV3)
Ti-5Sn	296
Ti-10Sn	280
Ti-10Co-10Sn	313
Ti-10Ta-10Sn	300
Ti-5Mo	312
Ti-10Mo	330
Ti -5Mo-5Sn	302
Ti -11Mo-8Sn	309
Ti-10Mo-10Sn	314

Aşağıdaki tabloda çalışma kapsamında üretilen alaşımların elektriksel iletkenlik değerleri görülmektedir. Görüldüğü gibi en yüksek iletkenlik değeri % 10 katkılı ikili Ti-Sn alaşımlarında elde edilmiştir.

Tablo 4.4: Ti alaşımlarının elektriksel iletkenlik değerleri

Alaşım	Elektriksel İletkenlik (%IACS)
Ti-5Sn	1.7
Ti-10Sn	3.4
Ti-10Co-10Sn	2.2
Ti-10Ta-10Sn	2.1
Ti-5Mo	2.5
Ti-10Mo	2.8
Ti -5Mo-5Sn	2.0
Ti -11Mo-8Sn	1.7
Ti-10Mo-10Sn	1.8

4.3 ELEKTROKİMYASAL KOROZYON ÖZELLİKLERİ

Aşağıdaki tabloda çalışma kapsamında üretilen alaşımların elektrokimyasal korozyon testleri ile tespit edilen korozyon hızı değerleri görülmektedir. Görüldüğü gibi en düşük korozyon hızı Ti-10Mo ikili alaşımında elde edilmiştir. En yüksek korozyon hızı Ti-10Sn ikili alaşımında elde edilmiştir. Mo ilavesi ve Co ilavesi korozyon hızını azaltmış Sn ilavesi bir miktar arttırmıştır.

Tablo 4.5: Ti alaşımlarının korozyon hızı değerleri

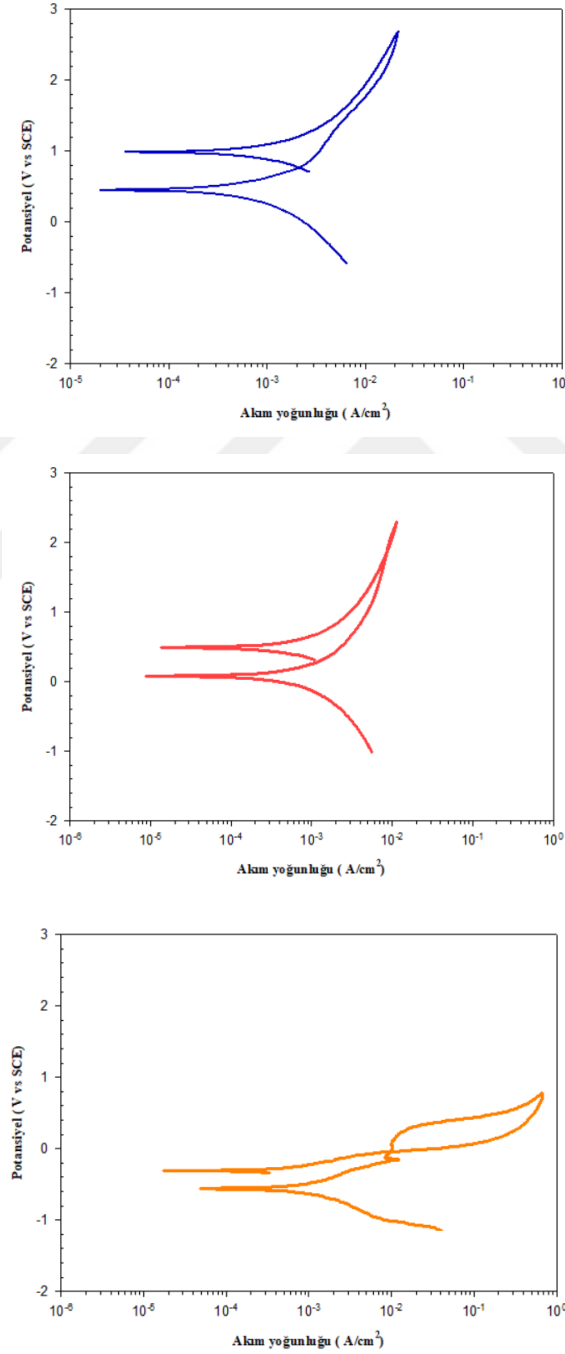
Alaşım	Korozyon Hızı (mm/yıl)
Ti-5Sn	0.5
Ti-10Sn	0.9
Ti-10Co-10Sn	0.3
Ti-10Ta-10Sn	0.3
Ti-5Mo	0.3
Ti-10Mo	0.1
Ti -5Mo-5Sn	0.5
Ti -11Mo-8Sn	0.2
Ti-10Mo-10Sn	0.2

Aşağıdaki tabloda çalışma kapsamında üretilen alaşımların elektrokimyasal empedans spektroskopisi (EIS) testi ile tespit edilen yüzey oksit film direnci değerleri görülmektedir. Görüldüğü gibi en yüksek yüzey oksit film direnci Ti-10Mo ikili alaşımında elde edilmiştir. En düşük en yüksek yüzey oksit film direnci Ti-10Sn ikili alaşımında elde edilmiştir. Mo ilavesi yüzey oksit film direncini arttırmış Sn ilavesi bir miktar azaltmıştır.

Tablo 4.6: Ti alaşımlarının yüzey oksit direnci değerleri

Alaşım	Yüzey oksit direnci (Ω cm²)
Ti-5Sn	400
Ti-10Sn	370
Ti-10Co-10Sn	426
Ti-10Ta-10Sn	433
Ti-5Mo	427
Ti-10Mo	440
Ti -5Mo-5Sn	407
Ti -11Mo-8Sn	421
Ti-10Mo-10Sn	429

Aşağıdaki şekilde a) Ti-Mo, b) Ti-Mo-Sn, c) Ti-Sn alaşımlarının çevrimsel polarizasyon grafikleri görülmektedir. Çevrimsel polarizasyon grafiğinde ileri ve geri polarizasyonda kapalı bir ilmek (loop) görülmesi pitting (oyukçuk) korozyonunun meydana geldiğini ifade etmektedir. İlmek bölgesinin büyüklüğü oyuklanmanın şiddeti ile orantılıdır. Ti-Mo ve Ti-Mo-Sn alaşımlarında oyuklanma meydana gelmemiş, Ti-Sn alaşımında ise düşük miktarda oyuklanma oluşmuştur.



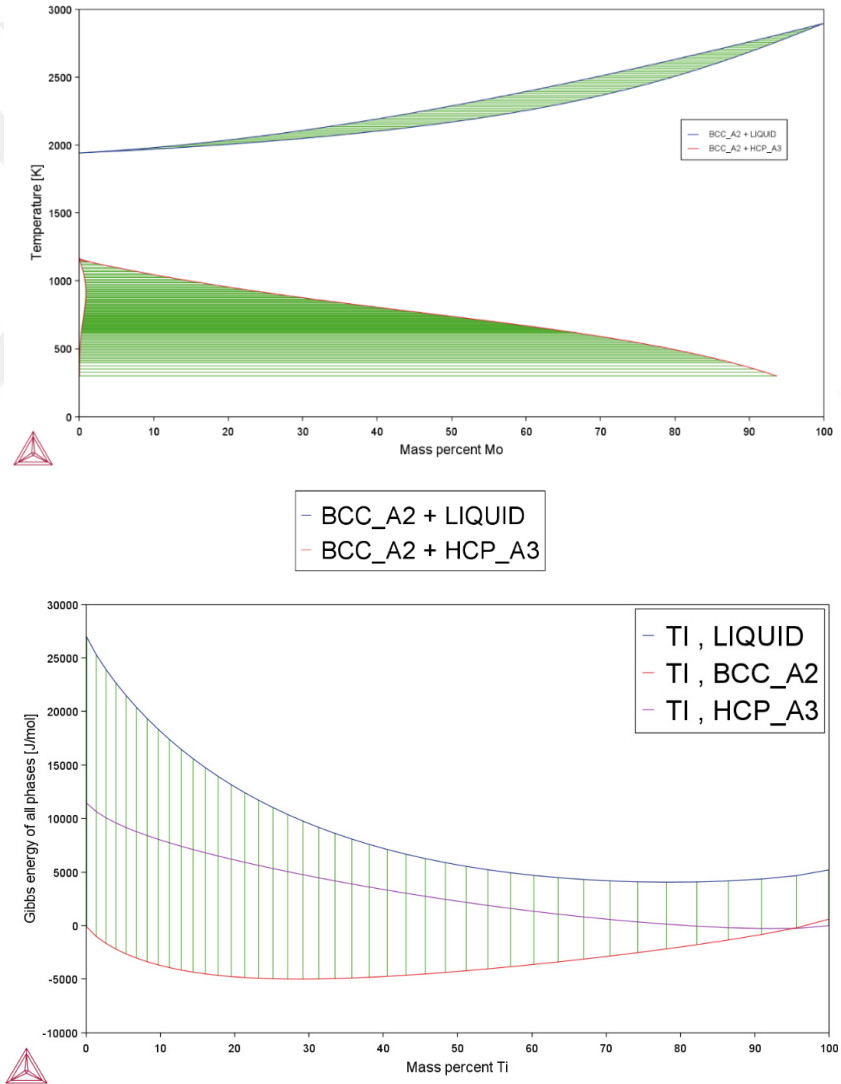
Şekil 4.6: Çevrimsel polarizasyon grafikleri a) Ti-Mo, b) Ti-Mo-Sn, c) Ti-Sn

4.4 HESAPLAMALI MALZEME BİLİMİ

Hesaplamalı Faz Diyagramları (CALPHAD)

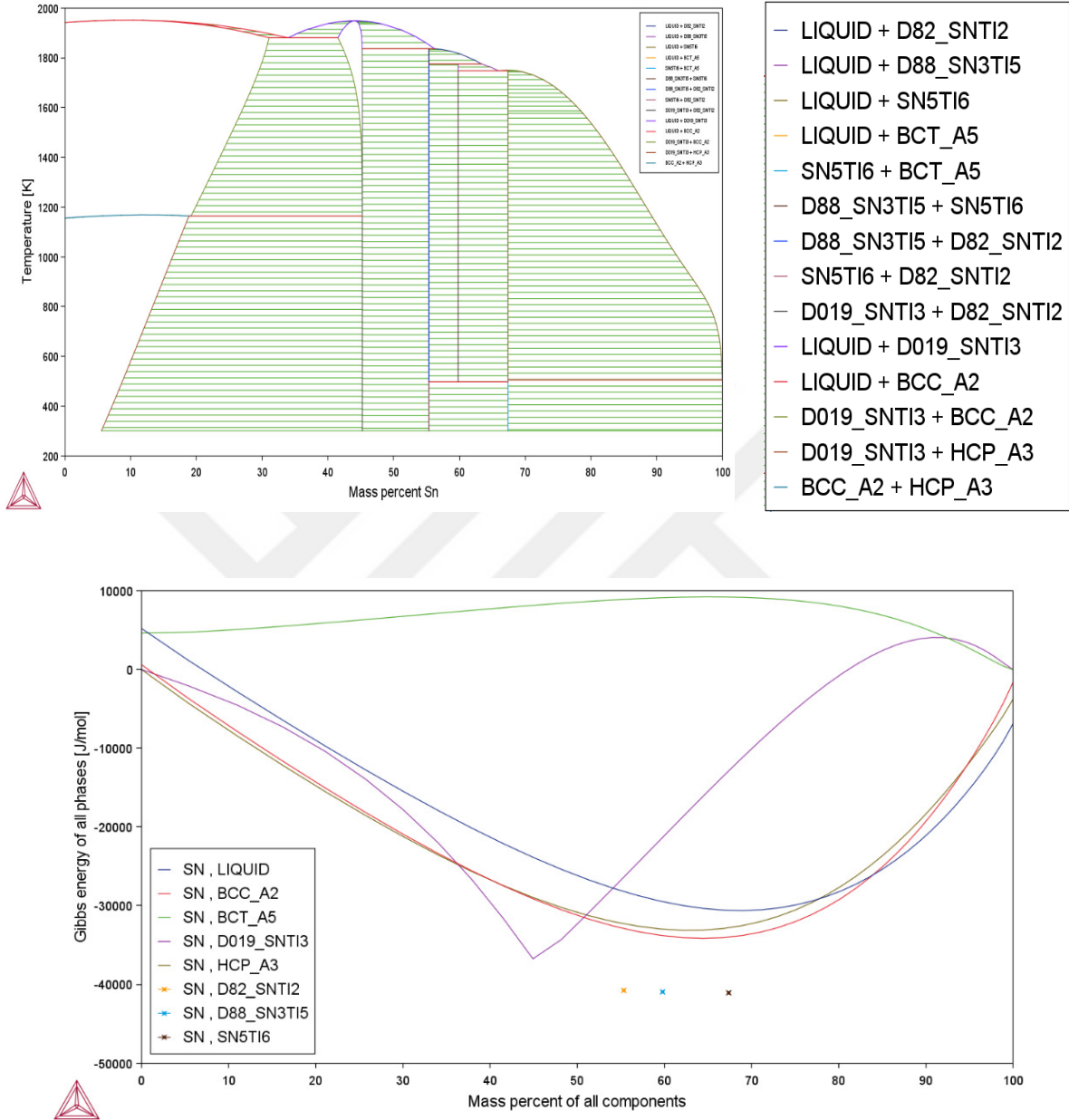
Tez kapsamında üretilmiş alaşımların “*Thermo-Calc*” yazılımı ile faz diyagramları, kristal kafes yapıları ve serbest enerji diyagramları elde edilmiştir.

