

**KARADENİZ TEKNİK ÜNİVERSİTESİ
FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ**

METALURJİ VE MALZEME MÜHENDİSLİĞİ ANABİLİM DALI

**TOZ METALURJİSİ YÖNTEMİYLE ÜRETİLEN GÖZENEKLİ TİTANYUM ESASLI
İMLANT MALZEMELERİN MEKANİK VE TRİBOLOJİK ÖZELLİKLERİNİN
İNCELENMESİ**

YÜKSEK LİSANS TEZİ

Metalurji ve Malzeme Müh. Zafer GÖLBAŞI

EKİM 2014

TRABZON

KARADENİZ TEKNİK ÜNİVERSİTESİ
FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

METALURJİ VE MALZEME MÜHENDİSLİĞİ ANABİLİM DALI

TOZ METALURJİSİ YÖNTEMİYLE ÜRETİLEN GÖZENEKLİ TİTANYUM
ESASLI İMPLANT MALZEMELERİN MEKANİK VE TRİBOLOJİK
ÖZELLİKLERİNİN İNCELENMESİ

Metalurji ve Malzeme Müh. Zafer GÖLBAŞI

Karadeniz Teknik Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsünde
“METALURJİ VE MALZEME YÜKSEK MÜHENDİSİ”
Unvanı Verilmesi İçin Kabul Edilen Tezdir.

Tezin Enstitüye Verildiği Tarih : 15.09.2014
Tezin Savunma Tarihi : 01.10.2014

Tez Danışmanı : Doç. Dr. Bülent ÖZTÜRK

Trabzon 2014

Karadeniz Teknik Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü

Metalurji ve Malzeme Mühendisliği Anabilim Dalında

Zafer GÖLBAŞI tarafından hazırlanan

**TOZ METALURJİSİ YÖNTEMİYLE ÜRETİLEN GÖZENEKLİ TİTANYUM
ESASLI İMPLANT MALZEMELERİN MEKANİK VE TRİBOLOJİK
ÖZELLİKLERİNİN İNCELENMESİ**

**başlıklı bu çalışma, Enstitü Yönetim Kurulunun 27/05/2014 gün ve 1555 sayılı
kararıyla oluşturulan jüri tarafından yapılan sınavda
YÜKSEK LİSANS TEZİ
olarak kabul edilmiştir.**

Jüri Üyeleri

Başkan : Prof. Dr. Sultan ÖZTÜRK
Üye : Doç. Dr. Bülent ÖZTÜRK
Üye : Yrd. Doç. Dr. Hasan GEDİKLİ

Prof. Dr. Sadettin KORKMAZ

Enstitü Müdürü

ÖNSÖZ

Bu çalışma Karadeniz Teknik Üniversitesi, Fen Bilimleri Enstitüsü, Metalurji ve Malzeme Mühendisliği Bölümü, Malzeme Bilim Dalı yüksek lisans tezi olarak hazırlanmıştır.

Yüksek lisans çalışmam süresince danışmanım olarak araştırmalarımı yönlendiren, ilgi ve sabır gösteren saygıdeğer hocam Doç. Dr. Bülent ÖZTÜRK'e, çalışmalarına katkı sağlayan Prof. Dr. Sultan ÖZTÜRK ve Prof. Dr. Ekrem YANMAZ'a emeklerinden dolayı en içten teşekkürlerimi sunarım.

Ayrıca tez çalışmam süresince yardımlarından dolayı Arş. Gör. Hüseyin İPEK, Arş. Gör. Bakiye ÇAKIR ve Ömer Faruk YALÇIN'a, üniversite öğrenimimde emeği geçen tüm hocalarıma ve bugünlere gelmemde en büyük emeğe sahip olan aileme teşekkürlerimi sunarım.

Zafer GÖLBAŞI

Trabzon 2014

TEZ BEYANNAMESİ

Yüksek Lisans Tezi olarak sunduğum “*Toz Metalurjisi Yöntemiyle Üretilen Gözenekli Titanyum Esaslı İmplant Malzemelerin Mekanik ve Tribolojik Özelliklerinin İncelenmesi*” başlıklı bu çalışmayı baştan sona kadar danışmanım *Doç.Dr. Bülent ÖZTÜRK* ‘ün sorumluluğunda tamamladığımı, verileri kendim topladığımı, deneyleri ilgili laboratuvarlarda yaptığımı, başka kaynaklardan aldığım bilgileri metinde ve kaynakçada eksiksiz olarak gösterdiğimi, çalışma sürecinde bilimsel araştırma ve etik kurallara uygun olarak davrandığımı ve aksinin ortaya çıkması durumunda her türlü yasal sonucu kabul ettiğimi beyan ederim. 15/09/2014

ZAFER GÖLBAŞI

İÇİNDEKİLER

Sayfa No

ÖNSÖZ.....	III
TEZ BEYANNAMESİ.....	IV
İÇİNDEKİLER.....	V
ÖZET.....	VIII
SUMMARY.....	IX
ŞEKİLLER DİZİNİ.....	X
TABLolar DİZİNİ.....	XIV
SEMBOLLER DİZİNİ.....	XV
1. GENEL BİLGİLER.....	1
1.1. Giriş.....	1
1.2. Biyomalzemeler.....	2
1.3. Biyouyumluluk.....	4
1.4. Biyomalzemelerden Beklenen Temel Özellikler.....	5
1.5. Biyomalzemelerin Sınıflandırılması.....	6
1.5.1. Metalik Biyomalzemeler.....	6
1.5.1.1. Saf Titanyum.....	8
1.5.1.2. Titanyum ve Alaşımlarının Uygulama Alanları.....	10
1.5.1.3. Titanyumun Genel Özellikleri ve Alaşım Davranışı.....	12
1.5.1.4. Titanyumun Fiziksel ve Kimyasal Özellikleri.....	12
1.5.1.4.1. Korozyon Dayanımı.....	12
1.5.1.4.2. Isıl İletkenlik.....	12
1.5.1.4.3. Elektrik İletkenliği.....	12
1.5.1.4.4. Ekonomiklik.....	13
1.5.1.5. Titanyumun Bazı Dezavantajları.....	13
1.5.1.6. Titanyum Alaşım Sistemleri.....	13
1.5.1.6.1. α -Kararlaştırıcı Sistemler.....	13
1.5.1.6.2. β - Kararlaştırıcı sistemler.....	14
1.5.1.7.1. α ve Yakın- α Alaşımları.....	17

1.5.1.7.2.	$\alpha+\beta$ Titanyum Alaşımları	17
1.6.	Toz Metalurjisi	18
1.6.1.	Toz Metalurjisi Yöntemiyle Parça Üretimi	19
1.6.2.	Toz Karıştırma.....	19
1.6.3.	Tozların Sıkıştırılması	21
1.6.4.	Tozların Sinterlenmesi.....	21
1.7.	Literatür Özeti ve Çalışmanın Amacı.....	22
2.	DENEYSEL ÇALIşMALAR	25
2.1.	Alaşımların Belirlenmesi.....	26
2.2.	Presleme Kalıbının Tasarımı ve İmalatı	27
2.3.	Numune Üretimi	29
2.4.	Gözenek Oranı Tayini	33
2.5.	Mekanik Deneyler	33
2.5.1.	Mikrosertlik Deneyi.....	33
2.5.2.	Çekme Deneyi	34
2.5.3.	Eğilme Deneyi	34
2.6.	Aşınma Deneyleri.....	35
2.7.	Metalografik Çalışmalar	36
3.	BULGULAR	38
3.1.	Ti-6Al-X Grubu Alaşımlarının Gözenek Oranları	38
3.2.	Mikrosertlik Deney Sonuçları	40
3.3.	Çekme Deney Sonuçları	42
3.4.	Eğilme Deney Sonuçları.....	44
3.5.	Aşınma Deney Sonuçları	47
3.6.	Metalografik Bulgular	51
3.6.1.	Kırılma Yüzeylerinin SEM İncelemeleri.....	51

3.6.1.1.	Ti-6Al-XNb Grubu Alaşımlarının Kırılma Yüzeylerinin SEM İncelemeleri	51
3.6.1.2.	Ti-6Al-XFe Grubu Alaşımlarının Kırılma Yüzeylerinin SEM İncelemeleri	57
3.6.1.3.	Ti-6Al-XSn Grubu Alaşımlarının Kırılma Yüzeylerinin SEM İncelemeleri	63
3.6.2.	Aşınma Yüzeylerinin SEM İncelemeleri.....	69
3.6.2.1.	Ti-6Al-XNb Grubu Alaşımlarının Aşınma Yüzeylerinin SEM İncelemeleri	69
3.6.2.2.	Ti-6Al-XFe Grubu Alaşımlarının Aşınma Yüzeylerinin SEM İncelemeleri	72
3.6.2.3.	Ti-6Al-XSn Grubu Alaşımlarının Aşınma Yüzeylerinin SEM İncelemeleri	75
3.6.3.	Kırılma Yüzeylerinin EDS Analizi.....	78
3.6.3.1.	Ti-6Al-XNb Grubu Alaşımlarının Kırılma Yüzeylerinin EDS Analizi	78
3.6.3.2.	Ti-6Al-XFe Grubu Alaşımlarının Kırılma Yüzeylerinin EDS Analizi	84
3.6.3.3.	Ti-6Al-XSn Grubu Alaşımlarının Kırılma Yüzeylerinin EDS Analizi	90
4.	İRDELEME	96
5.	SONUÇLAR	98
6.	ÖNERİLER	99
7.	KAYNAKLAR.....	100
ÖZGEÇMİŞ		

Yüksek Lisans Tezi

ÖZET

TOZ METALURJİSİ YÖNTEMİYLE ÜRETİLEN GÖZENEKLİ TİTANYUM ESASLI
İMLANT MALZEMELERİN MEKANİK VE TRİBOLOJİK ÖZELLİKLERİNİN
İNCELENMESİ

Zafer GÖLBAŞI

Karadeniz Teknik Üniversitesi
Fen Bilimleri Enstitüsü
Metalurji ve Malzeme Mühendisliği Anabilim Dalı
Danışman: Doç. Dr. Bülent ÖZTÜRK
2014, 102 Sayfa

Bu çalışmada, toz metalurjisi yöntemi kullanılarak titanyum esaslı Ti-6Al-XNb, Ti-6Al-XFe ve Ti-6Al-XSn grubu alaşımları üretildi. Bu alaşım gruplarına Ti ve Al elementlerinin yanında ağırlıkça %3,5, %7, %10,5, %14, %17,5 ve %21 oranlarında Nb, Fe ve Sn tozları katılmıştır. Bu alaşımlar elementel toz karıştırma yöntemiyle karıştırılıp, tek eksenli preste 600 MPa'da preslenmiştir. Preslenen numuneler vakum ortamında 1200°C'de sinterlenmiştir. Sinterlenen numunelerin gözeneklilik oranları, mikrosertlik, çekme ve eğilme dayanımları yanında aşınma dayanımları belirlenmiştir. Numunelerin kırılma ve aşınma yüzeyleri taramalı elektron mikroskobunda incelenip, kırılma yüzeyinde alaşım elementlerin dağılımı EDS analiziyle tespit edilmiştir. En yüksek çekme dayanım değeri Ti-6Al-14Nb alaşımında 453,1 MPa, en yüksek eğilme dayanımı ise Ti-6Al-14Nb alaşımında 1682 MPa olarak belirlenmiştir. Maksimum mikrosertlik değeri Ti-6Al-17,5Fe alaşımında elde edilmiş olup bu değer 348,4 HV olarak bulunmuştur. En düşük özgül aşınma miktarı, Ti-6Al-XSn alaşım grubunda elde edilmiştir.

Anahtar Kelimeler: Toz Metalurjisi, Titanyum Esaslı İmplant Malzemeler, Mekanik Özellikler

Master Thesis

SUMMARY

INVESTIGATION OF THE MECHANICAL AND TRIBOLOGICAL PROPERTIES
OF POROUS TITANIUM BASED IMPLANT MATERIALS PRODUCED BY THE
POWDER METALLURGY PROCESS

Zafer GÖLBAŞI

Karadeniz Technical University
The Graduate School of Natural and Applied Sciences
Metallurgy and Materials Engineering Graduate Program
Supervisor: Assoc. Prof. Dr. Bülent ÖZTÜRK
2014,102 Pages

In this study, titanium-based Ti-6Al-XNb, Ti-6Al-XFe and Ti-6Al-XSn alloys were produced by using powder metallurgy process. Nb, Fe, Sn powders were added to these alloys at a weight fraction of 3.5, 7, 10.5, 14, 17.5 and 21%, respectively. Samples were produced by mixing of metallic powders followed by uniaxial pressing at 600 MPa. Afterwards, samples were sintered at 1200°C under vacuum. Wear resistances as well as porosity, microhardness, tensile and flexural strength of the specimens were determined. Fracture and wear surfaces of the samples were examined using a scanning electron microscope (SEM) and elemental analyses were performed using energy dispersive X ray spectroscopy (EDS). The maximum tensile and flexural strength values of the samples were 453.1 MPa for Ti-6Al-14Nb and 1682 MPa. For Ti-6Al-14Nb alloys, respectively. The highest microhardness value in the alloy of Ti-6Al-17.5Fe was obtained as 348.4 HV. Minimum specific wear rate was obtained in Ti-6Al-XSn alloys.

Key Words: Powder Metallurgy, Titanium Based Implant Materials, Mechanical Properties.

ŞEKİLLER DİZİNİ

Sayfa No

Şekil 1.1. Vücut uzuvlarında kullanılan metal alaşımlarından üretilmiş bazı protez ve implantlar	4
Şekil 1.2. Saf titanyumun allotropik yapısı.....	10
Şekil 1.3. α –Kararlaştırılmış sistem	14
Şekil 1.4. β –İzomorfuz sistemi	15
Şekil 1.5. β -Ötektoid sistem	15
Şekil 1.6. Üç farklı toz karıştırma yönteminin şematik gösterimi.....	20
Şekil 1.7. Çinko-Stearat oranının ham yoğunluğa etkisi	21
Şekil 1.8. Toz metal parçaların sıkıştırma basamakları	21
Şekil 1.9. Sinterleme sırasında boyun oluşumu	22
Şekil 2.1. Deneysel çalışmalar için belirlenen deney planı	25
Şekil 2.2. Çekme deneyi için presleme kalıbının konstrüktif şekli ve resmi.....	27
Şekil 2.3. Eğilme deneyi için presleme kalıbının konstrüktif şekli ve resmi	28
Şekil 2.4. Aşınma deneyi için presleme kalıbının konstrüktif şekli ve resmi	28
Şekil 2.5. Turbila karıştırıcı.....	30
Şekil 2.6. Pres cihazı	31
Şekil 2.7. Çekme, eğilme ve aşınma deneyleri için üretilen ham numune.....	31
Şekil 2.8. Sinterleme işleminin yapıldığı tüp fırın	32
Şekil 2.9. Sinterleme işleminde ısıtma ve soğutma grafiği	32
Şekil 2.10. Cıvalı porozimetre cihazı	33
Şekil 2.11. Mikrosertlik ölçüm cihazı	34
Şekil 2.12. Pin-on-disk test cihazı	35
Şekil 2.13. Pin-on-disk test cihazının disk yüzeyi.....	35
Şekil 2.14. Taramalı elektron mikroskobu (SEM)	37
Şekil 3.1. Ti-6Al-XNb grubu alaşımlarının % gözenek oranları.....	38
Şekil 3.2. Ti-6Al-XFe grubu alaşımlarının % gözenek oranları.....	39
Şekil 3.3. Ti-6Al-XSn grubu alaşımlarının % gözenek oranları	39
Şekil 3.4. Ti-6Al-XNb grubu alaşımlarının mikrosertlik değerleri.....	40
Şekil 3.5. Ti-6Al-XFe grubu alaşımlarının mikrosertlik değerleri.....	41