Aşağıdaki şekilde, Ti-Mo alaşımının ikili faz diyagramı ve serbest enerji diyagramları görülmektedir.



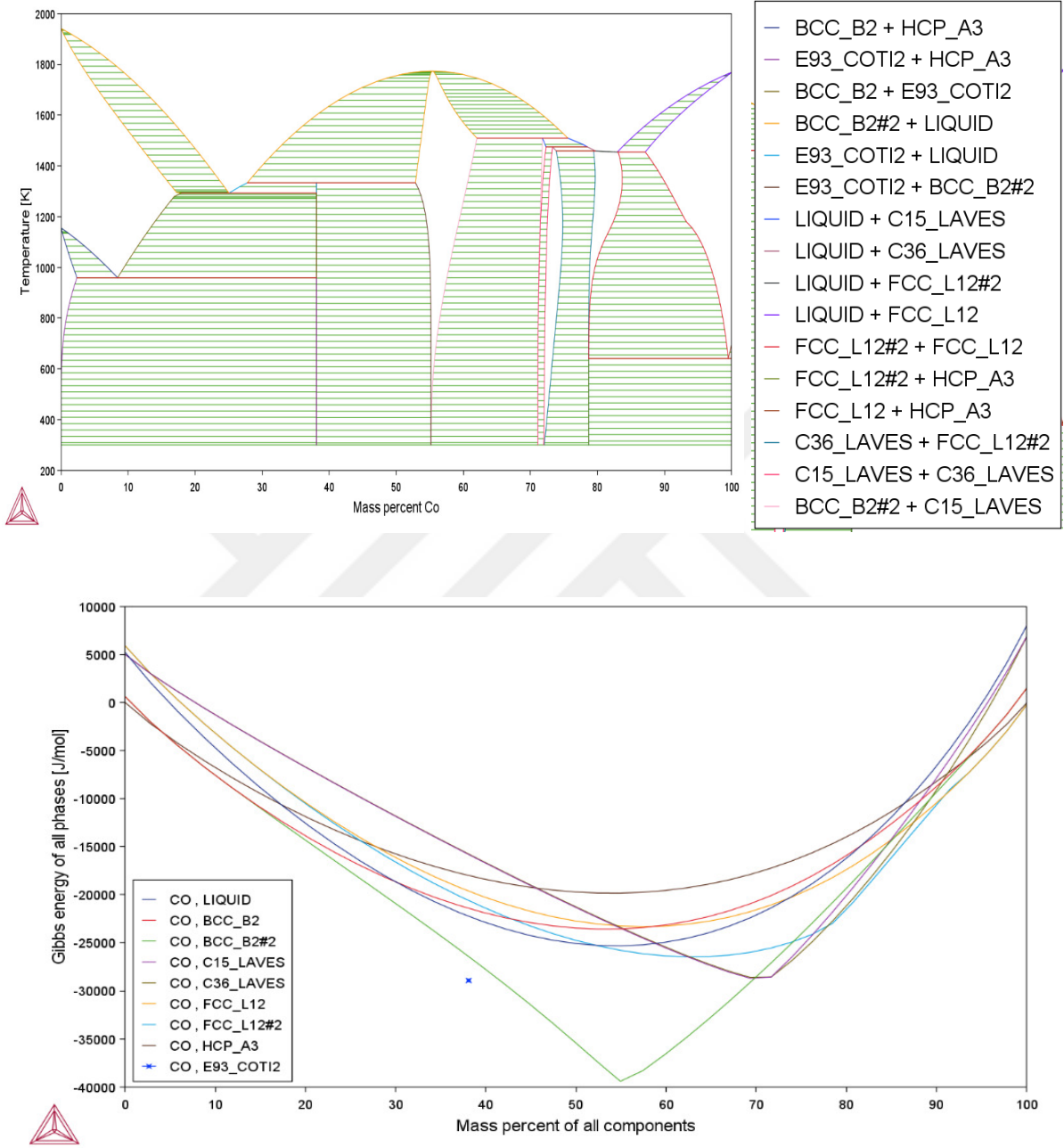
Şekil 4.7: Ti-Mo ikili faz ve serbest enerji diyagramları

Aşağıdaki şekilde, Ti-Sn alaşımının ikili faz diyagramı ve serbest enerji diyagramları görülmektedir.



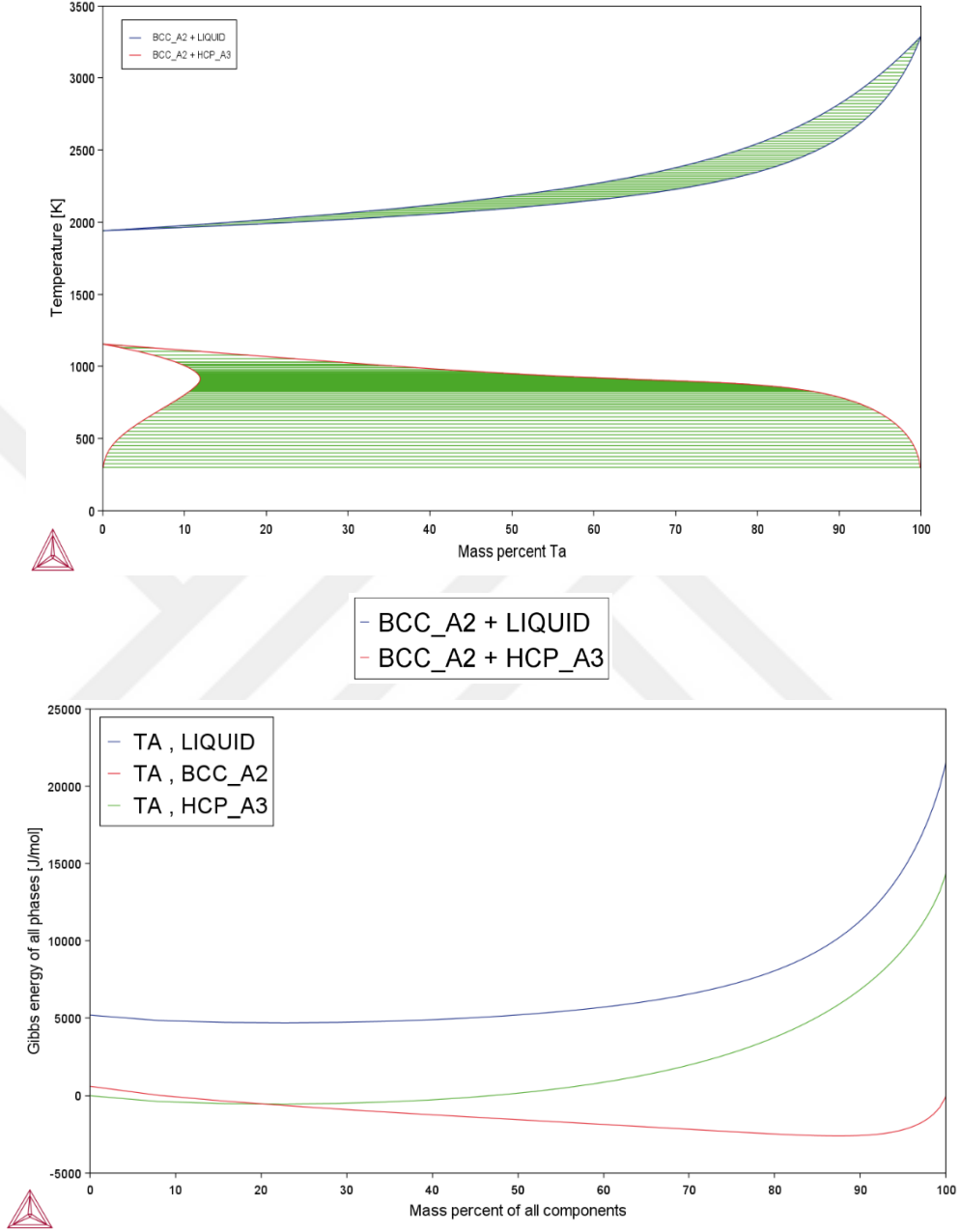
Şekil 4.8: Ti-Sn ikili faz ve serbest enerji diyagramları

Aşağıdaki şekilde, Ti-Co alaşımının ikili faz diyagramı ve serbest enerji diyagramları görülmektedir.



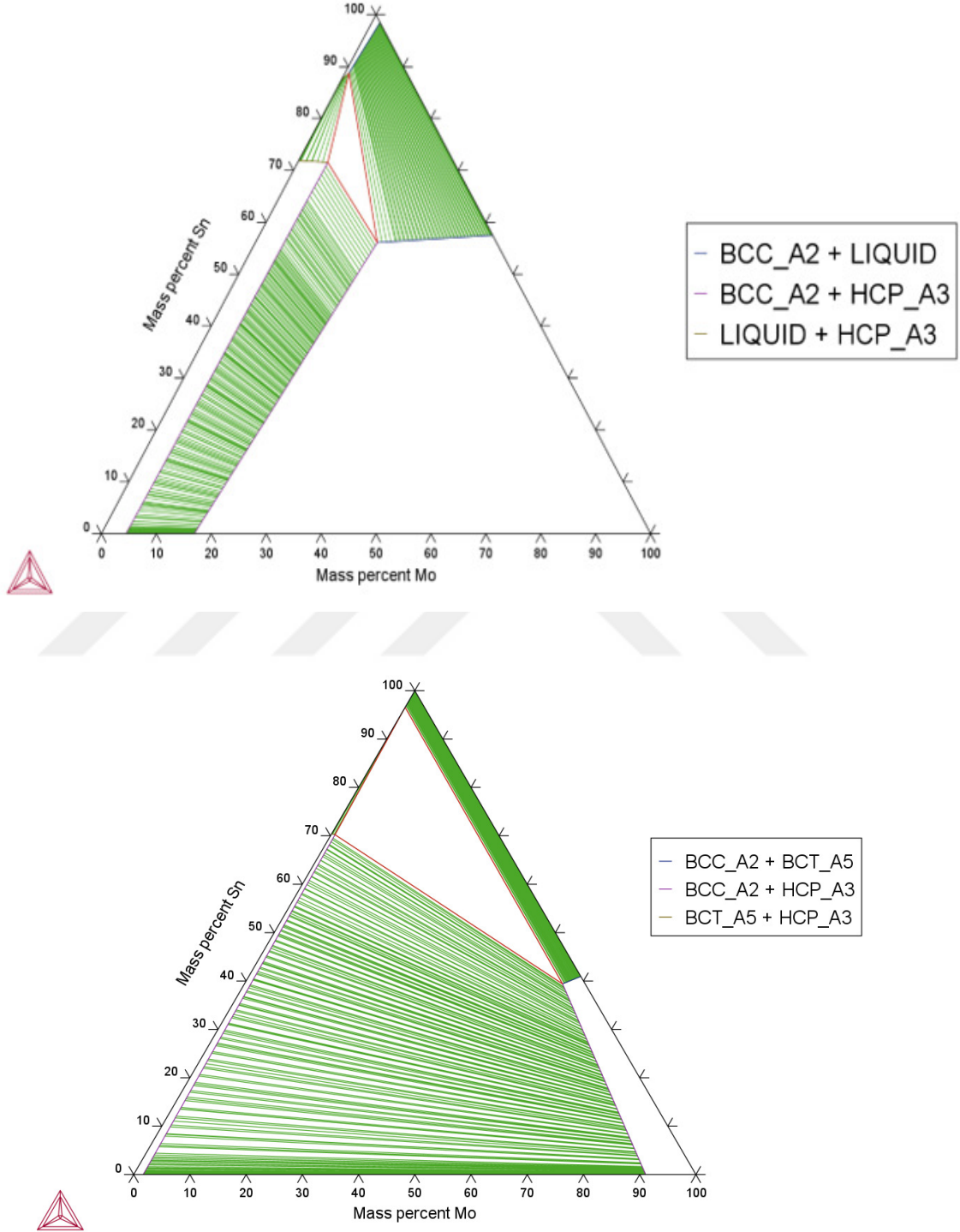
Şekil 4.9: Ti-Co ikili faz ve serbest enerji diyagramları

Aşağıdaki şekilde, Ti-Ta alaşımının ikili faz diyagramı ve serbest enerji diyagramları görülmektedir.