Şekil 3.6. Ti-6Al-XSn grubu alaşımlarının mikrosertlik değerleri.....	41
Şekil 3.7. Ti-6Al-XNb grubu alaşımlarının çekme dayanımları	42
Şekil 3.8. Ti-6Al-XFe grubu alaşımlarının çekme dayanımları	42
Şekil 3.9. Ti-6Al-XSn grubu alaşımlarının çekme dayanımları.....	43
Şekil 3.10. Ti-6Al-XNb grubu alaşımlarının elastisite modülü	43
Şekil 3.11. Ti-6Al-XFe grubu alaşımlarının elastisite modülü	44
Şekil 3.12. Ti-6Al-XSn grubu alaşımlarının elastisite modülü	44
Şekil 3.13. Ti-6Al-XNb grubu alaşımlarının eğilme dayanımları.....	45
Şekil 3.14. Ti-6Al-XFe grubu alaşımlarının eğilme dayanımları.....	46
Şekil 3.15. Ti-6Al-XSn grubu alaşımlarının eğilme dayanımları	46
Şekil 3.16. Ti-6Al-XNb alaşımlarının kuru aşınma durumunda elde edilen özgül aşınma miktarı	47
Şekil 3.17. Ti-6Al-XNb alaşımlarının hank sıvısında aşınma durumunda elde edilen özgül aşınma miktarı	48
Şekil 3.18. Ti-6Al-XFe alaşımlarının kuru aşınma durumunda elde edilen özgül aşınma miktarı.....	48
Şekil 3.19. Ti-6Al-XFe alaşımlarının hank sıvısında aşınma durumunda elde edilen özgül aşınma miktarı	49
Şekil 3.20. Ti-6Al-XSn alaşımlarının kuru aşınma durumunda elde edilen özgül aşınma miktarı.....	50
Şekil 3.21. Ti-6Al-XSn alaşımlarının hank sıvısında aşınma durumunda elde edilen özgül aşınma miktarı	50
Şekil 3.22. Ti-6Al-3,5Nb alaşımının kırılma yüzeyinin SEM görüntüleri a) 500X b)1500X.....	51
Şekil 3.23. Ti-6Al-7Nb alaşımının kırılma yüzeyinin SEM görüntüleri a) 500X b) 2000X.....	52
Şekil 3.24. Ti-6Al-10,5Nb alaşımının kırılma yüzeyinin SEM görüntüleri a) 500X b) 2000X.....	53
Şekil 3.25. Ti-6Al-14Nb alaşımının kırılma yüzeyinin SEM görüntüleri a) 500X b) 2000X.....	54
Şekil 3.26. Ti-6Al-17,5Nb alaşımının kırılma yüzeyinin SEM görüntüleri a) 500X b) 2000X.....	55

Şekil 3.27. Ti-6Al-21Nb alaşımının kırılma yüzeyinin SEM görüntüleri a) 500X b) 2000X.....	56
Şekil 3.28. Ti-6Al-3,5Fe alaşımı kırılma yüzeyinin SEM görüntüleri a) 500X b) 1500X..	57
Şekil 3.29. Ti-6Al-7Fe alaşımı kırılma yüzeyinin SEM görüntüleri a) 500X b) 1500X.....	58
Şekil 3.30. Ti-6Al-10,5Fe alaşımı kırılma yüzeyinin SEM görüntüleri a) 500X b) 1500X	59
Şekil 3.31. Ti-6Al-14Fe alaşımı kırılma yüzeyinin SEM görüntüleri a) 500X b) 1500X...	60
Şekil 3.32. Ti-6Al-17,5Fe alaşımı kırılma yüzeyinin SEM görüntüleri a) 500X b)1500X.	61
Şekil 3.33. Ti-6Al-21Fe alaşımı kırılma yüzeyinin SEM görüntüleri a) 500X b) 1500X...	62
Şekil 3.34. Ti-6Al-3,5Sn alaşımı kırılma yüzeyinin SEM görüntüleri a) 500X b) 1500X .	63
Şekil 3.35. Ti-6Al-7Sn alaşımı kırılma yüzeyinin SEM görüntüleri a) 500X b) 1500X	64
Şekil 3.36. Ti-6Al-10,5Sn alaşımı kırılma yüzeyinin SEM görüntüleri a) 500X b) 1500X.....	65
Şekil 3.37. Ti-6Al-14Sn alaşımı kırılma yüzeyinin SEM görüntüleri a) 500X b)1500X ...	66
Şekil 3.38. Ti-6Al-17,5Sn alaşımının kırılma yüzeyinin SEM görüntüleri a) 500X b) 1500X.....	67
Şekil 3.39. Ti-6Al-21Sn alaşımı kırılma yüzeyinin SEM görüntüleri a) 500X b) 1500X ..	68
Şekil 3.40. Ti-6Al-3,5Nb alaşımının aşınma yüzeyinin SEM görüntüsü (500X)	69
Şekil 3.41. Ti-6Al-7Nb alaşımının aşınma yüzeyinin SEM görüntüsü (500X)	69
Şekil 3.42. Ti-6Al-10,5Nb alaşımının aşınma yüzeyinin SEM görüntüsü (500X)	70
Şekil 3.43. Ti-6Al-14Nb alaşımının aşınma yüzeyinin SEM görüntüsü (500X)	70
Şekil 3.44. Ti-6Al-17,5Nb alaşımının aşınma yüzeyinin SEM görüntüsü (500X)	71
Şekil 3.45. Ti-6Al-21Nb alaşımının aşınma yüzeyinin SEM görüntüsü (500X)	71
Şekil 3.46. Ti-6Al-3,5Fe alaşımı aşınma yüzeyinin SEM görüntüsü (500X)	72
Şekil 3.47. Ti-6Al-7Fe alaşımı aşınma yüzeyinin SEM görüntüsü (500X)	72
Şekil 3.48. Ti-6Al-10,5Fe alaşımı aşınma yüzeyinin SEM görüntüsü (500 X)	73
Şekil 3.49. Ti-6Al-14Fe alaşımının aşınma yüzeyinin SEM görüntüsü (500 X)	73
Şekil 3.50. Ti-6Al-17,5Fe alaşımı aşınma yüzeyinin SEM görüntüsü (500X)	74
Şekil 3.51. Ti-6Al-21Fe alaşımı aşınma yüzeyinin SEM görüntüsü (500X)	74
Şekil 3.52. Ti-6Al-3,5Sn alaşımı aşınma yüzeyinin SEM görüntüsü (500X).....	75
Şekil 3.53. Ti-6Al-7Sn alaşımı aşınma yüzeyinin SEM görüntüsü (500X)	75
Şekil 3.54. Ti-6Al-10,5Sn alaşımı aşınma yüzeyinin SEM görüntüsü (500X).....	76
Şekil 3.55. Ti-6Al-14Sn alaşımı aşınma yüzeyinin SEM görüntüsü (500X)	76

Şekil 3.56. Ti-6Al-17,5Sn alaşımı aşınma yüzeyinin SEM görüntüsü (500X)	77
Şekil 3.57. Ti-6Al-21Sn alaşımı aşınma yüzeyinin SEM görüntüsü (500X)	77
Şekil 3.58. Ti-6Al-3,5Nb alaşımının kırılma yüzeyinin EDS analizi.....	78
Şekil 3.59. Ti-6Al-7Nb alaşımının kırılma yüzeyinin EDS analizi.....	79
Şekil 3.60. Ti-6Al-10,5Nb alaşımı kırılma yüzeyinin EDS analizi.....	80
Şekil 3.61. Ti-6Al-14Nb alaşımının kırılma yüzeyinin EDS analizi.....	81
Şekil 3.62. Ti-6Al-17,5Nb alaşımı kırılma yüzeyinin EDS analizi.....	82
Şekil 3.63. Ti-6Al-21Nb alaşımının kırılma yüzeyinin EDS analizi.....	83
Şekil 3.64. Ti-6Al-3,5Fe alaşımı kırılma yüzeyinin EDS analizi.....	84
Şekil 3.65. Ti-6Al-7Fe alaşımı kırılma yüzeyinin EDS analizi.....	85
Şekil 3.66. Ti-6Al-10,5Fe alaşımı kırılma yüzeyinin EDS analizi.....	86
Şekil 3.67. Ti-6Al-14Fe alaşımı kırılma yüzeyinin EDS analizi.....	87
Şekil 3.68. Ti-6Al-17,5Fe alaşımı kırılma yüzeyinin EDS analizi.....	88
Şekil 3.69. Ti-6Al-21Fe alaşımı kırılma yüzeyinin EDS analizi.....	89
Şekil 3.70. Ti-6Al-3,5Sn alaşımı kırılma yüzeyinin EDS analizi	90
Şekil 3.71. Ti-6Al-7Sn alaşımı kırılma yüzeyinin EDS analizi	91
Şekil 3.72. Ti-6Al-10,5Sn alaşımı kırılma yüzeyinin EDS analizi	92
Şekil 3.73. Ti-6Al-14Sn alaşımı kırılma yüzeyinin EDS analizi	93
Şekil 3.74. Ti-6Al-17,5Sn alaşımı kırılma yüzeyinin EDS analizi	94
Şekil 3.75. Ti-6Al-21Sn alaşımı kırılma yüzeyinin EDS analizi	95

TABLULAR DİZİNİ

Sayfa No

Tablo 1.1. Biyomedikal ürünlerde kullanılan doğal ve sentetik malzemeler	3
Tablo 1.2. Bazı metalik biyomalzemelerin kimyasal bileşimleri	7
Tablo 1.3. Titanyumun bazı fiziksel ve mekanik özellikleri	8
Tablo 1.4. Değişik titanyum alaşımlarının uygulama alanları.....	11
Tablo 1.5. Titanyum alaşımlarının faz yapılarına göre üç yapısal türünün özellikleri	16
Tablo 1.6. α ve β dengeleyici elementler ve miktarları	18
Tablo 2.1. Ti-6Al-XNb alaşımını oluşturan tozların kimyasal kompozisyonu	26
Tablo 2.2. Ti-6Al-XFe alaşımını oluşturan tozların kimyasal kompozisyonu	26
Tablo 2.3. Ti-6Al-XSn alaşımını oluşturan tozların kimyasal kompozisyonu.....	26
Tablo 2.4. Ti-6Al-XNb, Ti-6Al-XFe ve Ti-6Al-XSn alaşımlarındaki tozların miktarları (g)	30

SEMBOLLER DİZİNİ

T/M	: Toz Metalurjisi
Ti	: Titanyum
Al	: Alüminyum
Nb	: Niyobyum
Fe	: Demir
Sn	: Kalay
P	: Basınç
α - Ti	: Alfa titanyum
α' Ti	: Alfa yakın titanyum
β - Ti	: Beta titanyum
SEM	: Taramalı Elektron Mikroskobu
EDS	: Energy Dispersive Spectroscopy
NaCl	: Sodyum klorür
KCl	: Potasyum klorür
CaCl ₂	: Kalsiyum klorür
H ₂ O	: Su
MgSO ₄	: Magnezyum sülfat
NaH ₂ PO ₄	: Monosodyum fosfat
NaHCO ₃	: Sodyum bikarbonat
KH ₂ PO ₄	: Potasyum dihidrojen fosfat
MgCl ₂	: Magnezyum klorür
μ m	: Mikrometre

1. GENEL BİLGİLER

1.1. Giriş

Biyomalzemeler (implant), insan vücudundaki canlı dokuların işlevlerini yerine getirmek veya desteklemek amacıyla kullanılan doğal ya da yapay malzemelerdirler. Biyomalzemelerden beklenen temel özellikler biyouyumlu olmaları, kemiğe yakın elastik ve mekanik özellikler göstermeleri, korozyon dayanımı ve uygun tasarımda olmalarıdır. Bu tür malzemelerin geliştirilmesi için yoğun çaba harcanmaktadır. Biyomalzemelerin üretimi pahalı, zor ve zaman alıcı olduklarından, uzun ömürlü ve en uygun özellikte malzeme kullanımı gerekmektedir. Toz metalurjisi yöntemiyle diğer üretim yöntemlerinden daha yüksek mekanik özellik elde edilebilmesi, yüksek ergime sıcaklığına sahip metalleri ergime sıcaklıklarının altında üretime sunabilmesi ve daha hafif alaşımları elde edebilme avantajları sayesinde cazip hale gelmektedir [1].

Kardiyoloji, ortopedi, cerrahi, K.B.B., göz ve dişçilik gibi farklı ana bilim dallarında ihtiyaç duyulan yapay kalp ve kalp kapakçıkları, gırtlak, omur, çene, omuz, kalça diz, el, ayak, bilek ve parmak protezleri, tekli veya çoklu diş protez ve dolguları, göz içinde veya dışında kullanılan lensler gibi farklı biyomalzemelerin kullanımı günümüzde yaygınlaşarak devam etmektedir [2].

Bu çalışmada, gözenekli Ti esaslı implant malzemelerin toz metalurjisi yöntemiyle üretimi ve üretilen numunelerin mekanik, metalurjik ve aşınma davranışları deneysel olarak araştırılmıştır. Alaşımların belirlenmesi ve uygulanacak toz metalurjisi yönteminin proses parametreleri literatür araştırması sonrası gerçekleştirilmiştir. İmplant malzeme olarak kullanılabilirliği düşünülen Ti-6Al-XNb, Ti-6Al-XFe ve Ti-6Al-XSn alaşım grupları T/M yöntemiyle üretilmiştir. Her bir gruba katılan alaşım elementi oranları (Nb, Fe ve Sn) ağırlıkça %3,5, %7, %10,5, %14, %17,5 ve %21 olarak belirlenmiştir. Üretilen implant malzemelerin gözeneklilik, mikrosertlik, çekme ve eğilme dayanımları yanında özgül aşınma miktarları da belirlenmiştir. Numunelerin aşınma davranışları, kuru ve vücut sıvısına benzer Hank sıvısında 60 N'luk kuvvet etkisinde 0,3 m/s disk dönme hızında, 1500 m, 3000 m, 4500 m, 6000 m yol aldırılarak belirlenmiştir. Daha sonra implant malzemelerin kırılma ve aşınma yüzeyleri, incelenmiştir.

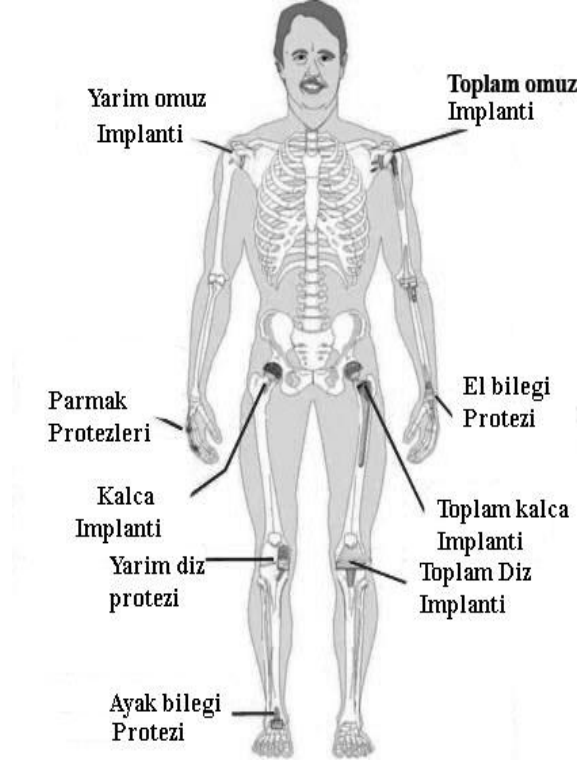
1.2. Biyomalzemeler

Biyomalzemeler, insan vücudundaki doku hasarlarının ve kayıplarının neden olduğu işlev kaybını düzeltmek üzere kullanılan malzemelere verilen addır. Bilimsel anlamda yeni bir kavram olmasına karşın, uygulamada biyomalzemelerin kullanımı, tarihin çok eski zamanlarına kadar uzanmaktadır. Mısır mumyalarında bulunan yapay göz, burun ve dişler bunun en güzel kanıtlarıdır. Altının diş hekimliğinde kullanımı, 2000 yıl öncesine kadar gitmektedir. Bronz ve bakır kemik protezlerinin kullanımı, milattan önceye kadar gitmektedir. Bakır iyonunun vücudu zehirleyici etkisine karşın 19. yüzyıl ortalarına kadar daha uygun malzeme bulunamadığından bu protezlerin kullanımı devam etmiştir. 19. yüzyıl ortasından itibaren yabancı malzemelerin vücut içerisinde kullanımına yönelik ciddi ilerlemeler kaydedilmiştir[1].