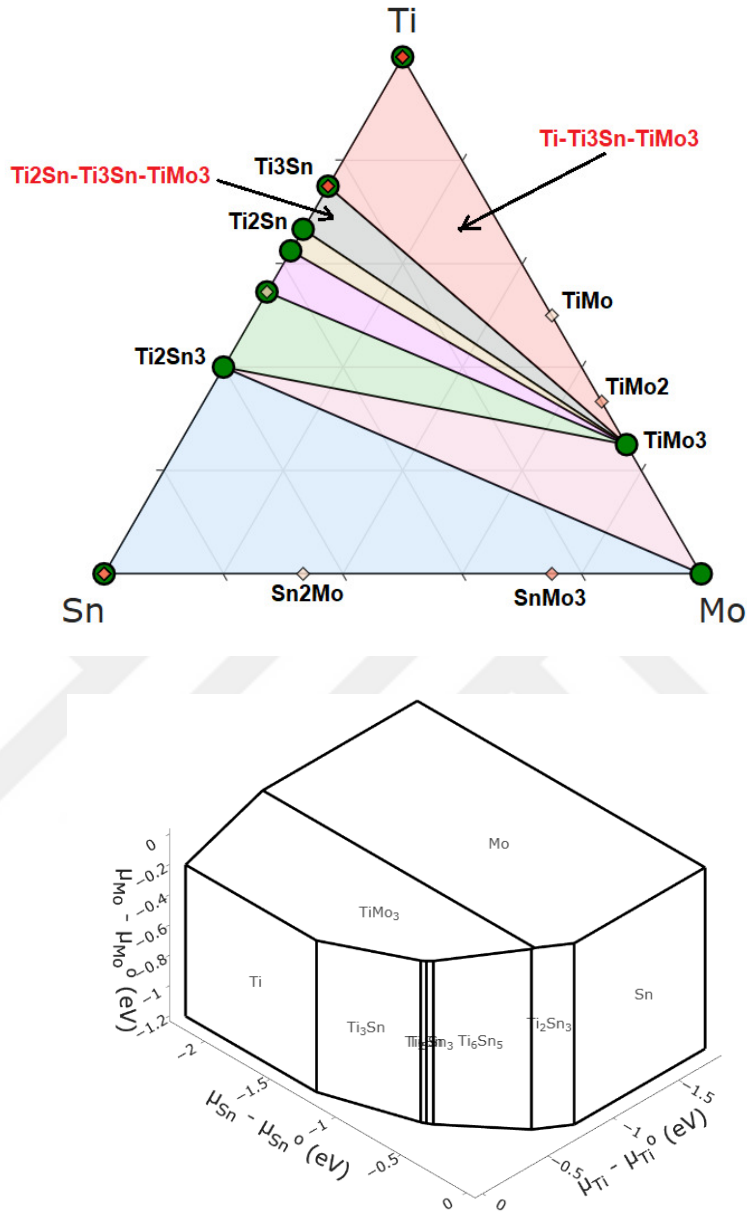
Şekil 4.10: Ti-Ta ikili faz ve serbest enerji diyagramları

Aşağıdaki Şekilde Ti-Mo-Sn üçlü faz diyagramı (a) 1000 °C, (b) 30 °C sıcaklıklarda görülmektedir.



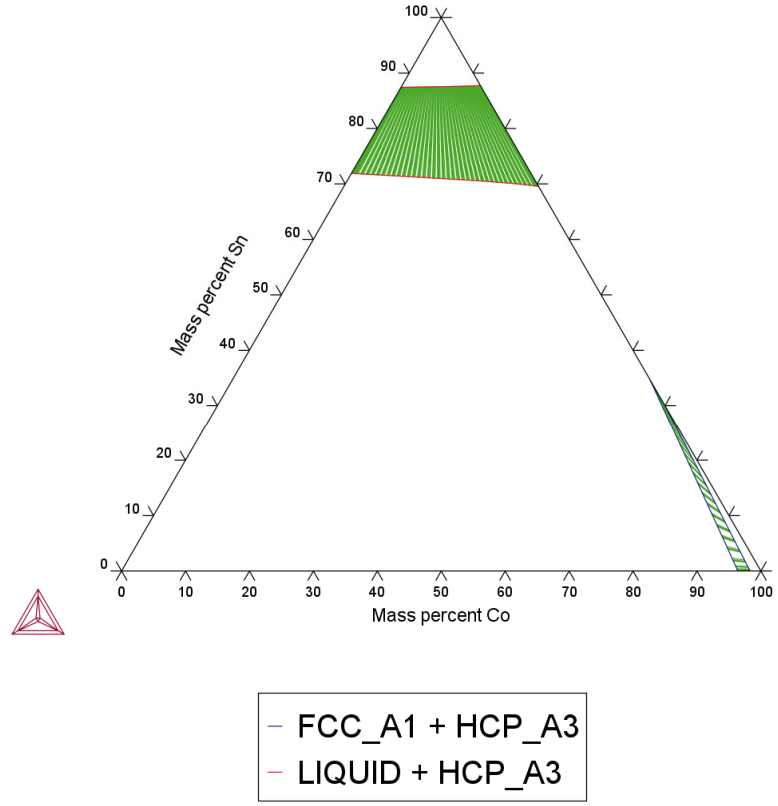
Şekil 4.11: Ti-Mo-Sn üçlü faz diyagramı a) 1000 °C, b) 30 °C

Aşağıdaki şekilde “Materials Project” yazılımı ile elde edilmiş Ti-Mo-Sn alaşımının a) faz diyagramı, b) kimyasal potansiyel diyagramı



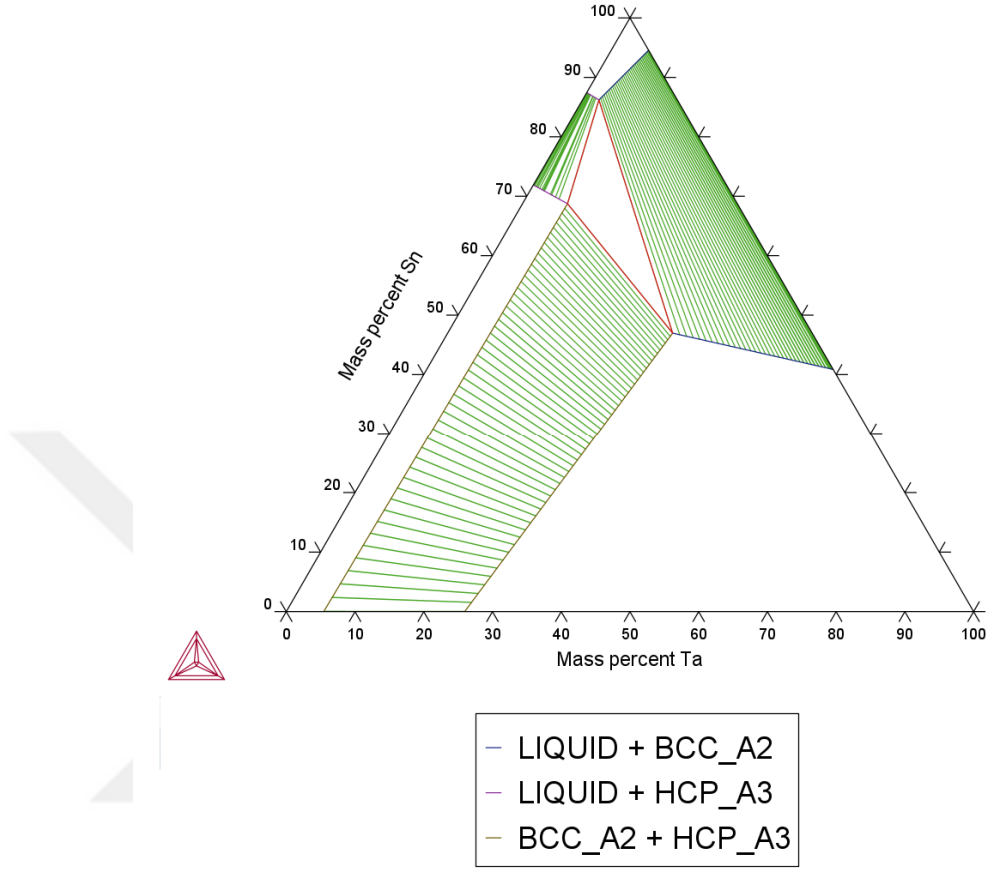
Şekil 4.12: Ti-Mo-Sn alaşımının a) faz diyagramı, b) kimyasal potansiyel diyagramı

Aşağıdaki Şekilde Ti-Co-Sn üçlü faz diyagramı ve fazlar görülmektedir.



Şekil 4.13: Ti-Co-Sn üçlü faz diyagramı

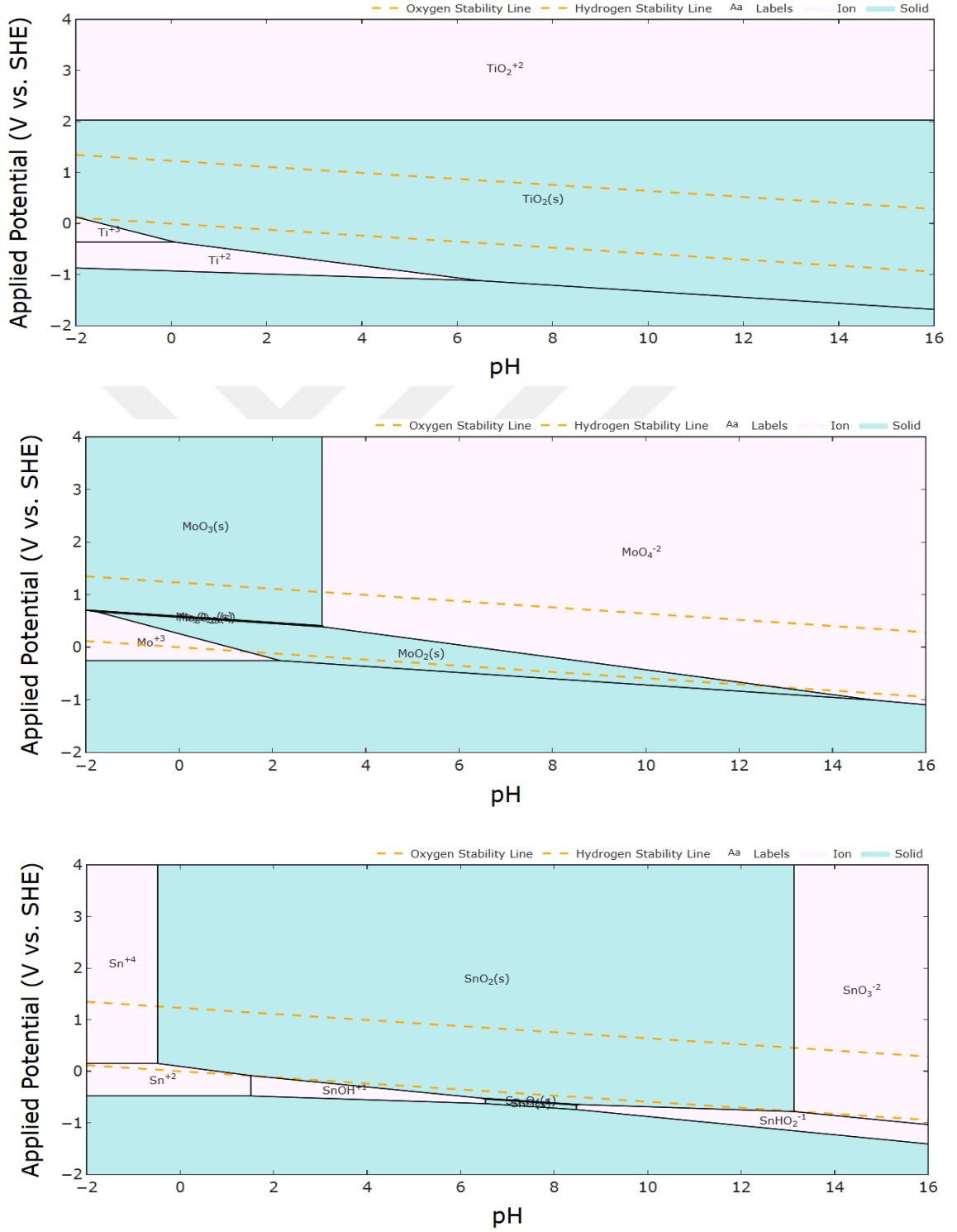
Aşağıdaki Şekilde Ti-Ta-Sn üçlü faz diyagramı ve fazlar görülmektedir.



Şekil 4.14: Ti-Ta-Sn üçlü faz diyagramı

Pourbaix Diyagramları

Aşağıdaki şekilde “Materials Project” yazılımı ile elde edilmiş Ti, Mo ve Sn elementlerinin Pourbaix diyagramları (pH-V diyagramları) görülmektedir.

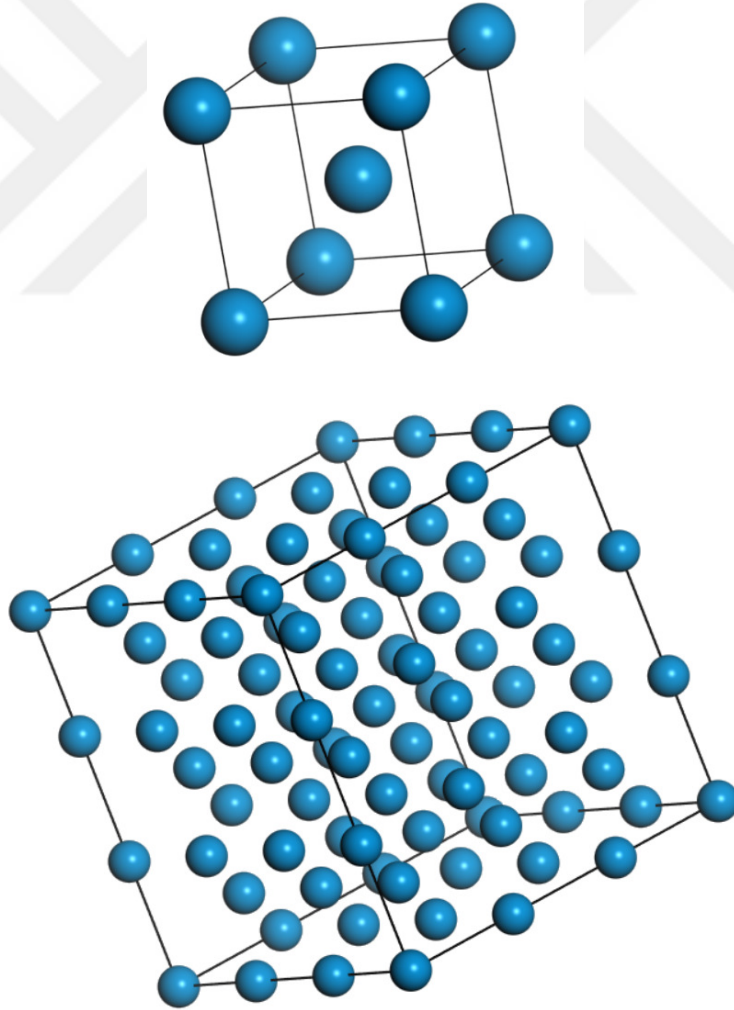


Şekil 4.15: Elementlerin Pourbaix diyagramları a) Ti, b) Mo, c) Sn

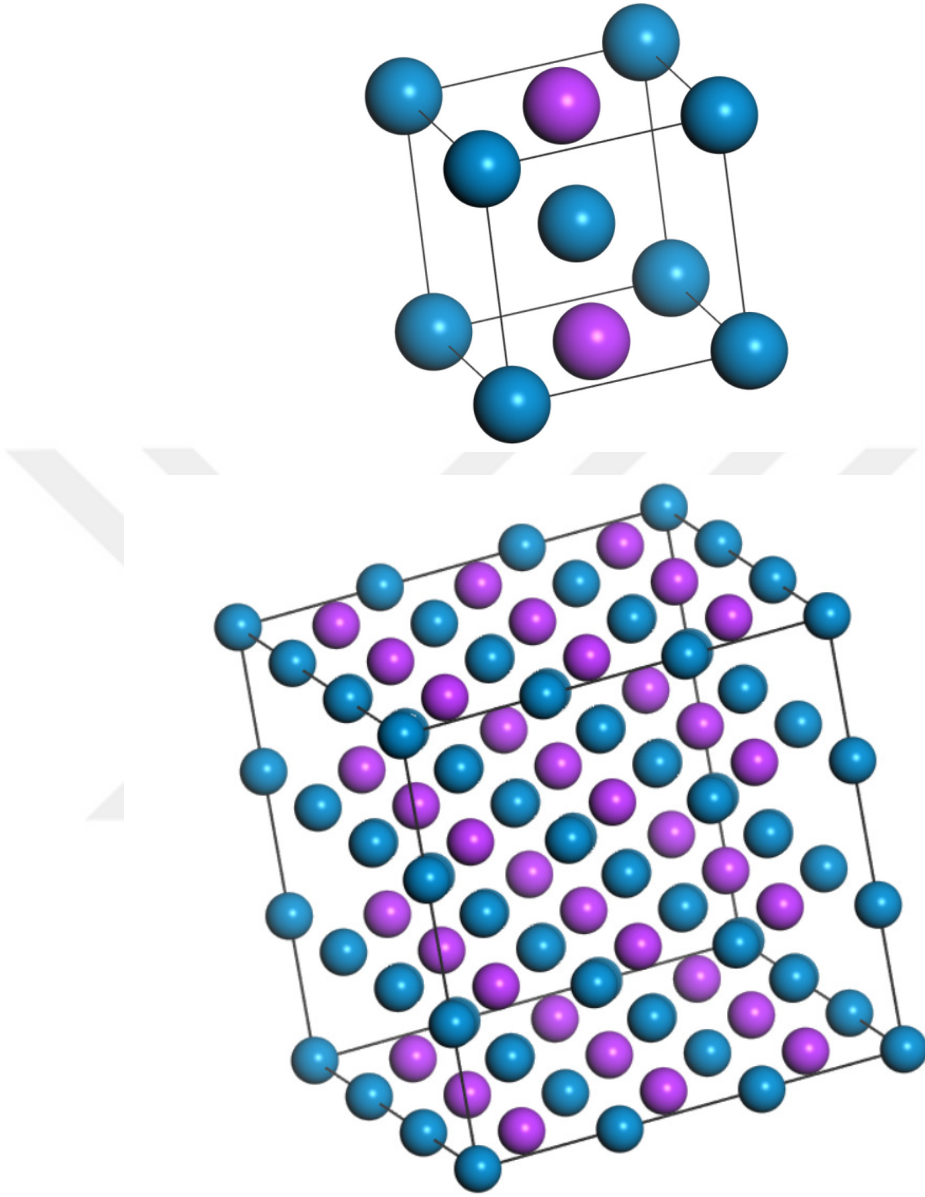
İlk Prensipler Esaslı Hesaplamalı Malzeme Bilimi (CASTEP)

Bu metotta pseudo potansiyelleri kullanılmaktadır. Bu potansiyel sadece valans elektronlarında etkin olan bir potansiyeldir. CASTEP programında yoğunluk fonksiyon teorisi kullanılarak; bir malzemenin fiziksel büyüklükleri hesaplanmaktadır. Enerjinin koordinata göre birinci türevi sisteme etki eden kuvveti verir. Kuvvetler sıfır olduğunda sistemin denge durumunu elde edilir. Enerjinin birinci türevinden sistem geometrisi elde edilir (geometrik optimizasyonu). Aşağıdaki şekilde incelenen alaşımların birim kafesi ve süperkafes yapısı görülmektedir. CASTEP yazılımı ile gerçekleştirilen ilk prensipler esaslı hesaplamalar için birim kafes ve süperkafes yapıları oluşturulmuş ve ardından hesaplamalar gerçekleştirilmiştir.