İnsan vücudunda kullanılmak üzere geliştirilen ilk metal “Vanadyum çeliği” olup, 1938 yıllarında üretilmiş ve kemik kırıklarında plaka ve vida olarak kullanılmıştır. Özellikle son 25 yılda gerçekleşen önemli teknolojik ilerlemeler sayesinde tıp ve biyoteknoloji alanında kullanılan malzemeler geniş çeşitliliğe kavuşmuştur. Günümüzde medikal cihazlarda ve implantlarda 25 yıl öncesine göre metallere kompozitlere, ticari polimerlerden seramik esaslı malzemelere kadar çok geniş ölçekte malzemeler kullanılır hale gelmiştir. Biyomedikal ürünlerde kullanılan doğal ve sentetik biyomalzemeler Tablo 1’de, vücut uzuvlarında kullanılan metal alaşımlarından üretilmiş bazı protez ve implantlar Şekil 3’de verilmiştir [1]

Tablo 1.1. Biyomedikal ürünlerde kullanılan doğal ve sentetik malzemeler [1]

UYGULAMA ALANI	MALZEME TÜRÜ
<i>İskelet sistemi</i>	
Eklemler	Titanyum, Titanyum-Aluminyum-Vanadyum alaşımları
Kırık kemik uçlarını tespit için kullanılan ince metal levhalar	Paslanmaz çelik, kobalt-krom alaşımları
Kemik dolgu maddesi	Poli metil meta akrilat (PMMA)
Kemikte oluşan şekil bozukluklarının tedavisinde	Hidroksiapatit
Yapay tendon ve bağlar	Teflon, poli etilen teraftalat
Diş implantları	Titanyum, alumina, kalsiyum fosfat
<i>Kalp damar sistemi</i>	
Kan damarı protezleri	Poli etilen teraftalat, teflon, poliüretan
Kalp kapakçıkları	Paslanmaz çelik, karbon
Kataterler	Silikon kauçuk, teflon, poliüretan
<i>Organlar</i>	
Yapay kalp	Poliüretan
<i>Duyu organları</i>	
İç kulak kanalında	Platin elektrotlar
Göz içi lensler	PMMA, silikon kauçuk, hidrojeller
Kontakt lensler	Silikon-akrilat, hidrojeller



Şekil 1.1. Vücut uzuvlarında kullanılan metal alaşımlarından üretilmiş bazı protez ve implantlar [3]

1.3. Biyouyumluluk

Biyomalzemelerin vücutla veya vücut sıvısıyla birlikte temas halinde bulunmalarından dolayı bazı özellikleri bünyelerinde bulundurmaları gerekmektedir. Bu özelliklerin başında biyouyumluluk gelmektedir. Biyouyumluluk, bir biyomalzemenin en önemli özelliği olup, vücut ile uyuşabilirlik olarak tanımlanır [4]. Bir malzemenin biyouyumlu olması için bulunduğu canlıdaki fizyolojik ortam tarafından kabul edilmesi gerekir. Araştırmacılar, “biyomalzeme” ve “biyouyumluluk” terimlerini, malzemelerin biyolojik performanslarını belirlemek için kullanmışlardır. Biyomalzemeler, kendilerini çevreleyen dokuların normal değişimlerine engel olmayan ve dokuda istenmeyen tepkiler (iltihaplanma, pıhtı oluşumu vb.) meydana getirmeyen malzemelerdir [5]. Bazı araştırmacılar, biyouyumluluk terimini yapısal ve yüzey uyumluluğu şeklinde ayrı ayrı tanımlamışlardır. Yüzey uyumluluğu, bir biyomalzemenin vücut dokularına fiziksel, kimyasal ve biyolojik olarak uygun olmasıdır. Yapısal uyumluluk ise, malzemenin vücut dokularının mekanik davranışına sağladığı optimum uyumdur [1].

Biyouyumluluk, kullanıldığı malzemeye göre üç ana gruba ayrılabilir. Vücut içinde vücut ile reaksiyona girerek malzeme üzerinde vücut dokusu veya hücreleri oluşturabilir. Bu tip biyouyumluluğa biyoaktif uyum denir. Bu tip malzemeler yüksek kimyasal kararlılığa sahip malzemelerdir. Bu tip biyouyumluluğa ise biyoinert malzemeler denir. Metal grubu biyomalzemelerin de içinde bulunduğu uyumluluk türü ise biyotolerant malzemelerdir [6].

1.4. Biyomalzemelerden Beklenen Temel Özellikler

İmplant uygulamalarında ortaya çıkabilecek olumsuzluklar yeniden operasyon gerektirdiğinden bu cihazların uzun süreli güvenilirliği çok önemlidir. Kullanılan malzemeler iyi mekanik özellikler, korozyon direnci, vücuda uyumluluk ve üstün sürünme ve aşınma karakteristikleri sergilemelidirler. Mekanik özellik olarak yeterli gerilme ve akma dayanımları, şekil alabilirlik, elastiklik modülleri ve yorulma dayanımını içermektedir. Biyomalzemeler milyonlarca çevrime maruz kalabileceklerinden yorulma dayanımı büyük bir önem taşır [7].

Biyomalzemeler vücut dokusunun kabul etmesi ve büyümesi için yeterli fiziksel ve mekanik özelliklere sahip olmalıdır. Örneğin bir kemiğin işlevini gören bir parçanın malzemesinin elastisite modülü, mukavemet ve tokluk gibi mekanik özellikleri kemik dokusuyla benzer olmalıdır. Elastisite modülü kemiğinkinden fazla olursa zamanla kemiğe gelen yük miktarı azalacak ve kemik dokusunun zaman içinde zayıflamasına sebep olacaktır. Tam tersi durumda ise kemiğin elastisite modülü malzemeninkinden çok yüksek olursa malzeme zaman içerisinde kırılacaktır. Ayrıca sürekli olarak değişken yüklere maruz kalan bir implant malzemesinin yorulma direncinin yüksek olması gerekmektedir [8-11].

Vücut içerdiği çözülmüş gazlar, elektrolitler, hücreler ve proteinlerle birlikte korozif bir ortam oluşturduğundan dolayı biyomalzemelerde olması gereken diğer bir özellik korozyon direncidir. Bir metalik biyomalzeme vücut içerisine yerleştirildiğinde korozyona uğrayabilmektedir. Korozyonun elektrokimyasal reaksiyonları sırasında metalik biyomalzemelerden iyonlar serbest bırakılır. Bu ürünler malzemenin biyouyumluluğunu azalttığı gibi vücutta alerjik reaksiyonlara sebep olabilir. Bu nedenle biyomalzemelerin korozif ortamlara karşı dirençli olması gerekmektedir [12].

Vücudun fizyolojisine uyum açısından parçalar karmaşık şekillerde üretilebilecekleri için biyomalzemelerin kolay şekillenebilir ve işlenebilir karakterde olmaları gerekmektedir [12].

1.5. Biyomalzemelerin Sınıflandırılması

Günümüzde kullanılan biyomalzemeler genel olarak biyolojik biyomalzemeler ve sentetik biyomalzemeler olmak üzere iki gruba ayrılırlar. Biyolojik malzemeler, polipeptidler (proteinler), polisakkaritler, nükleik asitler, polyesterler, hidroksiapatit veya bunların kompozitlerinden oluşmaktadır [13].

Biyomedikal uygulamalarda kullanılan sentetik malzemeler, metalikler, seramikler, kompozitler ve polimerik biyomalzemelerdir [13].

1.5.1. Metalik Biyomalzemeler

Kristal yapıları ve sahip oldukları güçlü metalik bağlar nedeniyle üstün mekanik özellikler taşıyan metal ve metal alaşımlarının biyomalzeme alanındaki payı oldukça büyüktür. Metaller; sağlamlıkları, şekillendirilebilir olmaları ve deformasyona karşı dirençli olmaları nedeniyle biyomalzeme olarak tercih edilmektedir. Metallerin olumsuz yanları ise, biyoyumluluklarının düşük olması, korozyona uğramaları, dokulara göre çok sert olmaları, yüksek yoğunlukları ve alerjik doku reaksiyonlarına neden olabilecek metal iyonu salınımı gibi özellikleridir.

İnsan vücudunda kullanılmak üzere geliştirilen ilk metal alaşımı olan vanadyum çeliği kırık kemiklerin tedavisinde vida ve plaka olarak kullanılmıştır. Ayrıca, demir (Fe), krom (Cr), kobalt (Co), nikel (Ni), titanyum (Ti), tantalyum (Ta), niyobyum (Nb), molibden (Mo) ve tungsten (W)' den imal edilmiş olan alaşımları vücut içerisinde belli bir süre kullanımı uygun görülmüştür [14].

Günümüzde en çok kullanılan metalik biyomalzemeler, 316L paslanmaz çelik, kobalt-krom-molibden alaşımları, saf titanyum ve titanyum alaşımlarıdır. Tablo 1.2'de bazı metalik biyomalzemelerin kimyasal bileşimleri verilmiştir.

Tablo 1.2. Bazı metalik biyomalzemelerin kimyasal bileşimleri [12]

Element	316 L Paslanmaz Çelik	Co-Cr-Mo (ASTM F799)	4.Sınıf Ti (ASTM F67)	Ti-6Al-4V (ASTM F136)
Al	-	-	-	5,5-6,5
C	0,03 maksimum	0,35 maksimum	0,01 maksimum	0,08 maksimum
Co	-	Kalan	-	-
Cr	17	26-30	-	-
Fe	Kalan	0,75 maksimum	0,30-0,50	0,25 maksimum
H	-	-	0,0125-0,015	0,0125 maksimum
Mo	2	5-7	-	-
Mn	2 maksimum	1 maksimum	-	-
N	-	0,25 maksimum	0,03-0,05	0,05 maksimum
Ni	10,00	1 maksimum	-	-
O	-	-	0,18-0,40	0,13 maksimum
P	0,03 maksimum	-	-	-
S	0,03 maksimum	-	-	-
Si	0,75 maksimum	1 maksimum	-	-
Ti	-	-	Kalan	Kalan

Tablo 1.2'nin devamı

V	-	-	-	3,5-4,5
W	-	-	-	-

Metalik biyomalzemeler, bir yandan ortopedik uygulamalarda eklem protezi ve kemik yenileme malzemesi olarak kullanılırken, diğer yandan yüz ve çene cerrahisinde, örneğin diş implantı gibi ya da kalp-damar cerrahisinde yapay kalp parçaları, kateter, vana, kalp kapakçığı olarak da kullanılabilir.

1.5.1.1. Saf Titanyum

Titanyum, alüminyum (Al) ile çelik arasında bir yoğunluğa (4.51 gr/cm^3) sahiptir ve nispeten hafif bir elementtir. Titanyum demirden daha yüksek bir ergime derecesine (1668°C) ve alüminyum ile demir arasında orta bir elastisite modülüne sahiptir [15]. Titanyumun bazı fiziksel ve mekanik özellikleri Tablo 1.3'de verilmiştir.

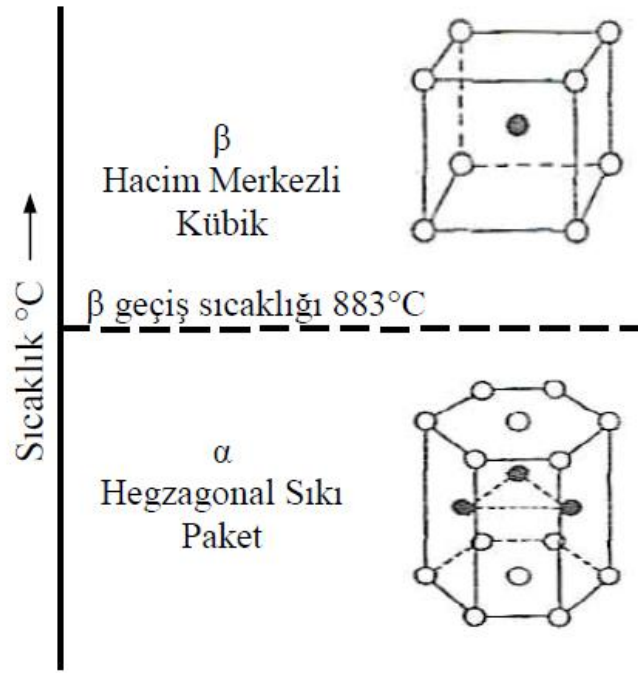
Tablo 1.3. Titanyumun bazı fiziksel ve mekanik özellikleri [16].

<i>Fiziksel Özellikler</i>	<i>Saf Titanyum (%98,9-99,5)</i>
Yoğunluk (gr/cm^3)	4,51
Ergime sıcaklığı ($^\circ\text{C}$)	1650-1670
Isı iletkenliği ($\text{KCal/sa/cm/}^\circ\text{C}$)	13,4-17,1
Genleşme katsayısı ($200-900^\circ\text{C})(^\circ\text{C}^{-1}) \times 10^{-6}$	9,18-9,90
Özdirenç ($20^\circ\text{C})(\mu\Omega\text{-cm})$	48-60

Tablo 1.3'ün devamı

<i>Mekanik Özellikler</i>	<i>Saf Titanyum (%98,9-99,5)</i>
Elastisite modül (GPa)	102-107
Kesme modülü (GPa)	42
Çekme dayanımı (MPa)	
oda sıcaklığında	260-690
425°C'de	140-325
Akma dayanımı (MPa)	
oda sıcaklığında	186-585
425°C'de	70-325
Uzama (%)	
oda sıcaklığında	17-30
425°C'de	25-30
Sertlik (Rockwell)	70-100 R _B
Kesme dayanımı (MPa)	345-415

Titanyum iki allotropik kristal yapıda bulunur. Bunlar sıkı düzenli hegzagonal (SDH) yapıya sahip α ve hacim merkezli kübik (HMK) yapıya sahip β 'dir (Şekil 1.2). 883 °C'ye kadar kararlı α fazı, 883°C'nin üzerinde SDH- α fazından HMK- β fazında dönüşür [15].



Şekil 1.2. Saf titanyumun allotropik yapısı [15]

1.5.1.2. Titanyum ve Alaşımlarının Uygulama Alanları

Titanyum alaşımlarının başlıca uygulama alanı ise diş ve cerrahi implantlardır. Bu malzemelerin cerrahi implantlardaki en yaygın kullanım alanı kemik plakaları, civataları, eklem çubukları, kalça çivileri, bölgesel veya tüm olarak kalça, diz, dirsek, çene, parmak ve omuz ticari alaşımsız ve Ti-6Al-4V alaşımından üretilmektedir. Aynı zamanda alaşımsız titanyumdan kalp kapakçıkları da yapılmaktadır. Titanyum alaşımlarının diğer uygulama alanları, uzay araçları, güdümlü mermiler ve jet motorları gibi havacılık uygulamalarıdır. Havacılık uygulamaları, alaşımlanmış titanyumun düşük yoğunluğu ve yüksek sıcaklıklardaki yüksek dayanım/ağırlık oranının baz alınmasıyla genişlemiştir. Titanyumun korozyon direncinin iyi olması nedeniyle denizcilik alanında da uygulamaları artmış ve titanyum kullanımı deniz suyuyla soğutulan güçlü kondansatörlerde yaygınlaşmıştır [17]. Değişik titanyum alaşımlarının uygulama alanları Tablo 1.4'de verilmiştir [18].