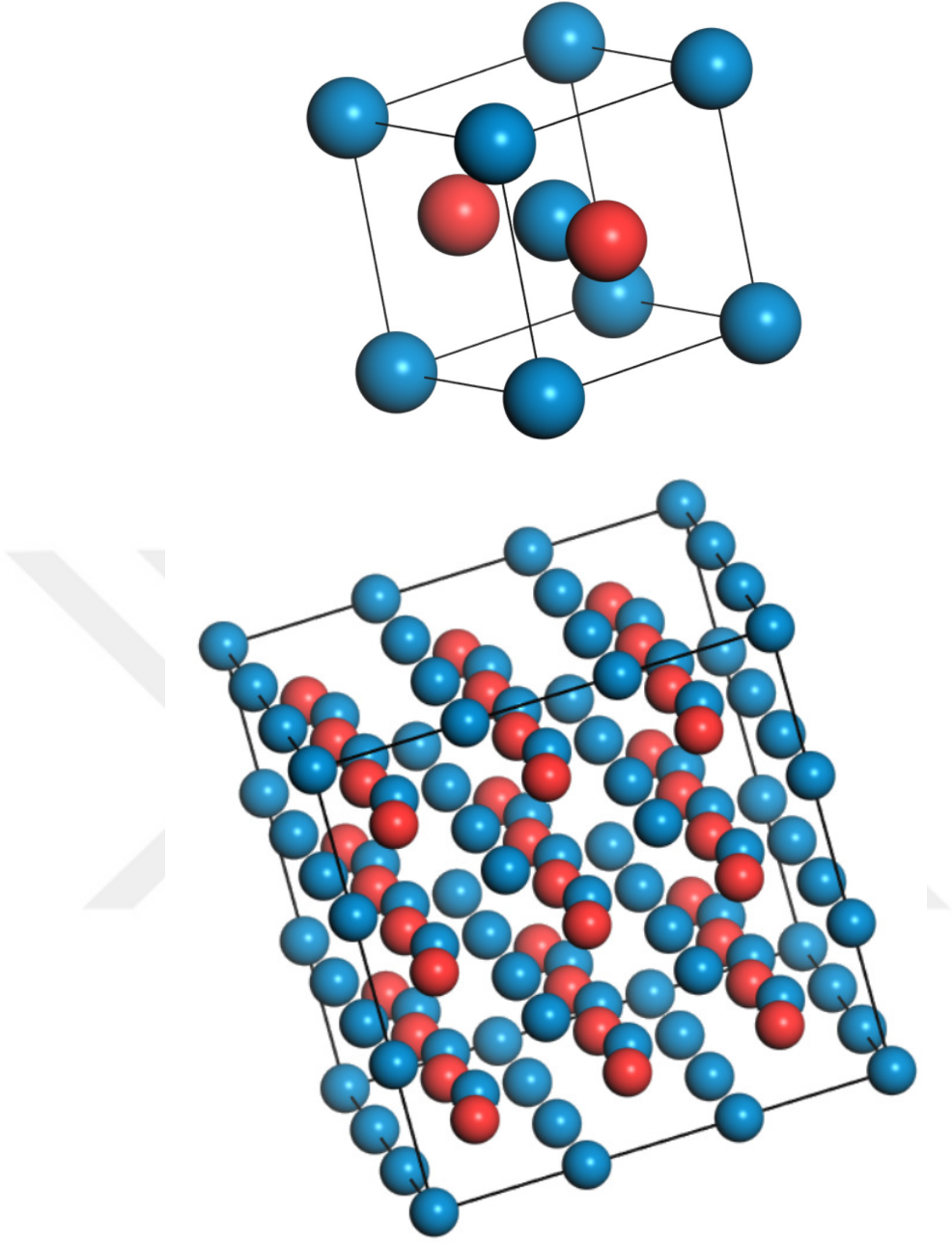
Kristal Kafes



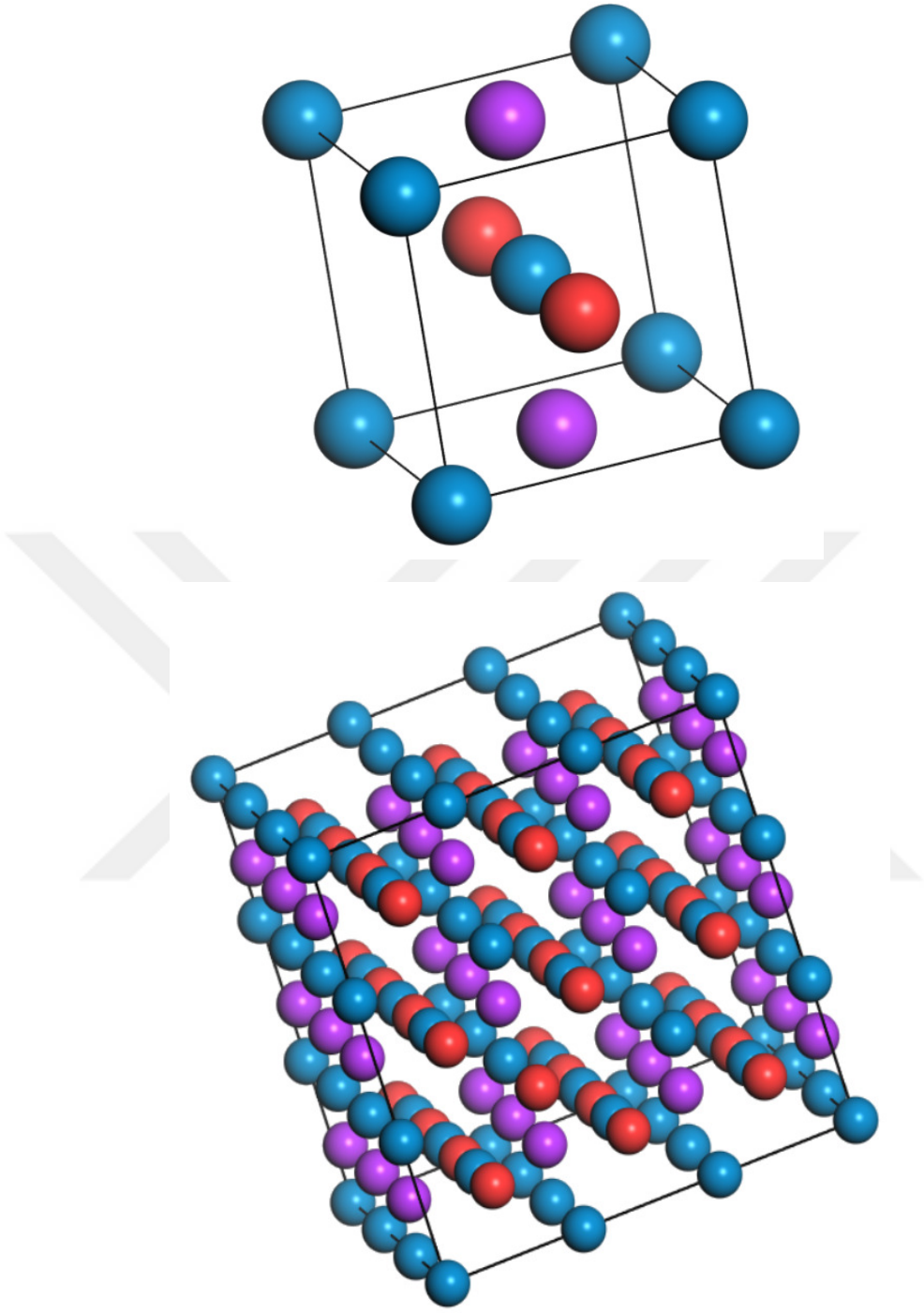
Şekil 4.17. Beta-Ti birim kristal kafes ($Im3m$), ve süperlatis



Şekil 4.18. Beta Ti-Mo birim kristal kafes (Im3m), ve süperlatis



Şekil 4.19. Beta Ti-Sn birim kristal kafes ($Im3m$), ve süperlatis



Şekil 4.20. Beta Ti-Mo-Sn birim kristal kafes ($Im3m$), ve süperlatis

Kafes Özellikleri

Aşağıdaki tabloda alaşımların CASTEP kodu ile hesaplanmış kafes parametreleri ve birim kafes hacimleri değerleri görülmektedir.

Görüldüğü gibi artan alaşım elementi ilavesi ile kafes parametresi ve birim kafes hacmi bir miktar artış göstermiştir.

Tablo 4.7. Alaşımların kafes parametreleri ve birim kafes hacimleri

Alaşım	a=b=c (Å)	Birim Kafes Hacmi (Å³)
Ti-5Sn	3.33	36.92
Ti-10Sn	3.34	37.25
Ti-10Co-10Sn	3.35	37.59
Ti-10Ta-10Sn	3.35	37.59
Ti-5Mo	3.34	37.25
Ti-10Mo	3.35	37.59
Ti -5Mo-5Sn	3.35	37.59
Ti -11Mo-8Sn	3.35	37.59
Ti-10Mo-10Sn	3.35	37.59

Elastik Özellikler

Üretilen alaşımların mekanik kararlılıkları Born-Huan kübik yapı mekanik kararlılık şartları dikkate alınarak incelenmiştir. Üretilen alaşımların elastik sabitleri hesaplanmış ve aşağıdaki bağıntılar ile mekanik kararlılık hesaplamaları gerçekleştirilmiştir.

$$C' = \frac{(C_{11} - C_{12})}{2} \quad (4.1)$$

$$A = \frac{2C_{44}}{C_{11} - C_{12}} \quad (4.2)$$

$$C_{11} + 2C_{12} > 0 \quad (4.3)$$

$$C_{11} - C_{12} > 0 \quad (4.4)$$

$$C_{44} > 0 \quad (4.5)$$

Kübik kristal kafes yapılarda C_{11} , C_{12} ve C_{44} bağımsız elastik değişkenlerdir

Aşağıdaki tabloda üretilen alaşımların CASTEP kodu ile hesaplanmış elastiklik sabitleri değerleri (C_{11} , C_{12} , C_{44}) ve anizotropi parametresi (A) görülmektedir.

Genel olarak elastiklik sabitleri değerleri (C_{11} , C_{12} , C_{44}) mekanik kararlılık kriterlerini (Eşitlik 4.3, 4.4, ve 4.5) sağlamakta olup alaşımların kararlı oldukları söylenebilir.

C^I değerinin negatif olması alaşımın kararsız olduğu, pozitif olması kararlı olduğu anlamına gelmekte olup, tüm C^I değerleri pozitif olduğundan mekanik kararlılık şartı sağlanmaktadır.

Görüldüğü gibi artan Sn ilavesi ile elastik sabitlerde düşüş artan alaşım Mo ilavesi ile elastik sabitlerde artış meydana gelmiştir.

Anizotropi katsayısı (A), alaşımın anizotropisi hakkında bilgi vermekte olup 1.0 değeri izotropik davranışı 1.0 değerinden farklı olması anizotropiyi göstermektedir. Genel olarak alaşımların anizotropi değerleri birbirine yakın olup 2.0 değeri yakınındadır.

Tablo 4.8. Alaşımların elastik sabitleri

Alaşım	C_{11} (GPa)	C_{12} (GPa)	C_{44} (GPa)	C^I (GPa)	A (GPa)
Ti-5Sn	110	80	30	15	2.0
Ti-10Sn	106	78	27	14	1,9
Ti-10Co-10Sn	108	79	28	14,5	1,9
Ti-10Ta-10Sn	109	79	29	15	1,9
Ti-5Mo	109	80	28	14,5	1,9
Ti-10Mo	109	81	29	14	2,0
Ti -5Mo-5Sn	104	77	25	13,5	1,8
Ti -11Mo-8Sn	108	79	28	14,5	1,9
Ti-10Mo-10Sn	106	78	27	14	1,9

Mekanik Özellikler

Tez kapsamında üretilen alaşımların Bulk modülü (B), Kayma modulu (G), Young's modülü (E), Poisson oranı (ρ), sertlik (H) değerleri aşağıdaki formüller kullanılarak hesaplanmıştır ve değerlendirilmiştir.

$$E = \frac{1}{5}(3C_{44} + C_{11} - C_{12}) \quad (4.6)$$

$$B = \frac{1}{3}(C_{11} + 2C_{12}) \quad (4.7)$$

$$G = \frac{C_{11} - C_{12} + 3C_{44}}{5} \quad (4.8)$$

$$\rho = \frac{3B - 2G}{2(3B + G)} \quad (4.9)$$

$$(H_V)_{Tian} = 0.92 \left(\frac{G}{B} \right)^2 G^{0.708} \quad (4.10)$$

Aşağıdaki tabloda alaşımların CASTEP kodu ile hesaplanmış Bulk modülü (B), Kayma modülü (G), Young modülü (E), Poisson oranı (ρ), G/B oranı (Pugh oranı), sertlik değeri (H) ve kırılma tokluğu (K) değerleri görülmektedir.

Sn ilavesi ile Bulk modülü (B), Kayma modülü (G), Young modülü (E) değerlerinde bir miktar düşüş meydana gelmiştir. Mo ilavesi ile ise değerlerde artış meydana gelmiştir.

Genel olarak Poisson oranı bağ yapısı, plastik deformasyon kapasitesi ve süneklik hakkında bilgi vermekte olup 0.3 ve üzerinde sünek davranış görülmektedir. Gevrek ve kovalent malzemelerde Poisson oranı yaklaşık 0.1 değerindedir.

Pugh değeri sünek-gevrek davranış için bir kriter olup 0.57 değerinden düşük olması sünek karakteri işaret etmektedir.

Tablo 4.9. Alaşımların mekanik özellikleri

Alaşım	B (GPa)	G (GPa)	E (GPa)	ρ	G/B	H (GPa)	K (MPa m^{1/2})
Ti-5Sn	101	31	84,36826	0.31	0,36	9,3	2.1
Ti-10Sn	97	29	79,11563	0.36	0,30	4,7	2.1
Ti-10Co-10Sn	101	33	89,27679	0.35	0,30	4,7	2.1
Ti-10Ta-10Sn	101	31	84,36826	0.36	0,30	5,1	2.1
Ti-5Mo	100	30	81,81818	0.36	0,32	6,2	2.1
Ti-10Mo	98	29	79,18885	0.36	0,33	6,6	2.1
Ti -5Mo-5Sn	101	33	89,27679	0.35	0,33	7,1	2.1
Ti -11Mo-8Sn	99	30	81,74312	0.36	0,33	7,0	2.1
Ti-10Mo-10Sn	101	31	84,36826	0.36	0,34	7,6	2.1

Debye Sıcaklığı

Alaşımın Debye sıcaklığı aşağıdaki bağıntılar ile belirlenmiştir.

$$\Theta_D = \frac{h}{k_B} \left[\frac{3n}{4\pi} \left(\frac{N_A \rho}{M} \right) \right]^{1/3} V_m \quad (4.11)$$

$$V_l = \sqrt{\frac{3B + 4G}{3\rho}} \quad (4.12)$$

$$V_t = \sqrt{\frac{G}{\rho}} \quad (4.13)$$

$$V_m = \left[\frac{1}{3} \left(\frac{2}{V_t^3} + \frac{1}{V_l^3} \right) \right]^{-1/3} \quad (4.14)$$

h : Planck sabiti,

k_B : Boltzman sabiti,

n : atom sayısı

N_A Avogadro sayısı,

ρ yoğunluk,

M : kütle is the mass per formula unit and

V_m : dalga hızı

Tablo 4.10. Alaşımın Debye sıcaklığı değerleri

Alaşım	Debye Sıcaklığı (K)
Ti-5Sn	450
Ti-10Sn	410
Ti-10Co-10Sn	420
Ti-10Ta-10Sn	420
Ti-5Mo	280
Ti-10Mo	230
Ti -5Mo-5Sn	350
Ti -11Mo-8Sn	270
Ti-10Mo-10Sn	295

Hesaplama Malzeme Bilimi ve Deneysel Sonuçların Karşılaştırılması

Aşağıdaki tablolarda ilk prensipler esaslı hesaplama malzeme bilimi (CASTEP) yazılımı ile elde edilen sonuçlar ile deneysel sonuçların karşılaştırılması görülmektedir.

Tablo 4.11: Alaşımların deneysel ve hesaplamalı sertlik değerleri

Alaşım	Denesel Sertlik (HV3)	Denesel Sertlik (GPa)	CASTEP Sertlik (GPa)
Ti-5Sn	296	2.90	9,3
Ti-10Sn	280	2.74	4,7
Ti-10Co-10Sn	313	3.06	4,7
Ti-10Ta-10Sn	300	2.94	5,1
Ti-5Mo	312	3.05	6,2
Ti-10Mo	330	3.23	6,6
Ti -5Mo-5Sn	302	2.96	7,1
Ti -11Mo-8Sn	309	3.03	7,0
Ti-10Mo-10Sn	314	3.07	7,6

Tablo 4.12: Alaşımların deneysel ve hesaplamalı elastisite modülleri

Alaşım	Denesel E (GPa)	CASTEP E (GPa)
Ti-5Sn	91	84,36826
Ti-10Sn	87	79,11563
Ti-10Co-10Sn	93	89,27679
Ti-10Ta-10Sn	91	84,36826
Ti-5Mo	92	81,81818
Ti-10Mo	89	79,18885
Ti -5Mo-5Sn	93	89,27679
Ti -11Mo-8Sn	90	81,74312
Ti-10Mo-10Sn	91	84,36826

Alaşımların Faz Yapısını İnceleme alışmaları (d-elektron Alaşım Tasarım Teorisi)

Aşağıdaki Tabloda, alaşım elementlerinin Bo, Md, (Mo)_{eşdeğer} ve valans elektron konsantrasyon (VEC) değerleri görülmektedir.

Tablo 4.13: Kullanılan alaşım elementlerinin VEC değerleri

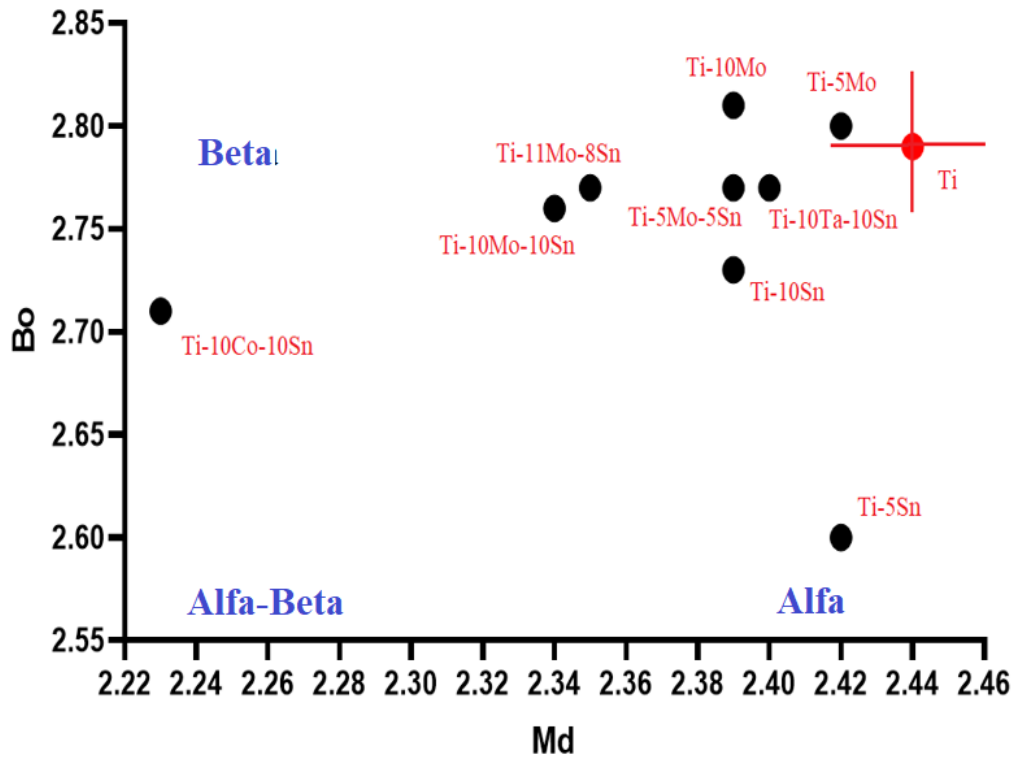
	Element				
	Co	Ta	Mo	Ti	Sn
VEC	9	5	6	4	4
Bo	2.529	3.144	3.063	2.791	2.283
Md	0.807	2.531	1.961	2.447	2.100
Mo	1.7	0.2	1.0	0	0

Aşağıdaki tabloda tez kapsamında retilen Ti alaşımlarının Bo (bağ derecesi), Md (ortalama d-orbital enerjisi), (Mo)_{eşdeğer} (Molibden eşdeğer) ve VEC değerleri görülmektedir.

Tablo 4.14: Ti alaşımlarının VEC, Mo, Bo ve Md değerleri

Alaşım	VEC	Bo	Md	(Mo) _{eşdeğer}
Ti-5Sn	4.0	2.60	2.42	0
Ti-10Sn	4.0	2.73	2.39	0
Ti-10Co-10Sn	4.5	2.71	2.23	17
Ti-10Ta-10Sn	4.1	2.77	2.40	2
Ti-5Mo	4.1	2.80	2.42	5
Ti-10Mo	4.2	2.81	2.39	10
Ti -5Mo-5Sn	4.1	2.77	2.39	5
Ti -11Mo-8Sn	4.2	2.77	2.35	11
Ti-10Mo-10Sn	4.2	2.76	2.34	10

Aşağıdaki şekilde tez kapsamında üretilen alaşımların ve referans saf Ti metalinin Bo-Md değerlerinin grafiği görülmektedir. Ti metalinin sol-üst bölgesinde izomorf-beta Ti fazı, sol-alt bölgesinde ise ötektik-Ti fazı oluşmaktadır. Ti metalinin sağ tarafında alfa-Ti fazı meydana gelmektedir. Genel olarak tüm alaşımlar beta-Ti fazı oluşturacak değerlere sahiptir. Ti-10Mo ve Ti-5Mo alaşımları izomorf-beta Ti bölgesinde bulunmaktadır. Ti-10Mo-10Sn, Ti-11Mo-8Sn, Ti-5Mo-5Sn, Ti-10Sn, Ti-10Ta-10Sn ve Ti-10Co-10Sn alaşımları ise ötektik-beta Ti bölgesinde bulunmaktadır. Alfa-Ti bölgesinde bulunan alaşım yoktur.



Şekil 4.21: Alaşımların Bo-Md grafiği

5. TARTIŞMA

Bu tez çalışmasında, biyomedikal uygulamalar için yenilikçi ikili ve üçlü titanyum alaşımlarının üretilmesi ve karakterizasyonu gerçekleştirilmiştir. Tez kapsamında düşük elastisite modülüne sahip Ti-Sn, Ti-Mo, Ti-Mo-Sn esaslı beta titanyum alaşımları üretilmiştir. Tez kapsamında, Ti-Sn, Ti-Mo, Ti-Mo-Sn esaslı ikili ve üçlü titanyum alaşımları geleneksel toz metalurjisi (presleme-sinterleme) yöntemi ile üretilmiş olup; ikili ve üçlü alaşım tozları mekanik alaşımlama (bilyeli değirmen) yöntemi ile hazırlanmıştır. Tozların hazırlanmasının ardından, presleme ile ham numuneler üretilmiştir. Daha sonra ham numuneler 1100-1250 °C arasında 1 saat süre ile sinterlenmiştir. Tez kapsamında, alaşım elementlerinin (Mo ve Sn) alaşımın özelliklerine etkileri incelenmiştir. Üretilen malzemelerin mikroyapısı tahribatlı (aşınma, sertlik) ve tahribatsız (ultrasonik test, girdap akımları) yöntemler ile incelenmiştir. Ayrıca titanyum alaşımı ürünlerin korozyon davranışları SBF çözeltisi içerisinde açık devre potansiyel, Tafel, empedans elektrokimyasal spektroskopisi yöntemleri kullanılarak incelenmiştir. Titanyum alaşımlarının özellikleri hesaplamalı malzeme mühendisliği esaslı yazılımlar kullanılarak incelenmiş ve kompozisyon optimize edilmiştir. |

Titanyum, bir geçiş metali olup buna bağlı olarak yüksek mekanik özellikler ve allotropi göstermektedir. Titanyumun atom çapı orta seviyede olup genel olarak hafif bir metaldir. Ayrıca, titanyum alaşımlarının termal iletkenlikleri ve termal genleşmeleri düşük, korozyon dirençleri üst düzeydedir. Hafif olması ve üstün mekanik özellikleri nedeniyle titanyum alaşımları önemli bir mühendislik malzemesi olarak çeşitli kritik alanlarda kullanılmaktadır. Titanyum içerisine ilave edilen alaşım elementleri, allotropik dönüşüm sıcaklığında yaptıkları etkiye bağlı olarak etkisiz elementler, beta kararlaştırıcı elementler ve alfa kararlaştırıcı elementler olarak üç sınıfta gruplandırılmaktadır. Ayrıca, titanyum alaşımlarında kararsız (metastabil veya yarıkararlı) fazlar da bulunmaktadır. Bu fazlar belirli kimyasal bileşime sahip titanyum alaşımlarında su verme sonucunda oluşmaktadır. Başlıca denge dışı fazlar omega, martenzit, β^I , metastable-beta fazlarıdır. Ancak, omega, martenzit, β^I , metastable-beta fazlarından difüzyon oluşumu için uygun zamanın varlığında kararlı fazlar oluşmaktadır. Beta kararlaştırıcı elementlerin kritik bir seviyeyi aştığında, hızlı soğutma ile meydana gelen yapı yarı metastable-beta titanyum olarak adlandırılmaktadır.

Genel olarak titanyum alaşımlarının sıcaklık dayanımı alüminyum alaşımlarından üstün olup çelik ve süperalaşımlardan düşüktür. Diğer yandan titanyum alaşımlarının spesifik mukavemeti alüminyum alaşımlarından, çeliklerden ve süperalaşımlardan üstün olup karbon fiber takviyeli kompozit malzemelerden düşüktür [1]. Titanyuma ilave edilen metalik alaşım elementlerinin alfa kararlaştırıcı, beta kararlaştırıcı ve etkisiz olmak üzere üç etkisi bulunmaktadır. Ayrıca, beta kararlaştırıcı elementler izomorf ve ötektik yapıcılar olarak iki alt dala ayrılmaktadır. Al, O, C ve N elementleri alfa-Ti kararlaştırıcıdır. V, Mo, Ta, Nb elementleri izomorf beta-Ti yapıcı, Fe, Cr, Mn, Ni, Cu elementleri ile ötektik beta-Ti yapıcıdır. Zirkonyum ve kalay etkisizdir [12]. Titanyum alaşımlarında titanyuma ilave edilen çeşitli alaşım elementlerinin valens elektron sayıları, su verme sonucu %100 beta fazı elde edilmesi için ilave edilmesi gereken miktarları (β_c) ve (β_c) değerinde atom başına ortalama valens elektron sayıları gibi beta fazına etkileri önem taşımaktadır. En yüksek valens elektron sayısı nikel atomunda ve hemen ardından kobalt atomunda bulunmaktadır. En düşük valens elektron sayısı V ve Ta atomlarında bulunmaktadır. Su verme sonucu %100 beta fazı elde edilmesi için ilave edilmesi gereken alaşım elementi miktarları (β_c) değerlerinde en düşük değer Fe atomunda (en güçlü beta fazı oluşturucu) hemen ardından Cr ve Mn atomlarındadır. Ta elementi en düşük etkiye sahip olup, ardından W ve hemen ardından Mo gelmektedir. Titanyum alaşımlarında beta-Ti fazının kararlılığını belirlemede kullanılan yöntemlerden biri literatürde bilinen molibden eşdeğeri parametresinin kullanılmasıdır. Bu parametre için titanyuma ilave edilen metalik alaşım elementlerinin ağırlıkça oranlarını içeren bir bağıntı kullanılmaktadır. En ciddi etkiyi Fe, Cr, Co, Mo ve Mn göstermekte ve molibden eşdeğerini büyük miktarda arttırmaktadırlar (beta-Ti fazı oluşumunu kolaylaştırmaktadırlar). V, Nb, W, Ta, Ni, Nb elementleri de molibden eşdeğerini arttırmaktadırlar ve beta-Ti fazı oluşumunu kolaylaştırmaktadırlar. Al ilavesi molibden eşdeğerini azaltıp beta-Ti fazı oluşumunu zorlaştırmaktadır [14].

Tez kapsamında gerçekleştirilen deneysel çalışmaların sonuçların literatür ışığında tartışılması ve değerlendirilmesi özet olarak aşağıda verilmektedir:

Toz Metalurjisi

Tez kapsamında üretilen sinterlenmiş numunelerde şişme, büzülme, çatlama, distorsiyon görülmemiş, başarılı bir sinterleme işlemi gerçekleştirilmiştir. Toz metalurjisi tekniğinin oldukça aktif bir metal olan titanyum için döküm yöntemine kıyasla uygun bir yöntem olduğu söylenebilir.