Tablo 1.4. Değişik titanyum alaşımlarının uygulama alanları [18]

Alaşım	Karakteristik	Genel Uygulama Alanları
Alaşımsız Ti (α alaşımı)	Şekillendirilebilirliği ve kaynaklanabilirliği oldukça yüksek	Isı değiştirgeçleri, kimyasal-işleme endüstrisi.
Ti-5Al-2,5Sn (α alaşımı)	İyi kaynaklanabilirlik ve kararlılık, 480°C sıcaklığa kadar kararlı mukavemet	Jet motor ve türbin motor uygulamalarında.
Ti-6Al-2Sn-4Cr-2Mo (α' ya yakın)	Mükemmel sürünme dayanımı, yüksek tokluk ve mukavemet	Gaz türbin motorlarında dövme ve haddeleme ürünlerinde, uçak dış kaplama parçalarında.
Ti-5,8Al-4Sn-3,5Zr-0,7Nb-0,5Mo-0,3Si (α' ya yakın)	Kaynaklanabilirlik, yüksek sıcaklıkta geliştirilmiş yorulma dayanımları	Maksimum 590°C sıcaklıklardaki endüstriyel uygulamalarda
Ti-6Al-4V (α/β)	Mükemmel yorulma dayanımı, biyouyumluluk, 300°C sıcaklığa kadar ısıl kararlılık	Ortopedik implant, gaz türbin diskleri, kimyasal işlem üniteleri.
Ti-6Al-7Nb (α/β)	Mükemmel biyouyumluluk, yüksek mukavemet	İmplant uygulamalarında
Ti-5Al-2,5Fe (α/β)	Yüksek sıcaklıkta uzun süreli yük taşıyıcı	İmplant uygulamalarında
Ti-6Al-2,5Sn-4Zr-6Mo (α/β)	Düşük elastisite modülü, biyouyumluluk	Kompresör fan kanatçıkları ve gaz türbin motor uygulamalarında
Ti-35Nb-5Ta-7Zr (meta stabil β)	Düşük elastisite modülü, biyouyumluluk	İmplant uygulamalarında
Ti-13Nb-13Zr (α/β)	Düşük elastisite modülü, biyouyumluluk	İmplant uygulamalarında
Ti-13V-11Cr-3Al (β)	İyi kaynaklanabilen yüksek mukavemetli	Yüksek mukavemetli uçak konstrüksiyonda

1.5.1.3. Titanyumun Genel Özellikleri ve Alaşım Davranışı

Çok küçük miktarlardaki O, C, N ve H gibi arayer elementleri kirlenmeleri titanyumun mekanik özelliklerini belirgin şekilde değiştirebilir. Genellikle süneklilik açısından dayanımını azaltır. Örneğin % 0,1 N miktarı titanyumun dayanımını iki katına çıkarırken sünekliliğini yarıya indirir. Büyük miktarda arayer elementleri ilavesi (%1'den daha az) titanyumun kullanımı esnasında kırılmasına sebep olabilir. Bundan dolayı alaşımlandırma ile özelliklerdeki yararlı değişimleri araştırmada, arayer elementleri ilaveleriyle kontrol sağlanır. Arayer alaşım elementleri düşük seviyede tutulduklarında faydalıdır [19].

1.5.1.4. Titanyumun Fiziksel ve Kimyasal Özellikleri

1.5.1.4.1. Korozyon Dayanımı

Aktif bir metal olan titanyumun korozyon dayanımı için, çok ince ve koruyucu bir oksit filminin oluşması gereklidir. Bu titanyum oksit filmi kimyasal ortamlara, deniz suyuna ve diğer klorlu ortamlardaki korozyona dayanıklıdır. Bazı özel durumlar vardır ki, bu durumlarda korozyon oluşturan çevreler titanyumun içindeki gerilim ile birleşir. Bu durum da gerilim korozyonu olarak bilinen olaya sebebiyet verir [20-21].

1.5.1.4.2. Isıl İletkenlik

Titanyum atomları arasındaki çok yüksek bağ gücü, düşük ısı yayılımı ve yüksek ergime sıcaklığının bir sonucu olarak görülmektedir. Ayrıca ısı iletkenliği de düşüktür. Bu özellikler bir sıcaklık aralığında çok küçük toleranslar için faydalı olabilir veya Fe ve Ni alaşımlarıyla beraber yapılan uygulamalarda zararlı olabilmektedir [20-21].

1.5.1.4.3. Elektrik İletkenliği

Titanyum düşük elektrik iletkenliğine sahiptir. Titanyum, düşük elektrik iletkenliği bakımından diğer elementler içinde en yüksek değere sahiptir. Bundan dolayı titanyum çeşitli ekipmanlarda ve buz kırıcı cihazların yapımında kullanılabilir [20-21].

1.5.1.4.4. Ekonomiklik

Titanyum ve alaşımları, alüminyum ve çelikle karşılaştırıldığında oldukça pahalı malzemelerdir. Bununla birlikte, titanyum ağırlıktan kazandırdığı için motorlarda olduğu gibi bazı uygulamalarda düşük fiyatlı bir malzeme olabilir [20, 22].

1.5.1.5. Titanyumun Bazı Dezavantajları

Atomlararası bağının kuvvetli olması, titanyuma istenilen özellikleri vermekte ve onu çok reaktif yapmaktadır. Bundan dolayı cevherden titanyumu çıkarmak oldukça zordur. Titanyum yüksek sıcaklıklarda hemen hemen diğer bütün malzemelerde reaksiyona girmekte ve kirlenme oluşmaktadır. Bu kirlenme titanyumun gevrekleşmesine ve bazı özelliklerinin kaybolmasına neden olur [22].

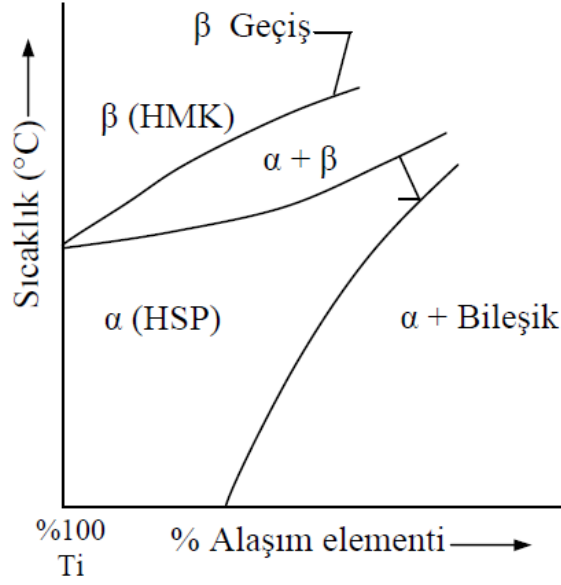
Titanyumun ısı işlemlerinde atmosferik gazlarla reaksiyona girmesi önemli bir faktördür. Titanyum, 150°C'nin üzerinde hidrojen, 700°C'nin üzerinde oksijen, 815°C'nin üzerinde ise azot absorbe eder ve bu durum kırılabilirliğe neden olur [22].

1.5.1.6. Titanyum Alaşım Sistemleri

Titanyum alaşımalarında gözlenen çeşitli mikroyapıları yorumlamak için farklı titanyum alaşımalarının kararlı sistemleri ve ikili faz diyagramlarının bazı bilgilerine sahip olmak gerekir. İkili titanyum alaşımaları iki kararlı sisteme ayrılır [15].

1.5.1.6.1. α –Kararlaştırıcı Sistemler

Kararlı bir sistemde α faz bölgesi α kararlaştırıcı elementlerin ilavesiyle genişler ve β geçiş sıcaklığı yükselir. α kararlaştırıcı sistem Şekil 1.3'de görülmektedir. Titanyum α fazını kararlı hale getiren bazı yeralan elementleri, alüminyum (Al), galyum (Ga) ve germanyum (Ge)'dur. Bunlardan en önemlisi alüminyum'dur. Çünkü Al, titanyumun sünekliğini ve hafifliğini artırır. α fazını kararlı hale getiren bazı arayer alaşım elementleri ise oksijen (O), azot (N) ve karbon (C)'dur. Oksijen bütün ticari titanyumlarda bulunduğu için önemli bir α kararlaştırıcı elementtir [15].



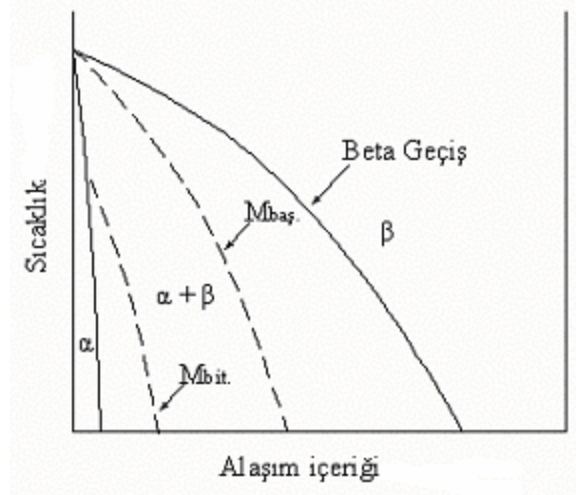
Şekil 1.2. α -Kararlaştırılmış sistem

1.5.1.6.2. β - Kararlaştırıcı sistemler

β kararlı sistemde β faz bölgesi, β kararlaştırıcı elementlerin ilavesiyle genişler. İki β kararlı sistem vardır [15]. Bunlar;

β - Tek faz katı eriyik (izomorfuz) sistem

β izomorfuz sistemde alaşım elementleri β fazında tamamen çözünebilir ve β fazının bir başka faza veya bileşiğe ayrışması olmaz. β geçiş sıcaklığı alaşım elementleri miktarı arttırıldığında azalır (Şekil 1.4.). β izomorfuz tip alaşım elementleri molibden (Mo), tantalum (Ta), vanadyum (V) ve niyobyum (Nb)'dur [15].



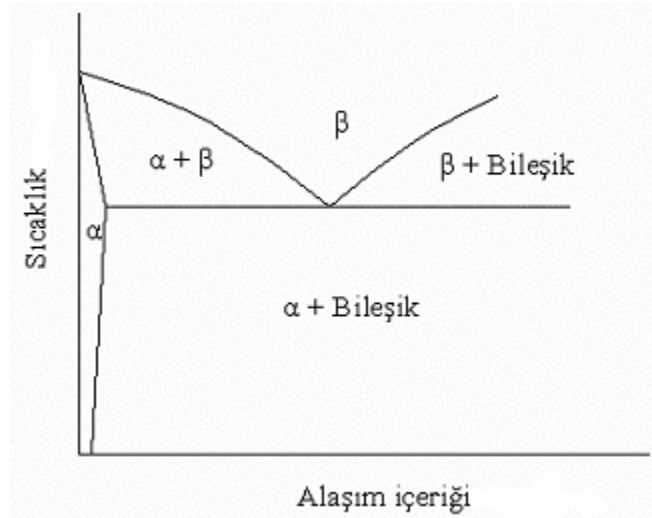
Şekil 1.3. β -İzomorfuz sistemi [15]

β - Ötektoid sistem

β ötektoid alaşım elementleri iki tiptir.

- 1) Hızlı veya aktif ötektoid oluşturucular
- 2) Yavaş veya çok ağır ötektoid oluşturucular

Titanyumda hızlı ötektoid oluşturucular silisyum (Si) ve bakır (Cu)'dır. Yavaş ötektoid oluşturucular ise krom (Cr), mangan (Mn), demir (Fe), nikel (Ni) ve kobalt (Co) gibi elementlerdir. β - Ötektoid sistem Şekil 1.5'de verilmiştir.



Şekil 1.4. β -Ötektoid sistem [15]

1.5.1.7. Titanyum Alaşımlarının Faz Yapılarına Göre Sınıflandırılması

Titanyum alaşımları α , α - β alaşımları ve β alaşımları olmak üzere faz yapılarına göre üç grupta toplanır. α alaşımlarının tüm yapısı α fazından oluşurken, β alaşımlarının yapısında yüksek oranda β fazı bulunmaktadır ve bu yapıyı çözündürme sıcaklığında hem α hem de β fazı içermektedir. Yapısında β fazından çok daha fazla α içeren alaşımlara da yakın- α alaşımları denilmektedir. ‘süper α ’ veya ‘lean β ’ isimleri de bu alaşımlar için kullanılmaktadır [20,23]. Titanyum alaşımlarının üç yapısal türünün karakteristikleri Tablo 1.5’de verilmiştir [24].

Tablo 1.5. Titanyum alaşımlarının faz yapılarına göre üç yapısal türünün özellikleri [24]

α	Bu alaşımlara ısı işlem uygulanmaz ve genellikle kaynak edilebilirler. Orta-düşük arası bir dayanıma sahiptir, çentik toklukları iyidir, makul bir süneklik ve çok düşük sıcaklıklarda mükemmel mekanik özelliklere sahiptir. Daha yüksek alaşımlı α ve yakın- α alaşımlar yüksek sıcaklıkta iyi sürünme dayanımı ve oksidasyon direnci de sunar.
$\alpha+\beta$	Bu alaşımlara ısı işlem uygulanabilir ve α alaşımlara göre daha iyi kaynak edilebilirler. Dayanım düzeyleri orta-yüksek arasındadır. Bu alaşımların sıcak şekil verme özelliği iyidir, fakat yüksek sıcaklıkta sürünme dayanımı çoğu α alaşımları kadar iyi değildir.
β	β veya yakın- β alaşımlara kolayca ısı işlem uygulanabilir, genellikle kaynak edilebilirler. Orta sıcaklıklar için iyi sürünme direnci ve yüksek dayanımlar sağlar. β alaşımlarının çözündürme işlemine tabi tutulması durumunda mükemmel şekillendirilebilirliği beklenir.

1.5.1.7.1. α ve Yakın- α Alaşımları

α titanyum alaşımları genellikle Al, Sn ve Zr elementlerini içerir. Bugün ticari kullanımda tüm α titanyum alaşımlarından sadece bir tane önemli olanı vardır. Bu alaşım Ti-5Al-2,5Sn'dir [15, 23].

Aluminyum, titanyum için en önemli alaşım elementidir. Çünkü Al, titanyumu katı eriyik mukavemetlenmesi ile mukavemetlendirir ve yoğunluğunu azaltır. Bütün titanyum alaşımlarında belirli bir düzeyde bulunan oksijen de Al gibi kuvvetli bir α kararlaştırıcısıdır ve titanyumu mukavemetlendirir. Buna karşın titanyumdaki bütün arayer elementleri gibi oksijen de sünekliği düşürür. Bu nedenle, Ti-5Al-2,5Sn alaşımı düşük sıcaklıkta süneklik gerektiren uygulamalar için üretilir. Bu alaşım kaynaklanabilir ve yüksek sıcaklıklarda iyi kararlılık ve oksidasyon direncine sahiptir, bununla birlikte dayanımı orta düzeydedir [15]. Dövülebilme kabiliyetleri çok düşüktür ve dövme sıcaklığı aralığı α - β alaşımları veya β alaşımlardan daha dardır [23].

Yakın- α alaşımları olarak adlandırılan alaşımlar α fazının yüksek sıcaklıklarda tavlanıp β fazından hızlı soğutulması sonucu, yapıda %2-3 β fazının kalması ile oluşan yapılardır. Yakın- α alaşımlarının yapısındaki α fazını kararlaştıran elementler içerebilir. Ti-8Al-1Mo-1V, Ti-6Al-5Zr-0,5Mo-0,2Si gibi malzemeler yakın- α alaşımlarına birer örnektir. Bu alaşımlar α alaşımlarına benzer özellikler göstermekle birlikte 400-500°C sıcaklık aralığında yüksek dayanım gerektiren uygulamalarda kullanılabilir [20, 23].

1.5.1.7.2. α + β Titanyum Alaşımları

α ve β dengeleyicilerin uygun dengesi ile oda sıcaklığında α ve β 'nin bir karışımı üretilir ve bunlar α + β titanyum alaşımları olarak bilinir. Tablo 1.6'da α ve β dengeleyici elementler ve miktarları verilmiştir [23].

Tablo 1.6. α ve β dengeleyici elementler ve miktarları [23].

Alaşım elementi	Alaşım elementi miktarı (% Ağırlık)	Yapı Hatası
Aluminyum (Al)	2-7	α dengeleyici
Kalay (Sn)	2-6	α dengeleyici
Vanadyum (V)	2-15	α dengeleyici
Molibden (Mo)	2-13	β dengeleyici
Krom (Cr)	2-12	β dengeleyici
Bakır (Cu)	1-3	β dengeleyici
Zirkonyum (Zr)	2-8	sürünme dayanımını artırır
Silisyum (Si)	0,05-1	sürünme dayanımını artırır

$\alpha+\beta$ titanyum alaşımlarının en önemlisi ve yaygın olarak kullanılanı Ti-6Al-4V alaşımıdır. Bu alaşım kolaylıkla kaynaklanabilir ve işlenebilir, levha, ekstrüzyon, tel ve çubuk şeklinde çok çeşitli fabrika ürünleri bulunur. Bu alaşım 482°C'ye kadar iyi bir metalurjik kararlılığa sahip olup, çekme dayanımını 1137 MPa'a yükseltmek için ısıl işlem uygulanabilir. Bu alaşımın dezavantajlarından birisi sertleşebilirliğinin zayıf olmasıdır. Düşük sertleşebilirliğe sahiptir. Bu nedenle sadece 1 inç (25,4 mm)'e kadar olan kısmı sertleştirilebilir [20,23].

1.6. Toz Metalurjisi

Toz Metalurjisi (T/M), son şekle yakın parça imal etme ve ileri teknoloji malzemeleri alaşımlarının imal edilmesine imkan veren farklı bir imalat yöntemidir. T/M metal tozlarının belirli oranlarda karıştırılarak, oda sıcaklığında hassas kalıplarda, uygun basınçlarda preslenerek şekilledirilmesi, toz tanecikleri arasındaki metalurjik bağların oluşturulabilmesi için kontrollü atmosferlerde sinterlenmesiyle parça üretme yöntemidir. Sinterlemeden sonra

parçalara kalibrasyon, çapak alma, yağlama ve ısıl işlemler gibi ek işlemler de yapılabilir [24].

1.6.1. Toz Metalurjisi Yöntemiyle Parça Üretimi

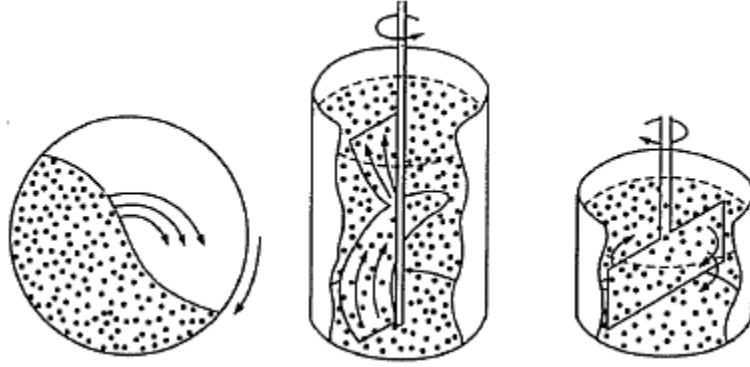
Tozların bir kalıpta preslenmesi öncesi yapılması gereken bir seri işlem vardır ve genellikle bu işlemler toz numune hazırlama olarak adlandırılır. Bu kapsamda; toz boyut analizinin yapılması, tozların akıcılık ve görünür yoğunluklarının belirlenmesi, toz yüzey oksitlerinin temizlenmesi ve yağlayıcı vb. katkıları ilave edilerek tozun karıştırılması, presleme öncesi yapılması gereken işlemler olarak kabul edilebilir. Parça üretimi, tozların zımbalar aracılığıyla basınç uygulayarak sıkıştırılması ve sonrasında sinterlenmesi işlemidir. Sıkıştırma işleminden sonra parça elle tutulabilecek şekilde mukavemet kazanır, ancak esas mukavemet toz parçacıkları arasında bağ oluşumuna imkan veren sinterleme işleminde kazanılır. T/M yöntemiyle parça üretim işleminde tozlar hiçbir zaman üretim hattından geldiği veya satın alındığı şekliyle hemen kalıba doldurulup preslenmezler [25].

1.6.2. Toz Karıştırma

T/M teknolojisinin toz imalatından sonraki önemli bir aşaması, tozların homojen bir şekilde karıştırılmasıdır. Karıştırma işlemiyle aynı zamanda farklı boyutlardaki toz taneciklerinin homojen dağılımı sağlanır. İnce taneli tozlar kaba taneli tozların arasını doldurarak yoğunluk gradyanı minimuma indirilir. Karışım, imalatı yapılacak toz numunenin ağırlığına göre yüzde (%) olarak karışım elementlerinin ağırlığı belirlenerek oluşturulur. Karışım içerisine, genellikle ağırlık olarak % 0,5-1,5 arası yağlayıcı ilave edilmektedir. Yağlayıcı olarak kalsiyum stearat, parafin, çinko stearat, stearik asit ve lityum stearat en çok kullanılanlarıdır. Sıvı yağlayıcılar tozun akma özelliğini bozduğundan karışıma ilave edilen yağlayıcılar genellikle kuru toz şeklindedir. Yağlama, yağlayıcının kalıp duvarlarına sürülmesi veya doğrudan preslenecek toza katılması şeklinde uygulanır. Teorik olarak kalıp duvarlarının yağlanması tercih edilse de karmaşık şekilli parçaların seri üretiminde bu durumun sağlanması kolay değildir. Bu nedenle yağlayıcılar çoğunlukla

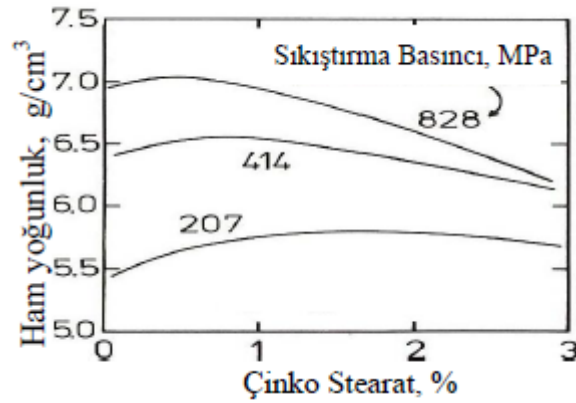
presleme öncesi tozun içerisine ilave edilir. Kullanılan yağlayıcılar sinterlemenin bağlayıcı giderme aşamasında sistemden uzaklaştırılır [25].

Toz karıştırma mekanizmaları; yayınma, konveksiyon ve kesmedir (Şekil 1.6). Yayınma ile karıştırma dönen silindir içerisinde, konveksiyon ile karıştırma vidalı karıştırıcıda ve kesme ile karıştırma ise bıçaklı karıştırıcıda yapılmaktadır. Yayınma ile karıştırma her parçacığın toz kütle içerisinde hareketi ile oluşur. Sürekli dönen silindir tozları ve kesme düzlemlerini ortaya çıkarır ve bu durum parçacıkların birbiri içerisinde karışmalarını teşvik eder. Konveksiyonla karıştırma toz gruplarının bir yerden başka bir yere taşınımı ile karıştırılmalarını içerir. Vıda, küçük toz grubunu alt yüzeyden keserek harman içerisinde üstlerde bir yere taşır. Kesme ile karıştırma sürekli ayrışma ve tozların kayma düzlemleri üzerinde akmaları ile oluşur [25].



Şekil 1.5. Üç farklı toz karıştırma yönteminin şematik gösterimi
a) yayınma , b) konveksiyon, c) kesme [25]

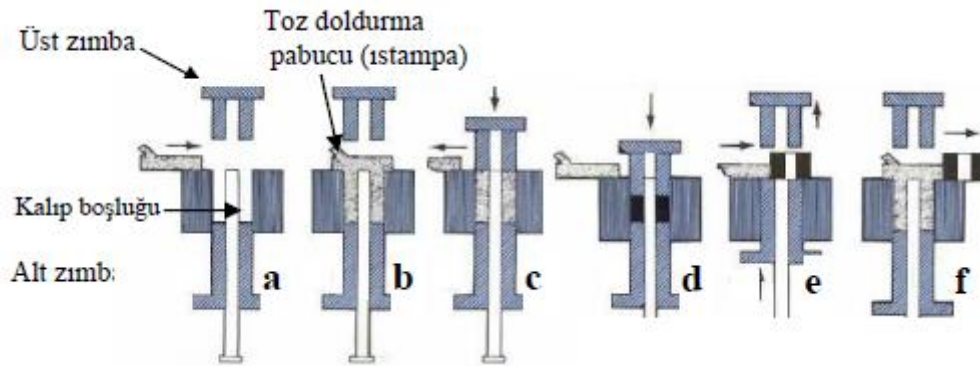
Karıştırma işleminde karıştırma türü, karıştırıcı hızı, karıştırma süresi ve karıştırıcı doluluk oranı verimi etkiler. Karıştırıcının içi tozla dolduruldukça tozların göreceli hareketliliği engellenir. Karıştırıcının doluluk oranı, minimum % 30-40 oranında olması tavsiye edilmektedir. Karıştırıcının dönme hızı, karıştırma verimliliğine büyük oranda etki etmektedir. Düşük karıştırma hızı yeterli karışımın elde edilmesi için gerekli süreyi uzatmakta, yüksek karıştırma hızı da homojenliği ortadan kaldırmakta, toza merkezkaç kuvveti vererek toz akışını engellemektedir [24]. Karışıma ilave edilen yağlayıcı oranı arttıkça, ham yoğunluk değerleri düşmektedir (Şekil 1.7). [23]



Şekil 1.6. Çinko-Stearat oranının ham yoğunluğa etkisi [23]

1.6.3. Tozların Sıkıştırılması

Tozların basınçla deforme edilerek, aralarında bağ oluşturma işlemine toz sıkıştırma denir. Yoğunlaşma, yüksek basınçlarda toz parçacıklarını presleyerek elde edilir. Sıkıştırma sonrası elde edilen parçanın kendi ağırlığını taşıyabilecek kadar bir yoğunluk kazandırılması gerekmektedir. Tam yoğunluk sinterleme sonrası elde edilir. Toz metal parçaların sıkıştırılması Şekil 1.8'de verilmiştir [26].

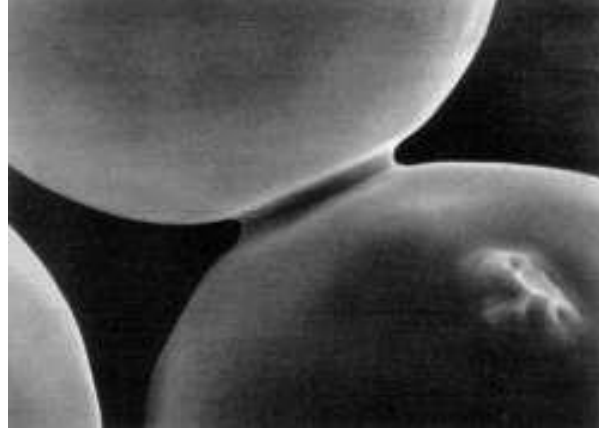


Şekil 1.7. Toz metal parçaların sıkıştırma basamakları [26]

1.6.4. Tozların Sinterlenmesi

Sinterleme, parçacıkların birbirine bağlanmasını sağlayarak önemli ölçüde mukavemet artışına ve özelliklerin iyileşmesine sebep olan ısıtma işlemidir. Sinterleme işlemi, gözenekli yapıda şekil kazandırılmış tozların, özgül yüzey alanının küçülmesi, partikül temas alanının büyümesi ve buna bağlı olarak gözenek hacminin küçülmesine neden

olan ısı olarak aktive edilmiş malzeme taşınımı olarak tanımlanabilir. Tek bileşenli sistemlerde genellikle sinterleme sıcaklığı olarak metalin mutlak ergime sıcaklığının 2/3 veya 4/5'i alınır. Sinterleme sırasında boyun oluşumu Şekil 1.9'da verilmiştir [25].



Şekil 1.8. Sinterleme sırasında boyun oluşumu [25]

1.7. Literatür Özeti ve Çalışmanın Amacı

Henriques vd. geleneksel Ti-6Al-4V tıbbi implant alaşımının yerine daha yüksek biyouyumluluğa sahip Ti-6Al-7Nb α - β alaşımının üretimini gerçekleştirmişlerdir. Bu alaşım numuneleri elementel toz karıştırma tekniğiyle elde edilmiştir. Numuneler 700-1500°C sıcaklık aralığında, 20 MPa sıkıştırma basıncında ve 20°C/dk ısıtma hızında eş eksenli sıcak preste üretilmiştir. Bu çalışmada sıcak presleme esnasında başlangıç tozlarının davranışı ve uygun mikroyapısal gelişmeler incelenmiştir. Ti-6Al-7Nb alaşımının SEM, XRD incelemeleri ve yoğunluk ölçümleri alaşımın yapıda homojen bir davranış sergilediğini, difüzyonun kontrollü olduğunu ve Ti-Al arayer bileşikleri (TiAl ve Ti₃Al) düşük sıcaklıkta oluştuğunu göstermiştir. Artan sıcaklıkla, alaşımın homojenizasyonunda 1300°C'nin üzerindeki sıcaklıklarda mikroyapı boyunca kaba tabakalı α + β yapısı bulunmuştur [27].

Esen vd. magnezyum ve titanyumun bir arada kullanılmasıyla yeni bir biyomedikal kopolit malzemeyi T/M yöntemiyle üretmişlerdir. Hacimce % 50, 60, 70 ve 80 Mg tozu içeren Ti-Mg tozları, iki ucu kapatılmış bakır boru içinde 430°C'de sıcak deforme edilen numunelerin çapında yaklaşık % 45 değişim gözlenmiştir. Üretilen Ti-Mg numuneleri 600°C'de 100 dk sinterlendikten sonra basma yükleri altında mekanik özellikleri karakterize edilmiş ve kompozitlerin iç yapıları optik ve elektron mikroskobu ile incelenmiştir. Üretilen

kompozitlerin sünekliliğinin oldukça yüksek olduğu saptanıp, elastisite modülü 6-12 GPa, akma dayanımı da 123-245 MPa aralığında tespit edilmiştir. Üretilen Ti-Mg kompozitlerin mekanik özellikler bakımından biyomedikal uygulamalara oldukça uygun olduğu görülmüştür [28].

Yalçın implant endüstrisinde sıklıkla kullanılan Ti-6Al-4V, Ti-6Al-7Nb ve Ti-5Al-2,5Fe alaşımının yanında Ti-6Al-4V-4Ta alaşımını T/M yöntemiyle üretmiştir. Alaşımlar elementel toz karıştırma yöntemiyle 450-550 MPa tek eksenli sıkıştırma basıncıyla çelik kalıp içerisinde sıkıştırılmış ve argon koruyucu gaz ortamına sahip tüp fırında, 1200°C iki saat sinterlenerek imal etmiştir. İmal edilen numunelerin, sinterleme öncesi yoğunluklarının sinterleme sonrası değişimi, çekme ve eğilme dayanımı, mikrosertlik, kuru ve hank sıvısı içerisinde aşınma özellikleri belirlenmiştir. Üretilen numunelerin elastisite modül değerleri belirlenip, kırılma ve aşınma yüzeylerine SEM-EDS incelemesi yapılmıştır [29].