Engin [23], mikro gözenekli titanyum numunelerin toz enjeksiyon kalıplama (TEK) yöntemiyle üretimi ve karakterizasyonunu gerçekleştirmiştir. Boşluk yapıcı olarak kullandıkları PMMA parçacıklarının tane boyutu ve malzemeye katılma oranı ayarlanarak gözenek miktarı ve boyutu belirlenmiştir. Kafkas ve Ebel [29], Ti-24Nb-4Zr-8Sn alaşımını enjeksiyon kalıplama yöntemiyle üretmişlerdir. Numuneleri 1400 °C ve 1500 °C sıcaklıkta vakum ortamında 2 ve 4 saat sürelerle sinterlemişlerdir. 1400 °C sıcaklıkta sinterlenen numunenin elastisite modülünü 54 GPa ve 1500 °C sıcaklıkta sinterlenen numunenin elastisite modülünü 62 GPa olarak bulmuşlardır. Obaida [34] gerçekleştirdiği tez kapsamında; toz metalurjisi tekniği kullanılarak gözenekli Ti-15Mo-2In alaşımı hazırlanmış ve biyomedikal uygulamalar için uygunluğu değerlendirilmiştir. Gözenekli Ti-15Mo-2In alaşımı, %53,83 gözeneklilik ile farklı oranlarda (%20, 30, %50 ve 60) gözenek oluşturucu madde olarak tuz (NH₄HCO₃) kullanılarak imal edilmiştir. Basınç dayanımı, elastik modül ve sertlik dahil olmak üzere malzemenin mekanik özellikleri, standart test yöntemleri kullanılarak karakterize edilmiştir. Sonuç olarak, toz metalurjisi kullanılarak hazırlanan gözenekli Ti-15Mo-2In alaşımının, mükemmel biyouyumluluğu, mekanik özellikleri ve hücre büyümesini teşvik etme yeteneği nedeniyle biyokimyasal uygulamalar için uygun bir malzeme olduğu ifade edilmiştir. Ma ve diğerleri [30], Mekanik alaşımlama ve sıcak izostatik presleme yöntemiyle Ti-22Nb-6Zr alaşımını üretmişlerdir. Alaşımın mikroyapısının beta-Ti ve α'' fazlarından oluştuğunu tespit etmişlerdir. Alaşımın süperelastik özellikler (%3 geri dönüşüm) gösterdiğini ifade etmişlerdir. Numuneleri 1200 °C sıcaklıkta 6 saat sinterlemişlerdir.

Mikroyapı ve Biyouyumluluk

Çalışmada hammadde olarak kullanılan titanyum tozları üretim tekniklerine bağlı olarak karmaşık şekillidir ve genel olarak homojen boyut aralığındadır. Sinterlenmiş numunelerin mikroyapısında makro ve mikro çatlaklar gözlenmemiştir. Ayrıca mikroyapıda gözenek bulunmadığı da görülmektedir. Sonuç olarak yeterli bir sinterlenme meydana geldiği söylenebilir. Genel olarak mikroyapı beta-Ti matris ve bir miktar alfa-Ti fazı içermektedir. Ayrıca tane sınırlarında bir miktar intermetalik bileşikler görülmektedir.

Elden [33] gerçekleştirdiği tez kapsamında; tane inceltici olarak bilinen bor (B) elementinin Ti-40,5 Nb (ağırlıkça yüzde) alaşımının mekanik ve korozyon özelliklerine etkisi incelemiştir. Bu amaçla, farklı bor içeriğine (ağırlıkça yüzde 0,05, 0,1, 0,2, 0,5, 1 ve 2) sahip alaşımları üretmek için Vakum Ark Ergitme (VAM) yöntemi kullanılmıştır. Potansiyodinamik korozyon testleri ile alaşımların elektrokimyasal özellikleri belirlenmiştir. Tüm alaşımların β bakımından zengin bir mikroyapıya sahip olduğu görülmüştür. β matrisi içinde özellikle tane sınırlarında yoğunlaşmış α yapıları mevcuttur. B miktarı % 0,05 olan alaşımda α yapıları kümeleşmiştir ve bu durum daha yüksek miktarlarda B ilavesi ile ortadan kalkmaktadır. En yüksek sertlik değeri % 2 B içerikli alaşımda 350-370 HV olarak ölçülmüştür. B miktarında artış ile yapıda sıkça gözlenen birincil kaba TiB tanelerinin sertliği arttırdığı sonucuna varılmıştır. Yaşlandırma sonrasında mikroyapıda homojen dağılan küçük α faz çökeltileri ve mikroyapıda gözlenemeyen ancak XRD ile uzun tarama sonrası tespit edilen α'' ve ω fazları nedeniyle sertlik değerlerinde artış meydana gelmiştir. 1000°C sıcaklıktan su verme sonrasında mikroyapıda oluşan α'' çökelti fazlarının sertliği önemli ölçüde arttırdığı sonucuna varılmıştır. Alaşımların potansiyodinamik polarizasyon testlerinde dielektrik kırılma potansiyeline ulaşamadığı için numunelerin 0,5 V'taki pasiflik akım değerleri okumuştur. Ti-Nb ve Ti-Nb-B alaşımlarının Ti64 alaşımına göre daha düşük pasif akım yoğunluğuna sahip olduğu belirlenmiştir. Bu bilgiler doğrultusunda Ti-Nb alaşımının üzerinde oluşan pasif filmin daha koruyucu olduğu görülmüştür.

Çalışkan [32] gerçekleştirdiği tez kapsamında; titanyum üzerinde anodizasyon işlemi ile nanotüpler oluşturularak yüzey alanı genişletmiştir. Uygulanan anodizasyon işleminde, üç farklı elektrolit çözeltisinde üç farklı voltaj uygulanmıştır. Titanyum üzerinde yapılan anodizasyon sonrasında aynı kimyasal bileşime ve titanyum nanotüp morfolojisine sahip örnekler üzerinde osteoblast hücrelerinin yapışma ve çoğalması incelenmiştir. Yüzeyinde

titanyum nanotüp yapılar meydana getirilen titanyum plakalara antibakteriyel etkinlik çalışmaları yapılmıştır. İmplantların antibakteriyel özellikleri disk difüzyon metodu ile incelenmiştir. Gentamisin yüklenen titanyum plakaların üzerinde canlı bakteri miktar tayini kantitatif biyofilm ölçümü ile yapılmıştır. Çalışmalar sonucunda, anodizasyon yöntemi ile yüzey modifikasyonu yapılmış titanyum plakalar, modifikasyon yapılmamış plakalar ile kıyaslandığında; osseointegrasyon (kemik bütünleşmesi) ve yüzey alanının artmasına bağlı olarak yüklenen gentamisin miktarı artmış ve salım süreleri uzamıştır.

Kim ve diğerleri [28], ortopedik implant amaçlı Ti esaslı alaşımlar üretmişlerdir. Üretilen numunelere kimyasal yüzey işlemler gerçekleştirilmişlerdir. Üretilen sinterlenmiş alaşımlar NaOH çözeltisine daldırılmıştır. Bu işlemde sonra, Ti alaşımları yüksek sıcaklıklara ısıtılmıştır. Isıl işlem neticesinde numunelerin yüzeyinde titanat film oluştuğunu belirlemişlerdir. Üretilen numuneleri SBF çözeltisine daldırıp biyoaktivite özelliklerini incelemişlerdir. Sonuç olarak, kimyasal-ısı yüzey işlem neticesinde oluşan aktif yüzeyin SBF çözeltisi içerisinde bekletme sırasında kemik-benzeri biyoaktif film oluşumunun gözlemlendiğini ve biyoaktivitenin sağlandığını tespit etmişlerdir.

Alaşım Elementleri

Liu ve diğerleri [25], Ti esaslı alaşımlara Cu ilavesinin etkisini incelemişlerdir. Ti-Cu alaşımlarının antibakteriyel davranışını deneysel olarak araştırmışlardır. Titanyuma % 2, 5 ve 25 oranlarında Cu ilavesi gerçekleştirmişlerdir. Sonuç olarak, titanyuma yapılan Cu ilavesinin Ti alaşımına antibakteriyel davranış kazandırdığı sonucuna varmışlardır. Antibakteriyel davranış açısından optimum Cu ilavesinin % 3-5 oranında olması gerektiğini ifade etmişlerdir.

Zhang ve diğerleri [26], biyomedikal implant amaçlı Ti-Cu alaşımlarını üretip, antibakteriyel özelliklerini incelemişlerdir. Numuneler geleneksel toz metalurjisi yöntemi ile üretilmiştir. Üretilen numunelerin elektrokimyasal korozyon özellikleri incelenmiştir. Cu ilavesinin Ti alaşımına antibakteriyel özellikler kazandırdığını ifade etmişlerdir. Numunelerin mikroyapısında Cu-esaslı intermetalik fazlar tespit edilmiştir.

Moshokoa ve diğeri [35] Ti-Mo alaşımlarını üretmişler ve Bo-Md teorisi ışığında incelemişlerdir. Elastisite modülünün 110-70 GPa arasında değiştiğini ve 10-13 arasında artan Mo ile azaldığını tespit etmişlerdir.

Ho ve diğeri [37] Ti-Sn alaşımlarını incelemişler ve sertlik değerlerinin 250-300 HV arasında olduğunu tespit etmişlerdir.

Azamat ve diğeri [38] ortopedik uygulamalar için %5-20 arasında Sn içeren Ti-Sn alaşımlarını incelemişlerdir. Sertlik değerleri 2.5-5.5 GPa arasında elde edilmiştir. Elastisite modülü 90-100 GPa arasında elde edilmiştir.

Mekanik Özellikler

Çalışma kapsamında en yüksek elastisite modülü Ti-10Co-10Sn üçlü alaşımında elde edilmiştir. En düşük elastisite modülü tamamen beta fazı içeren Ti-10Mo ikili alaşımında elde edilmiştir.

Çalışma kapsamında en yüksek aşınma direnci Ti-10Mo ikili alaşımında ve Ti-10Co-10Sn üçlü alaşımında elde edilmiştir. En düşük aşınma direnci Ti-10Sn ikili alaşımında elde edilmiştir. Mo ilavesi ve Co ilavesi aşınma direncini arttırmış Sn ilavesi bir miktar azaltmıştır.

Çalışma kapsamında en yüksek sertlik değerleri Ti-10Mo ikili alaşımında elde edilmiştir. En düşük en sertlik değerleri Ti-10Sn ikili alaşımında elde edilmiştir. Mo ilavesi sertlik değerini arttırmış Sn ilavesi bir miktar azaltmıştır. Guo ve diğeri [31], Ti-Nb-Ta-Zr-O alaşımını toz metalurjisi-sıcak dövme yöntemiyle üretmişlerdir. Numuneler 1300 °C sıcaklıkta 4-16 saat süreyle vakum ortamında sinterlenmiştir. Daha sonra numuneler 1150 °C sıcaklıkta sıcak dövülmüştür. Numunelerin elastisite modülü 45 GPa olarak tespit edilmiştir.

Moshokoa ve diğeri [35] Ti-Mo alaşımlarını üretmişler ve Bo-Md teorisi ışığında incelemişlerdir. Elastisite modülünün 110-70 GPa arasında değiştiğini ve 10-13 arasında artan Mo ile azaldığını tespit etmişlerdir.

Ho ve diğeri [37] Ti-Sn alaşımlarını incelemişler ve sertlik değerlerinin 250-300 HV arasında olduğunu tespit etmişlerdir.

Azamat ve diğeri [38] ortopedik uygulamalar için %5-20 arasında Sn içeren Ti-Sn alaşımlarını incelemişlerdir. Sertlik değeri 2.5-5.5 GPa arasında elde edilmiştir. Elastisite modülü 90-100 GPa arasında elde edilmiştir.

Elektrokimyasal Korozyon

Çalışma kapsamında Tafel testleri ile tespit edilen en dūřuk elektrokimyasal korozyon hızı Ti-10Mo ikili alaşımında elde edilmiştir. En yūksok korozyon hızı Ti-10Sn ikili alaşımında elde edilmiştir. Mo ilavesi ve Co ilavesi korozyon hızını azaltmış Sn ilavesi bir miktar arttırmıştır. Osorio ve diğeri [24], Ti-Co alaşımı numuneler ūretip korozyon davranışlarını incelemişlerdir. Alaşımlar basıncılı dōkūm yōntemiyle ūretilmiř ve ısıl işlem gōrmüřtūr. Alaşım hazırlama adımımda Ti içerisine % 5-15 aralığında Cu ilave edilmiştir. Dōkūm işleminden sonra 900 °C sıcaklıkta ısıl işlem gerçekleştirilmiştir. Alaşımların elektrokimyasal korozyon ūzellikleri NaCl ortamında incelenmiştir. Sonuçta, elektrokimyasal korozyon hızının Cu ilavesi ile bir miktar arttığı sonucuna varmışlardır. Son olarak martenzit fazı ve Ti₂Cu esaslı intermetaliklerin korozyon davranışı ūzerinde etkilerinin olduğunu ifade etmişlerdir.

EIS testleri ile tespit edilen en yūksok yūzey oksit film direnci Ti-10Mo ikili alařımında elde edilmiřtir. En dūřuk en yūksok yūzey oksit film direnci Ti-10Sn ikili alařımında elde edilmiřtir. Mo ilavesi yūzey oksit film direncini arttırmıř Sn ilavesi azaltmıřtır.