Choubey vd., farklı Ti alaşımlarının aşınma davranışlarını, fretting temas koşullarında vücut akışkan sıvısına benzer yağlayıcı ile deneysel olarak incelemiştir. Biyomalzeme olarak Ti-6Al-4V, Ti-5Al-2,5Fe, CP titanyum, Ti-13Nb-13Zr ve Co-28Cr-6Mo alaşımlarını kullandılar. Numunelerin aşınma davranışları, 10 N yük altında ve toplam 10000 devir kayma mesafesi sonrası belirlemiştir. Çalışmalarında, Ti-5Al-2,5Fe alaşımının diğer alaşımlara göre daha düşük sürtünme katsayısına sahip olduğunu tespit etmişlerdir [30].

Sakaguchi vd., Ti-30Nb-XTa-5Zr alaşımının mekanik özellikleri üzerine tantalın etkisini araştırmışlardır. Biyomalzeme uygulamaları için hazırladıkları Ti alaşımına %0-20 Ta ilavesini T/M yöntemi ile sağlamışlardır. Ta ilavesini sırasıyla %0, %5, %10, %15 ve %20 miktarlarında Ti-30Nb-5Zr alaşımına ilave ederek, 40 mm çapında 100 mm uzunluğundaki ham numuneleri, soğuk izostatik presleme yaptıktan sonra 1300°C sıcaklıkta ve vakum ortamında sinterlemiştir. Üretilen numunelere çekme deneyi yaparak Ta ilavesinin çekme dayanımı ve elastisite modülü üzerine etkisini deneysel olarak belirlemiştir. 0-10 oranlarında Ta ilavesinin elastisite modülünü ve çekme dayanımını düşürdüğünü, %10-20 oranlarında Ta ilavesinde ise, çekme dayanımı değerini önemli oranda arttırdığını tespit etmişlerdir [31].

Aoki vd., Ti-6Al-4V alaşımına Cu ilavesinin mekanik özelliklere etkisini incelemiştir. Çalışmalarında, Ti-6Al-4V alaşımına %1, %4 ve %10 oranında bakır ilave ederek imal ettikleri alaşımın mekanik özellikleri ile Cp titanyum ve Ti-6Al-4V alaşımının

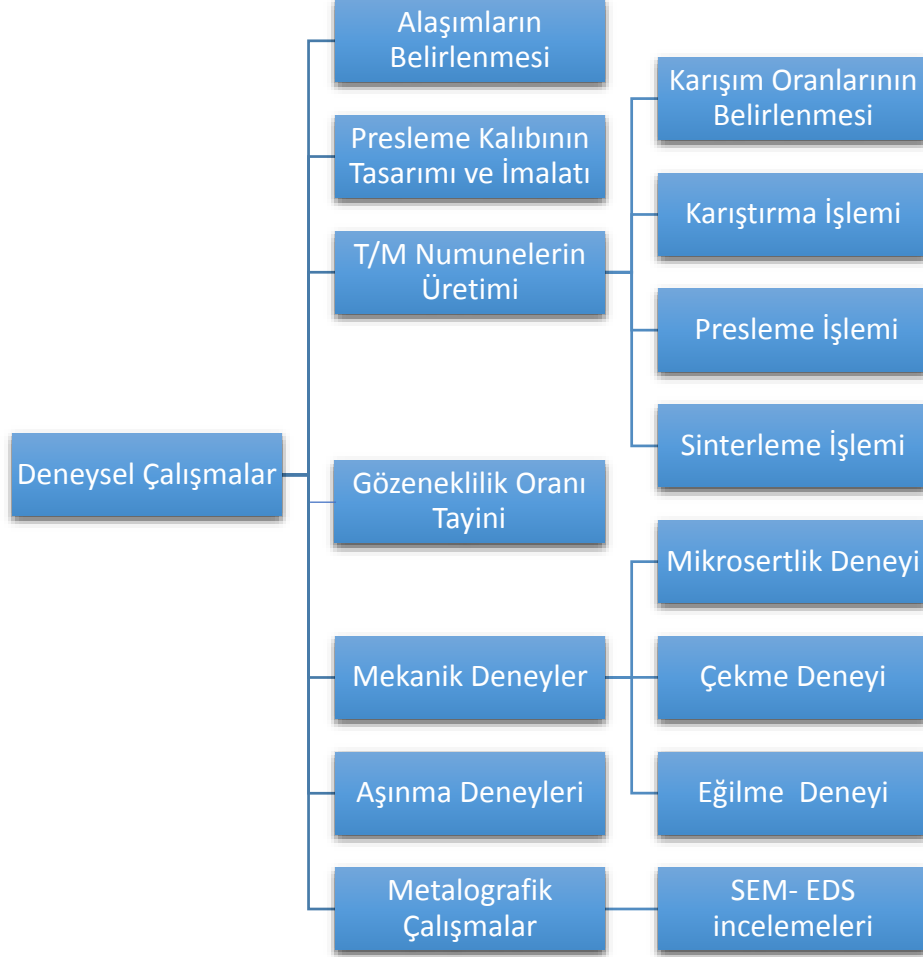
mekanik özelliklerinin deneysel olarak belirlemişlerdir. Bakır takviyesiyle numunelerin sertlik değerinin arttığı, çekme mukavemetinin azaldığı ve % boyut uzamanın sıfır değerine yaklaştığını tespit etmişlerdir [32].

Dikici, Ni-Ti alaşımının toz metalürjisi yöntemiyle en iyi porozite oranında ve basma dayanımında üretimini amaçlamıştır. Bu amaçla hazırlanan titanyum ve nikel tozları, uçucu toz olarak belirli oranlarda üre ile kuru karıştırma ve mekanik alaşımlama teknikleriyle karıştırılıp, pres sonrası sintelenmiştir. Pres basıncının sinterleme sıcaklığının ve uçucu toz oranının, alaşımın fiziksel, yapısal ve mekanik özelliklerine etkilerini incelemiştir. Mekanik özelliklerinin incelenmesi amacıyla basma deneyleri gerçekleştirilmiştir. Sinterleme sonrası basma dayanımı üre oranına bağlı olarak sürekli azalmaktadır. Presleme basıncı arttıkça numunelerin basma dayanımı değerleri artmaktadır. 200MPa basınçla preslenen numunelerde porozite oranı %31-34 iken, 625 MPa basınçla preslenen numunelerde % 28-31 aralığında elde edilmiştir [33].

Yapılan literatür araştırmalarında Ti-6Al-X alaşım sistemine artan oranlarda ve ayrı ayrı olarak Nb, Fe ve Sn gibi malzemelerin ilave edilerek mekanik ve aşınma özellikleriyle ilgili olarak yeterince çalışmanın olmadığı görülmüştür. Bu nedenle bu çalışmada Ti tozlarına T/M yöntemiyle % 3,5-21 oranlarında (% 3,5 artırılarak) Nb, Fe ve Sn tozları ilave edilerek gözenekli implant malzemeler üretilmiş ve üretilen numunelerin mekanik özellikleriyle aşınma özellikleri (kuru ve hank sıvısında) belirlenmiştir.

2. DENEYSEL ÇALIŞMALAR

Deneyisel araştırmalar için belirlenen deney planı Şekil 2.1’de verilmiştir.



Şekil 2.1. Deneyisel çalışmalar için belirlenen deney planı

2.1. Alaşımın Belirlenmesi

Yapılan araştırmalar sonucu, biyomalzeme olarak implant uygulamalarında kullanılabilmesi amacıyla Ti-6Al-XNb, Ti-6Al-XFe ve Ti-6Al-XSn alaşım grupları belirlenmiştir. Deneyde kullanılan alaşımın, kimyasal kompozisyonları ve diğer özellikleri Tablo 2.1, 2.2 ve 2.3’de sırasıyla verilmiştir.

Tablo 2.1. Ti-6Al-XNb alaşımını oluşturan tozların kimyasal kompozisyonu

Alaşım elemanı	Ti	Al	Nb	Zn-S
Ağırlık (%)	90,5-73	6	3,5-21	0,5
Ergime sıcaklığı (°C)	1668	660	2477	120-124
Toz boyutu (µm)	44	44	44	-
Toz morfolojisi	(%80Köşeli+%20Küresel)	Köşeli	Köşeli	-

Tablo 2.2. Ti-6Al-XFe alaşımını oluşturan tozların kimyasal kompozisyonu

Alaşım elemanı	Ti	Al	Fe	Zn-S
Ağırlık (%)	90,5-73	6	3,5-21	0,5
Ergime sıcaklığı (°C)	1668	660	1538	120-124
Toz boyutu (µm)	44	44	74	-
Toz morfolojisi	(%80Köşeli+%20Küresel)	Köşeli	Köşeli	-

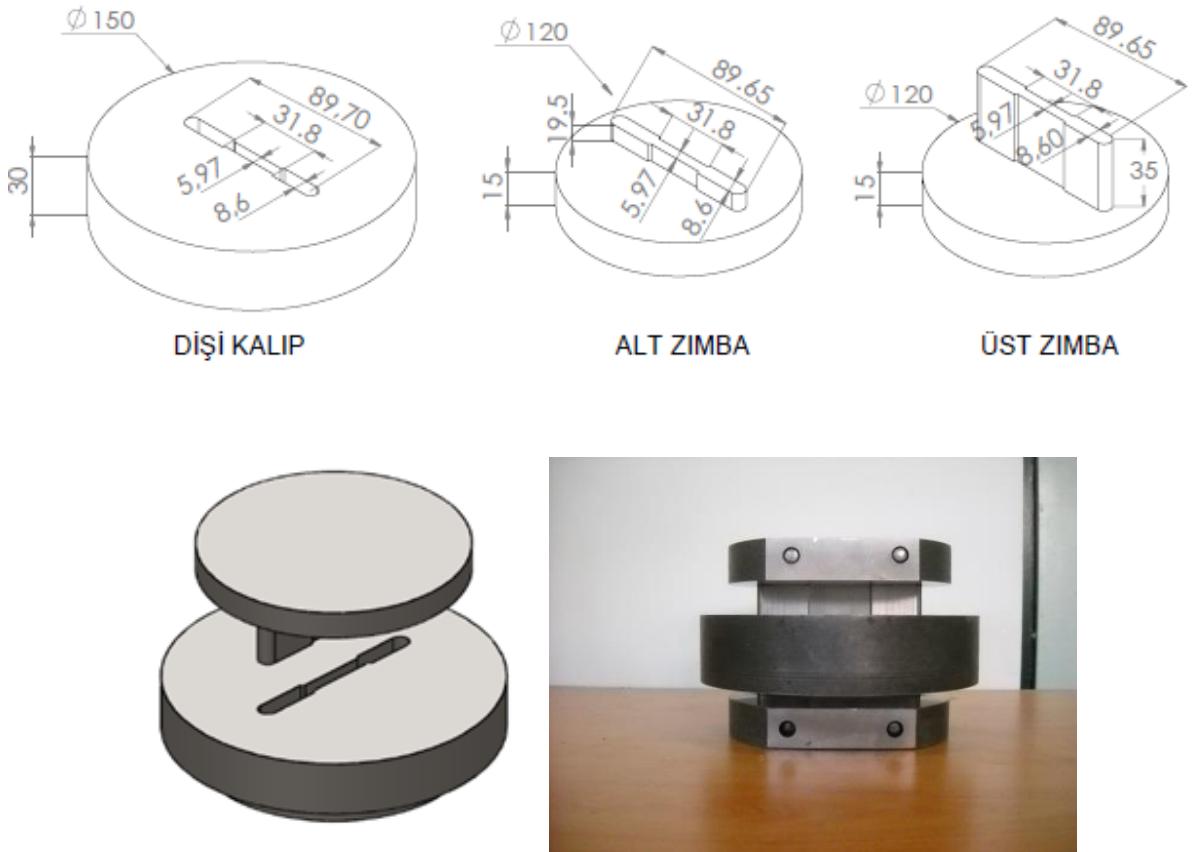
Tablo 2.3. Ti-6Al-XSn alaşımını oluşturan tozların kimyasal kompozisyonu

Alaşım elemanı	Ti	Al	Sn	Zn-S
Ağırlık (%)	90,5-73	6	3,5-21	0,5
Ergime sıcaklığı (°C)	1668	660	232	120-124
Toz boyutu (µm)	44	44	44	-
Toz morfolojisi	(%80Köşeli+%20Küresel)	Köşeli	Köşeli	-

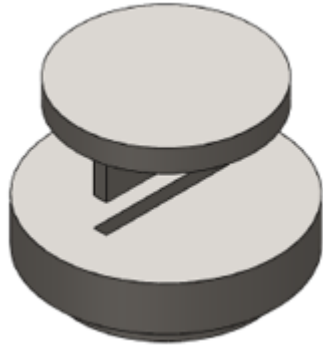
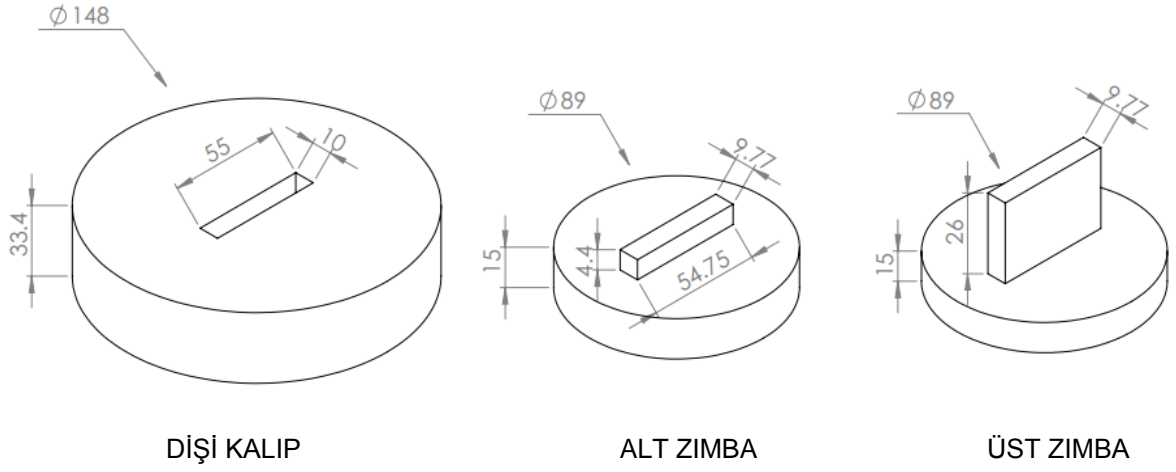
Çalışmada, ilk olarak sıkıştırma kalıbının tasarımı ve imalatı gerçekleştirildi. T/M Ti alaşımının mekanik ve tribolojik özelliklerinin belirlenmesinde, sekizer adet ham numune preslenmiş ve daha sonra sinterlenmiştir. Presleme süresi ve sinterleme koşulları ön deneysel çalışmalar ve literatür araştırmaları sonrası belirlenmiştir. İmal edilen T/M Ti alaşımının implant uygulamalarındaki kullanılabilirliği yapılan deneyler sonrası belirlenmiştir.

2.2. Presleme Kalıbının Tasarımı ve İmalatı

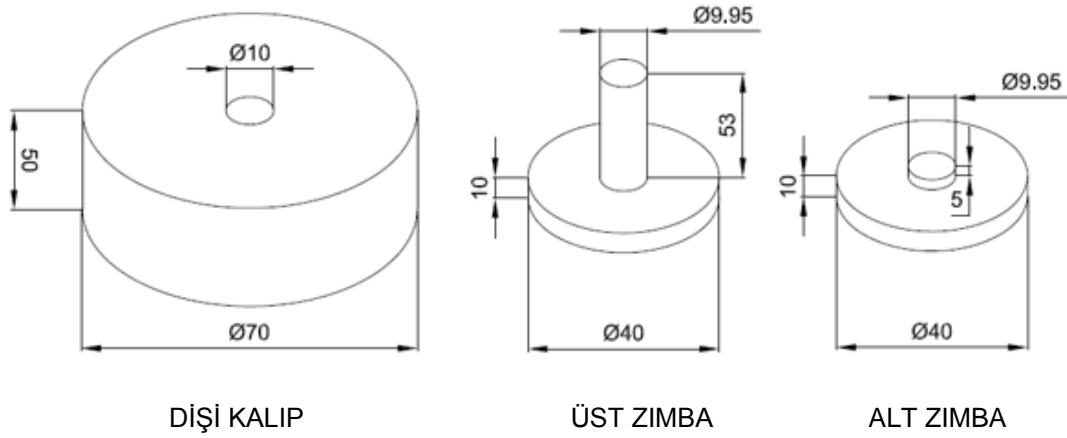
Presleme kalıbı, ASTM standartlarına göre tasarlanıp imal edilmiştir. Temel elementi titanyum tozunun ham durumda kalıp doldurma yüksekliği, alt zımbanın dişi kalıba giriş mesafesi ve üst zımbanın ilk eksenleme giriş mesafesi hesaplanmıştır. Çekme, eğilme ve aşınma deneyleri için üretilen presleme kalıpları ve kalıpların konstrüktif şekilleri Şekil 2.2, 2.3 ve 2.4’de verilmiştir.



Şekil 2.2. Çekme deneyi için presleme kalıbının konstrüktif şekli ve resmi

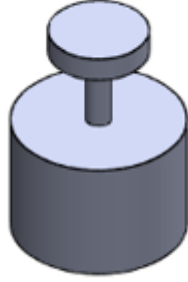


Şekil 2.3. Eğilme deneyi için presleme kalıbının konstrüktif şekli ve resmi



Şekil 2.4. Aşınma deneyi için presleme kalıbının konstrüktif şekli ve resmi

Şekil 2.4'ün devamı



Şekil 2.2, 2.3 ve 2.4' de görüldüğü gibi, dişi kalıplar tornalama ve daha sonra tel erozyon yöntemleriyle üretilmiştir. Kalıp malzemeleri sementasyon çeliğinden imal edilmiştir. Çekme ve eğilme deneyleri için üretilen kalıpların alt ve üst zımbaları iki ayrı malzemeden üretilip, bu malzemeler birbirine sıkı geçme yöntemiyle birleştirilmiştir. Kalıpların imalatından sonra, zımbalara ve içteki dişi kalıp malzemelerine gerekli sertlik artışı için ısıl işlem yapılmıştır. İçteki kalıp malzemesi, tel erozyonda işlenerek imal edilecek numune geometrisi oluşturulmuş, daha sonra taşlama ve polisaj işlemine tabi tutularak parlatılmıştır. Dişi kalıp ile hareketli üst zimba arasında toz yapışma eğilimini azaltmak için, yüzeye karbon kaplanarak yüzey sertliği 54-56 RSD C aralığında arttırılmıştır. Bu kalıp sisteminde, alt zimba ve dişi kalıp hareketsiz, üst zimba eksen boyunca sıkıştırma işlemini gerçekleştirmektedir.

2.3. Numune Üretimi

Numune imalatının gerçekleştirilebilmesi için, ilk olarak, alaşımdaki elementlerin % ağırlıkları hesaplanmıştır. Bu amaçla; Ti-6Al-XNb, Ti-6Al-XFe ve Ti-6Al-XSn alaşımlarının üretilen her sekiz adet numunesi için, toplam toz ağırlığı 72,12 g olup, bu ağırlıktaki her bir tozun miktarı Tablo 2.4'de verilmiştir. Elementel toz karıştırma yöntemi turbula karıştırıcıda yapılmıştır. Deneysel çalışmalarda kullanılan Ti alaşımı için toz karışım hesaplamaları aşağıda verilmiştir. Toz karışımları Presica XB 220 marka 0,1 mg hassasiyetindeki terazi ile hazırlanmıştır.

Tablo 2.4. Ti-6Al-XNb, Ti-6Al-XFe ve Ti-6Al-XSn alaşımlarındaki tozların miktarları (g)

Alaşıım elemanı	Ti		Al	X:Nb/Fe/Sn	Zn-S
	Köşeli (%80)	Küresel (%20)			
Ti-6Al-3,5X	52,214	13,053	4,327	2,524	0,360
Ti-6Al-7X	50,195	12,548	4,327	5,048	0,360
Ti-6Al-10,5X	48,176	12,044	4,327	7,572	0,360
Ti-6Al-14X	46,156	11,539	4,327	10,096	0,360
Ti-6Al-17,5X	44,137	11,034	4,327	12,620	0,360
Ti-6Al-21X	42,118	10,529	4,327	15,144	0,360

Yüksek ham yoğunluk değerine ulaşmak için küresel ve köşeli olarak iki farklı tipte Ti tozu kullanılmıştır. Ti-6Al-XNb, Ti-6Al-XFe ve Ti-6Al-XSn alaşımlarını oluşturan tozlar, turbila karıştırıcıda 55 dev/dk hızda 30 dk karıştırılmıştır. Karıştırma işleminin yapıldığı turbila karıştırıcı Şekil 2.5’de gösterilmiştir.



Şekil 2.5. Turbila karıştırıcı

Presleme işleminden önce, alt zımba dişi kalıba geçirilerek kalıp içerisine yapılacak olan deneylere göre bir numune ağırlığında toz doldurulduktan sonra tozların kalıp içerisinde aynı yükseklikte olması sağlanmıştır. Daha sonra numuneler 600 MPa basınçta üretilmiştir. Presleme işlemi Şekil 2.6’da gösterilen pres cihazında yapılmış olup, presleme süresi çekme ve eğilme deneyleri için üretilen numunelerde 2 dk, aşınma deneyleri için üretilen numunelerde ise 3 dk olarak belirlenmiştir. Çekme, eğilme ve aşınma deneyleri için üretilen numuneler sırasıyla Şekil 2.7’de gösterilmiştir.



Şekil 2.6. Pres cihazı

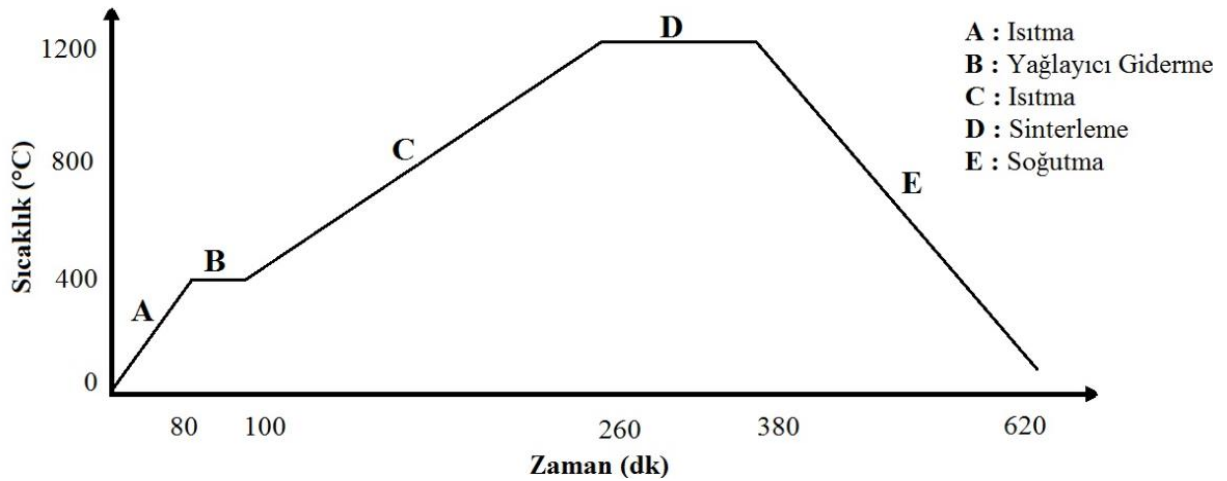


Şekil 2.7. Çekme, eğilme ve aşınma deneyleri için üretilen ham numune

Numunelerin sinterleme işlemleri vakum ortamında yapılmıştır. Sinterleme işlemi, ilk olarak 5°C/dk ısıtma hızında 400°C sıcaklığa kadar yapılmış ve bu sıcaklıkta 20 dakika bekletilerek yağlayıcı giderme işlemi yapılmıştır. Numuneler daha sonra aynı ısıtma hızında 1200°C sinterleme sıcaklığına kadar ısıtılmış ve bu sıcaklıkta 2 saat bekletilerek sinterlemleri gerçekleştirilmiştir. Sinterleme sonrası numuneler doğal soğutmayla fırın ortamında oda sıcaklığına kadar bekletildikten sonra dış ortama alınmıştır. Sinterleme işleminin yapıldığı tüp fırın ve sinterleme rejiminin grafiği sırasıyla Şekil 2.8 ve 2.9'da verilmiştir.



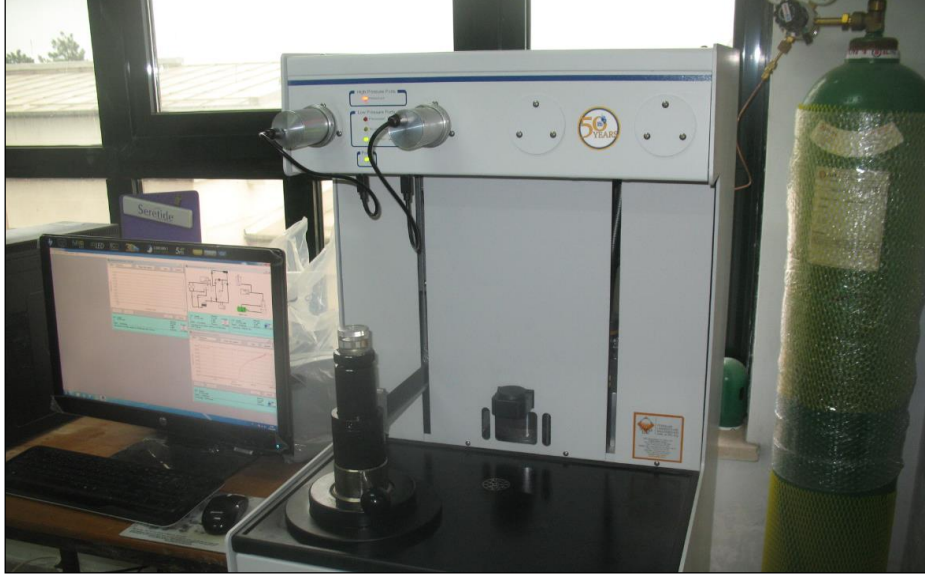
Şekil 2.8. Sinterleme işleminin yapıldığı tüp fırın



Şekil 2.9. Sinterleme işleminde ısıtma ve soğutma grafiği

2.4. Gözenek Oranı Tayini

Ti-6Al-XNb, Ti-6Al-XFe ve Ti-6Al-XSn grubu alaşımların sinterleme sonrası yapılarında bulunan gözenek oranları, ASTM D 4404 standardına göre Micromeritics Autopore IV 9410 marka cıvalı porozimetre cihazı (Şekil 2.10) kullanılarak belirlenmiştir.



Şekil 2.10. Cıvalı porozimetre cihazı

2.5. Mekanik Deneyler

T/M yöntemiyle üretilen Ti-6Al-XNb, Ti-6Al-XFe ve Ti-6Al-XSn grubu alaşımlarından elde edilen numunelerin mekanik davranışlarının belirlenmesi için, mikrosertlik, çekme ve eğilme deneyleri yapılmıştır.

2.5.1. Mikrosertlik Deneyi

Ti-6Al-XNb, Ti-6Al-XFe ve Ti-6Al-XSn grubu alaşımları için ayrı ayrı mikrosertlik ölçümleri yapılmıştır. Numunelerin parlatılmış yüzeylerinden mikrosertlik ölçümleri alınmıştır. Mikrosertlik ölçüm işlemleri, INNOVA marka mikrosertlik cihazı (Şekil 2.11) kullanılarak, 200 gr yük 20 sn uygulanarak yapılmıştır.



Şekil 2.11. Mikrosertlik ölçüm cihazı

2.5.2. Çekme Deneyi

Çekme deneyleri MTS marka universal çekme-basma deney cihazında yapılmıştır. Her bir Ti grubu alaşımı için üç adet çekme numunesi hazırlanmış olup her grupta 6 farklı oran için 18 adet çekme numunesi üretilmiştir. Çekme deneyinde çekme hızı 0,5 mm/dk olarak belirlenmiştir. Deneyler oda sıcaklığında ASTM E8 standartlarına göre yapılmıştır.

2.5.3. Eğilme Deneyi

Eğilme deneyleri MTS marka universal çekme-basma deney cihazında yapılmıştır. Her bir Ti grubu alaşımı için üç adet eğilme numunesi toplamda ise 18 adet eğilme numunesi üretilmiştir.

2.6. Aşınma Deneyleri

İmplant uygulamalarında kullanılan malzemenin tribolojik özelliklerinin belirlenmesi, uzun süreli servis ömrü gerektirdiğinden, T/M Ti alaşımlarının tribolojik özellikleri araştırılmıştır. Malzemenin aşınma performansı aşınma direnci olarak nitelendirilmekte ve her bir malzemenin aşınma direnci belli yük, çevresel hız ve alınan yol (devir) şartlarında oluşan malzeme kaybı olarak değerlendirilmiştir. Aşınma deneyleri, DUCOM marka pin-on-disk tester TR-20LE model aşınma ve sürtünme cihazında gerçekleştirilmiştir. Pin-on-disk test cihazı ve disk yüzeyi Şekil 2.12 ve 2.13’de verilmiştir.



Şekil 2.12. Pin-on-disk test cihazı



Şekil 2.13. Pin-on-disk test cihazının disk yüzeyi

Her bir Ti alaşımının aşınma direnci 10 mm çapında ve 30 mm uzunluğunda numuneler hazırlanarak, 60 N kuvvet ve 0,3 m/s kayma hızı deney parametreleriyle kuru ve vücut sıvısına benzer hank sıvı ortamında yağlamalı olarak iki durumda tespit edilmiştir. Kuru ve yağlamalı durumlarda yapılan aşınma deneylerinde 1500 m, 3000 m, 4500 m ve 6000 m olmak üzere 4 farklı mesafede ağırlık kaybı ölçülmüştür. Ağırlık kaybından özgül aşınma miktarı ($\text{mm}^3/\text{N.m}$) hesaplaması yapılmıştır. Özgül aşınma miktarı aşağıda verilen formülle hesaplanmıştır.

$$W_s = \frac{\Delta m}{v \cdot F_n \cdot t \cdot \rho} \quad (2.1)$$

Burada ;

W_s = özgül aşınma miktarı ($\text{mm}^3/\text{N.m}$),

Δm = ağırlık kaybı (g),

v = kayma hızı (m/s),

F_n = uygulanan kuvvet(N),

t = zaman (s),

ρ = yoğunluk (g/cm^3)

şeklindedir.

2.7. Metalografik Çalışmalar

İmal edilen T/M Ti-6Al-XNb, Ti-Al-XFe ve Ti-6Al-XSn grubu alaşım numunelerinin çekme, eğilme ve aşınma deneyleri sonrası farklı oranlarda büyütülmüş mikroyapı incelemeleri Zeiss EVOLS 10 marka taramalı elektron mikroskopunda (SEM) (Şekil 2.14) yapılmıştır. Aynı numunelerin EDS analizleri ile titanyum matris içinde Nb, Fe, Sn ve Al gibi elementlerin tam olarak çözünüp çözünmediği ve bu elementlerin yapı içerisinde homojen dağılımı incelenmiştir.