Çalıřma kapsamında çevrimsel polarizasyon testlerine gōre Ti-Mo ve Ti-Mo-Sn alařımlarında oyuklanma (pitting) korozyonu meydana gelmemiř, Ti-Sn alařımında ise az da olsa oyuklanma (pitting) korozyon hasarı oluřmuřtur. Robin ve diğeri [27], titanyum numuneleri yapay tūkūrūk ortamında incelemiřlerdir. Yapay tūkūrūk ōzeltisinin pH deęerini 2-7 arasındali deęerlerde deęiřtirmiřler ve pH deęerinin numunelerin elektrokimyasal korozyon davranıřına etkisini incelemiřlerdir. Ayrıca, florūr iyonlarının etkisini incelemiřlerdir. Azalan pH seviyesi ve artan florūr iyon konsantrasyonunun alařımların korozyon davranıřını kōtū yōnde etkiledięi sonucuna varmıřlardır.

Hesaplama Malzeme Bilimi

Tez kapsamında, deneysel elastisite modülleri ve hesaplamalı yöntemle bulunan elastisite modülleri birbirine yakın (% 7-11 fark) sonuçlar vermiş, alaşımlar benzer davranış göstermiştir.

Tez kapsamında, deneysel sertlik ve hesaplamalı yöntemle bulunan sertlik değerleri birbirine çok yakın (% 50 fark) sonuçlar vermemiş olsa da, alaşımlar benzer oldukça davranış göstermiştir.

d-orbital Teorisi

Tez kapsamında üretilen alaşımların Bo-Md değerlerinin grafiğine göre tüm alaşımlar beta-Ti fazı oluşturacak değerlere sahiptir. Ti-10Mo ve Ti-5Mo alaşımları izomorf-beta Ti bölgesinde bulunmaktadır. Ti-10Mo-10Sn, Ti-11Mo-8Sn, Ti-5Mo-5Sn, Ti-10Sn, Ti-10Ta-10Sn ve Ti-10Co-10Sn alaşımları ötektik-beta ve alfa-beta bölgesindedir. Ti-5Sn Alfa-Ti bölgesine yakındır.

Moshokoa ve diğerleri [35] Ti-Mo alaşımlarını üretmişler ve Bo-Md teorisi ışığında incelemiştir. Elastisite modülünün 110-70 GPa arasında değiştiğini ve 10-13 arasında artan Mo ile azaldığını tespit etmişlerdir.

Li ve diğerleri [36] Bo-Md teorisi ışığında beta-Ti alaşımlarını incelemişler ve uygun alaşımlama ile istenen beta-Ti yapısının elde edildiğini tespit etmişlerdir. % 5-9 Mo ilavesi ile 2.780 ile 2.786 arasında değiştiğini Mo eşdeğeri değerinin ise 11.24 ile 156.24 arasında değiştiğini hesaplamışlardır

6. SONUÇ VE ÖNERİLER

Bu çalışmada, biyomedikal uygulamalar için yenilikçi ikili ve üçlü beta titanyum alaşımlarının geliştirilmesi, üretilmesi ve karakterizasyonu gerçekleştirilmiştir. Tez kapsamında düşük elastisite modülüne sahip Ti-Sn, Ti-Mo, Ti-Mo-Sn esaslı beta titanyum alaşımları üretilmiştir.

Genel Sonuçlar:

- Mo ilavesi aşınma direncini, sertliği, elastisite modülünü arttırmıştır.
- Mo ilavesi korozyon hızını azaltmış, yüzey oksit film direncini arttırmıştır.
- Sn ilavesi korozyon hızını bir miktar arttırmış, yüzey oksit film direncini düşürmüştür.
- Sn ilavesi sertliği, aşınma direncini, elastisite modülünü azaltmıştır.
- İlk prensipler esaslı hesaplamalı malzeme bilimi tekniği ile mekanik özellikler açısından deneysel değerlere yakın (% 5-12 fark) sonuçlar elde edilmektedir.
- Biyomedikal uygulamalar açısından gerekli olan beta titanyum faz yapısı uygun alaşımlama ve Bo-Md değerleri kontrol edilerek elde edilebilmektedir.

Gelecek çalışmalara tavsiyeler:

- Daha geniş kimyasal bileşim aralığında ikili ve üçlü titanyum alaşımları üretilmeli ve alaşım elementlerinin etkileri daha detaylı olarak incelenmelidir.
- Üretilen tüm alaşımların faz dönüşümleri DSC ile incelenmesi
- Dörtlü alaşımlar üretilmeli ve üçüncü elementin etkileri incelenmelidir.
- Alaşımların akma mukavemeti ve çekme mukavemeti değerleri belirlenmelidir.

Aşağıdaki Tabloda, alaşım elementlerinin etkileri özet olarak görülmektedir.

Tablo 6.1: Alaşım elementlerinin özelliklere etkileri

Alaşım Elementi	Yoğunluk	Elastisite Modülü	Sertlik	Aşınma	İletkenlik	Korozyon Direnci	Fiyat
Co	--	+++	+++	+++	+	++	---
Mo	---	+++	+++	+++	+	+++	---
Sn	--	-	---	---	+	---	+++
Ta	---	++	++	++	+	+	----

KAYNAKLAR

- [1] Park J, Lakes. R.S, 2007, *Biomaterials. An Introduction, Third Edition*, Springer
- [2] Basu B, D. Katti, A. Kumar., 2009, *Advanced Biomaterials, Fundamentals, Processing and Applications*, Wiley
- [3] Ratner B.D, Hoffman A.S., F.J. Schoen, J.E. Lemons, 2004, *Biomaterials Science, An Introduction to Materials in medicine*, Second Edition, Elsevier
- [4] Chen Q, Thouas G.A, Metallic Implant Biomaterials, *Materials Science and Engineering R* 87, 2015; 1-57.
- [5] Geetha M, Singh A.K., Asokamani R, A.K. Gogia, Ti Based Biomaterials, The Ultimate Choıs for Orthopqedic Implants, A Review, *Progress in Materials Science*, 2009; 54, 397-425.
- [6] Wei S, Huang L, X Li, Y Jiao, W Ren, L Geng., Network-Strengthened Ti-6Al-4V/(TiC+TiB) Composites: Powder Metallurgy Processing and Enhanced Tensile Properties at Elevated Temperatures. *Metal and Mater Trans A*, 50A, 2019-36
- [7] Leyens, C. and Peters, M., 2003, *Titanium and Titanium Alloys: Fundamentals and Applications*, Wiley VCH, Weinheim,
- [8] Oleksik V. Trzepiecinski T, Marcin S. Single-Point Incremental Forming of Titanium and Titanium Alloy Sheets. *Materials* 14(21):6372.
- [9] <https://www.phase-trans.msm.cam.ac.uk/2004/titanium> [ziyaret: 30.12.2024]
- [10] <https://www.mpif.org/IntrotoPM/Processes> [ziyaret: 30.12.2024]
- [11] Yu Z, Titanium alloys for biomedical development and applications, 2022, elsevier.
- [12] *Titanium: A Technical Guide*, ASM International, 1988, Metals Park, USA
- [13] Sarıtaş S, Türker M, Durlu N, *Toz Metalurjisi ve Parçacıklı Malzeme İşlemleri*, 2008, Uyum Ajans, Ankara.
- [14] Upadhyaya, G.S., 2000, *Sintered Metallic and Ceramic Materials:Preparation, Properties, and Applications*, Wiley, New York.
- [15]. Froes F.H. 2015. *Physical Metallurgy Processing and Applications* ASM International.
- [16]. Quian, M., Froes F.H.S., 2015. *Titanium Powder Metallurgy*, Butterworth-Heinemann, Elsevier, USA.

- [17]. Lütjering, G., Williams J.C., 2003. *Titanium, Engineering Materials and Processes*, 3th Edition, Springer, New York.
- [18]. Suryanarayana, C., 2001, Mechanical alloying and milling, *Progress in Materials and Science*, 46, 1-184.
- [19] Kang, S.J.L., 2005, *Sintering: Densification, Grain Growth and Microstructure*, Elsevier.
- [20] Neelakantan S, Díaz-del Castillo P.R., van der Zwaag S., *Scripta Materialia* 60, 2009; 611.]
- [21] https://www.ndt.net/article/brown/us_prop2.htm [ziyaret: 30.12.2024]
- [22] <https://www.olympus-ims.com/en/applications/> [ziyaret: 30.12.2024]
- [23]. Engin, G., 2013, *Mikro Gözenekli Titanyum Parçaların Toz Enjeksiyon Kalıplama Yöntemiyle Üretilmesi Ve Karakterizasyonu*. Marmara Üniversitesi, Fen Bilimleri Enstitüsü, Yüksek Lisans Tezi.
- [24]. Osório, W.R., Cremasco, A., Andrade, P.N., Garcia, A., Caram, R., 2010, Electrochemical behaviour of centrifuged and heat treated Ti-Cu alloys for medical applications. *Electrochimica Acta*, 55, 759-770.
- [25]. Liu, J., Li F., Liu, C., Wang H., Ren B., Yang, K., Zhang, E., 2014, *Effect of Cu content on the antibacterial activity of titanium-copper sintered alloys*. *Materials Science and Engineering C*, 35, 392-400.
- [26]. Zhang, E., Li F., Wang H., Liu, J., Wang, C., Li, M., Yang, K., 2013, A new antibacterial titanium-copper sintered alloy: Preparation and antibacterial property. *Materials Science and Engineering C*, 33, 4280-4287.
- [27]. Robin, A., Meirelis J.P., 2007, Influence of fluoride concentration and pH on corrosion behaviour of titanium in artificial saliva. *J. Appl. Electrochem*, 37, 511-517.
- [28]. Kim, H.M., Miyaji F., Kokubo T., 1996, Preparation of bioactive Ti and its alloys via simple chemical surface treatment. *J. Biomed. Mater. Res.*, 32, 409-417.
- [29]. Ma L.W., Chung C.Y., Tong Y.X., and Zheng Y.F.. 2011, Properties of Porous TiNbZr Shape Memory Alloy Fabricated by Mechanical Alloying and Hot Isostatic Pressing. *JMEPEG*, 20:783-786.
- [30]. Guo W., Quadir M.Z., Moricca S., Eddows T., Ferry M. 2013, Microstructural evolution and final properties of a cold-swaged multifunctional Ti-Nb-Ta-Zr-O alloy produced by a powder metallurgy route. *Materials Science & Engineering A* 575, 206-216.

- [31]. Kafkas F., Ebel T.. 2014, Metallurgical and mechanical properties of Ti-24Nb-4Zr-8Sn alloy fabricated by metal injection molding. *Journal of Alloys and Compounds* 617, 359-366.
- [32]. Çalışkan, N., 2012, *Antibakteriyel Dental Titanyum Alaşımlarının Hazırlanması ve Karakterizasyonu*. Hacettepe Üniversitesi, Nanoteknoloji ve Nanotıp Anabilim Dalı, Yüksek Lisans Tezi.
- [33]. Elden, E., 2016, *Metalik Biyomalzemelerin Vakum Ark Yöntemi ile Üretimi ve Özelliklerinin İncelenmesi*. Dokuz Eylül Üniversitesi, Metalurji ve Malzeme Mühendisliği Anabilim Dalı, Yüksek Lisans Tezi.
- [34]. Obaida, H.B.B., 2023, *Gözenekli Ti-15Mo Biyomedikal Alaşımının Geliştirilmesi ve Karakterizasyonu*. Karabük Üniversitesi, Metalurji ve Malzeme Mühendisliği Anabilim Dalı, Yüksek Lisans Tezi.
- [35]. Moshokoa N.A, Raganya M.L, Machaka R, Makhatha M.E, Obadele B.A. The effect of molybdenum content on the microstructural evolution and tensile properties of as-cast Ti-Mo alloy. *Materials Today Communications* 27 (2021) 102347
- [36]. Li Y, Fang H, Chen R, Sun S, Xue X, Guo J. Optimization of (alfa + beta) microstructure and trade-off between strength and toughness: Based on Mo[eq] and d electron theory in b-Ti alloy. *Materials & Design* 231 (2023) 112022
- [37]. Ho W, Shih-Ching Wu, Yu-Sheng Hong Y, Hsueh-Chuan Hsu H. Evaluation of the machinability of Ti-Sn alloys. *Journal of Alloys and Compounds* 502 (2010) 112–117
- [38]. Azmat A, Tufail M. Chandio A.D. Synthesis and Characterization of Ti-Sn Alloy for Orthopedic Application. *Materials* 2021, 14, 7660