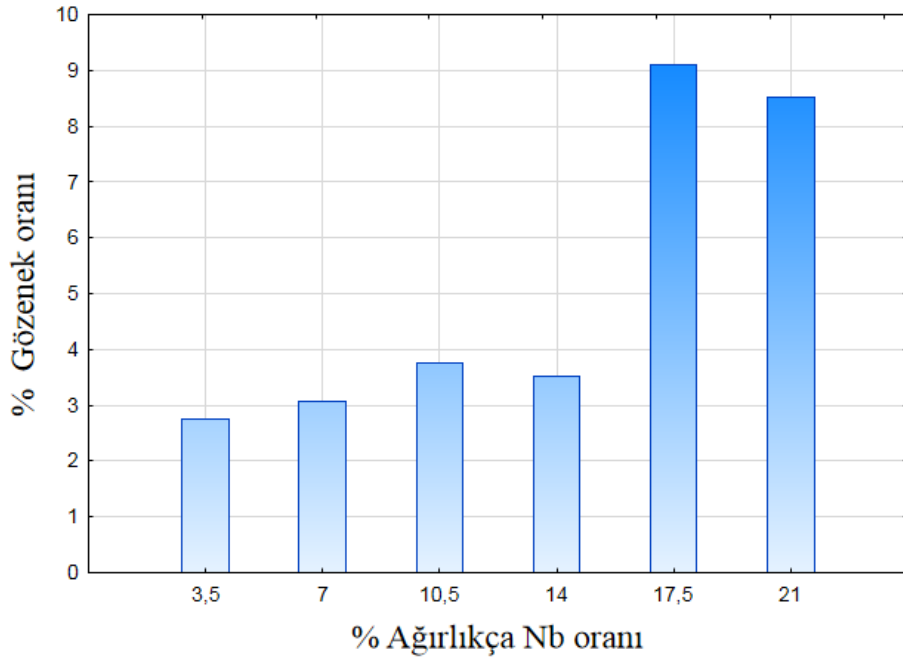


Şekil 2.14. Taramalı elektron mikroskobu (SEM)

3. BULGULAR

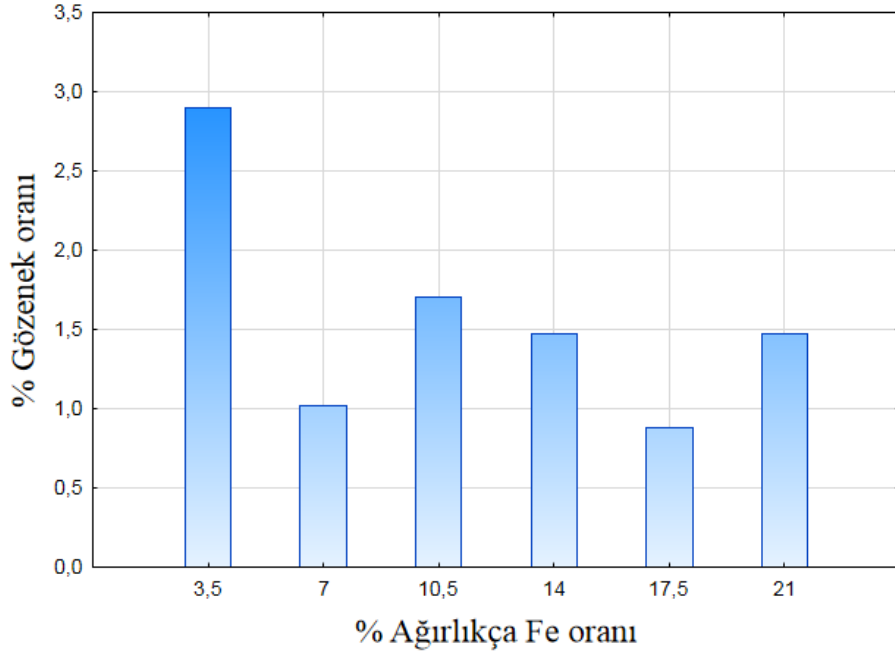
3.1. Ti-6Al-X Grubu Alaşımlarının Gözenek Oranları

Üretilen Ti-6Al-XNb, Ti-6Al-XFe ve Ti-6Al-XSn grubu alaşımların yüzde gözenek oranları porozimetre cihazıyla belirlenmiş ve sonuçlar sırasıyla Şekil 3.1, 3.2 ve 3.3’de gösterilmiştir.



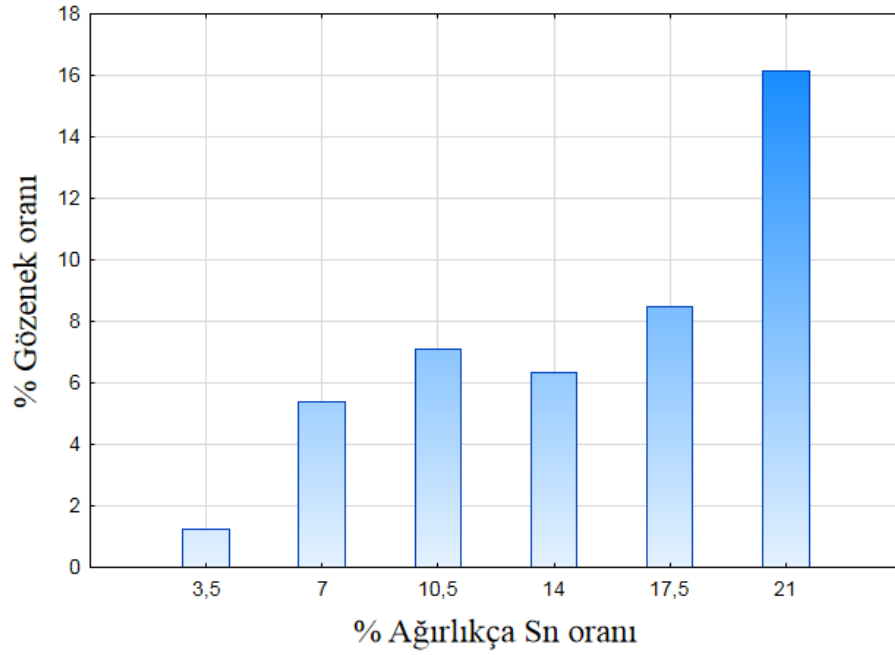
Şekil 3.1. Ti-6Al-XNb grubu alaşımlarının % gözenek oranları

Ti-6Al-XNb grubu alaşımlarının % gözenek oranlarına bakıldığında gözenekliliği en düşük olan alaşım % 2,75 ile Ti-6Al-3,5Nb, en yüksek olan alaşım ise % 9,09 ile Ti-6Al-17,5Nb’dur (Şekil 3.1).



Şekil 3.2. Ti-6Al-XFe grubu alaşımlarının % gözenek oranları

Ti-6Al-XFe grubu alaşımların % gözenek oranlarına bakıldığında gözenekliliği en düşük olan alaşım % 0,87 ile Ti-6Al-17,5Fe, en yüksek olan alaşım ise % 2,89 ile Ti-6Al-3,5Fe'dir (Şekil 3.2).

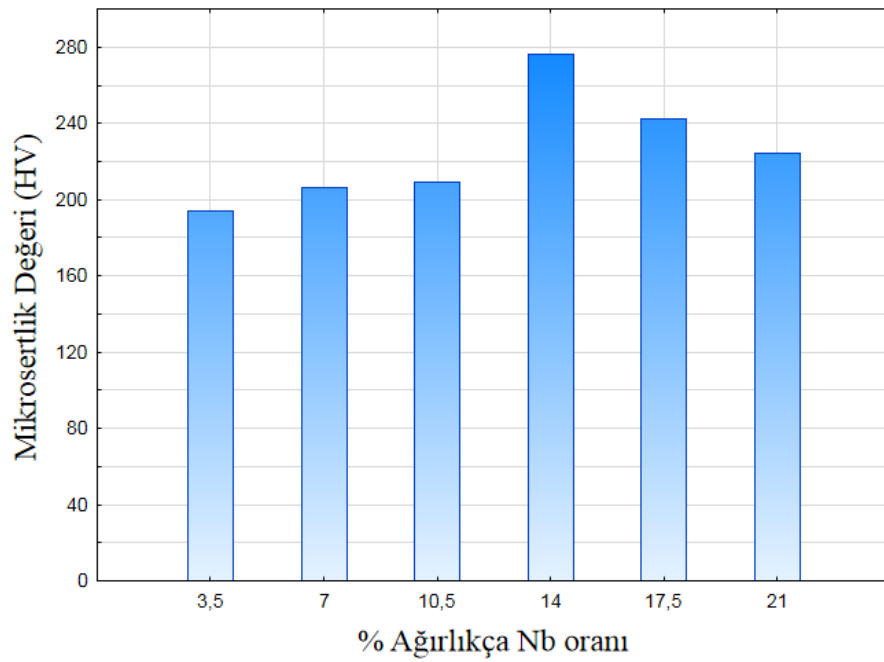


Şekil 3.3. Ti-6Al-XSn grubu alaşımlarının % gözenek oranları

Ti-6Al-XSn grubu alaşımların % gozenek oranlarına bakıldığında gozenekliliği en duşuk olan alaşım % 1,23 ile Ti-6Al-3,5Sn, en yuksek olan alaşım ise %16,1 ile Ti-6Al-21Sn'dir (Şekil 3.3).

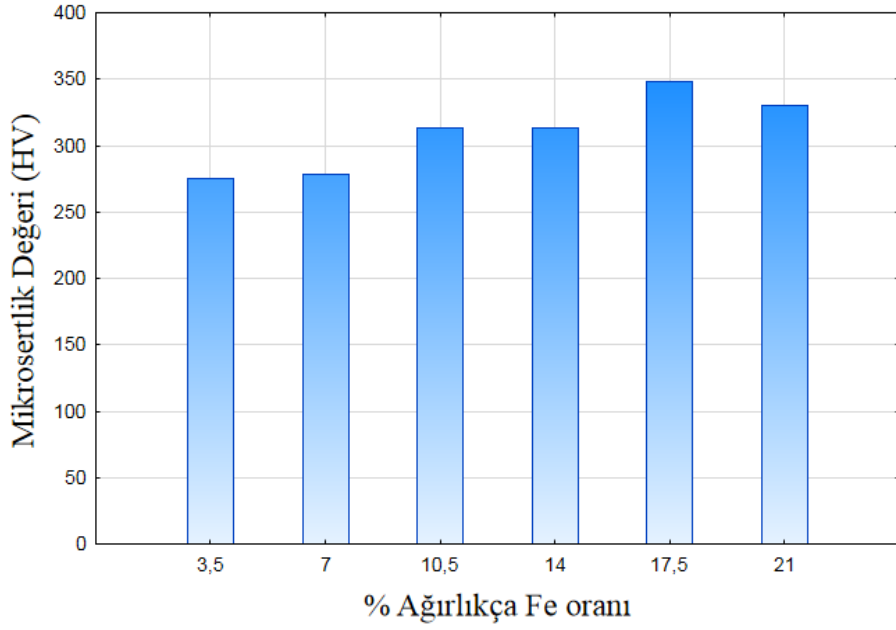
3.2. Mikrosertlik Deney Sonuçları

Ti-6Al-XNb, Ti-6Al-XFe ve Ti-6Al-XSn grubu alaşımları için mikrosertlik ölçümleri yapılmıştır ve mikrosertlik değerleri sırasıyla Şekil 3.10, 3.11 ve 3.12'de verilmiştir.



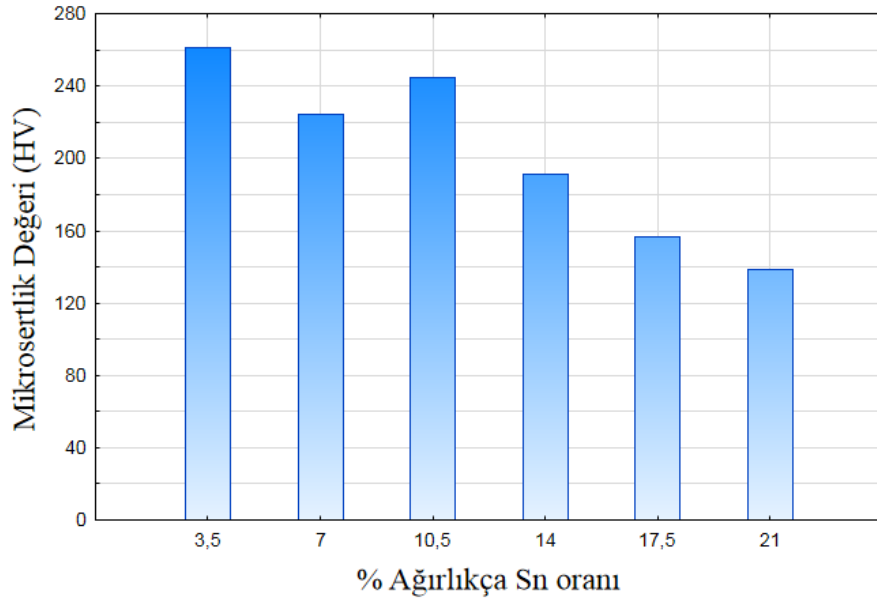
Şekil 3.4. Ti-6Al-XNb grubu alaşımlarının mikrosertlik değerleri

Ti-6Al-XNb grubu alaşımlarının sertlik değerleri en yuksek olarak Ti-6Al-14Nb alaşımında elde edilmiş olup bu değer 276,4 HV dir (Şekil 3.4).



Şekil 3.5. Ti-6Al-XFe grubu alaşımlarının mikrosertlik değerleri

Ti-6Al-XFe grubu alaşımlarının sertlik değerlerine bakıldığında en yüksek değer Ti-6Al-17,5Fe alaşımında elde edilmiş olup bu değer 348,4 HV dir (Şekil 3.5).

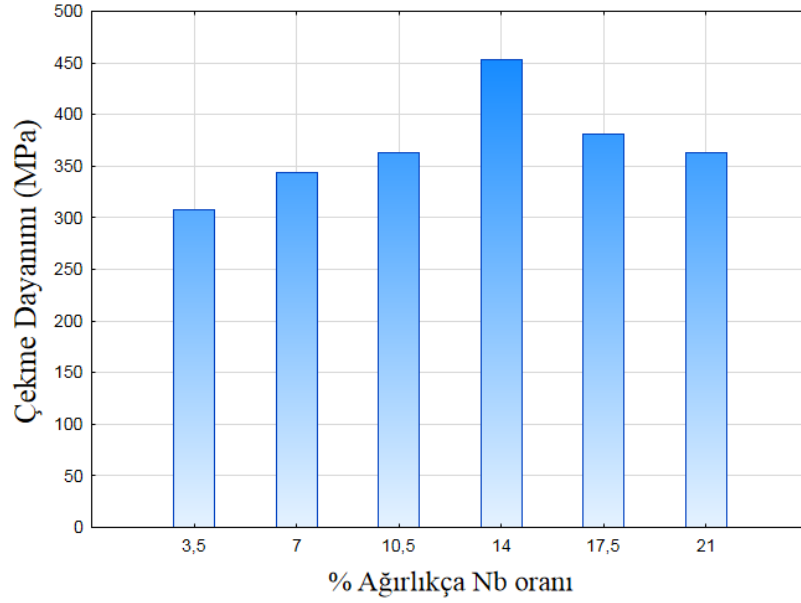


Şekil 3.6. Ti-6Al-XSn grubu alaşımlarının mikrosertlik değerleri

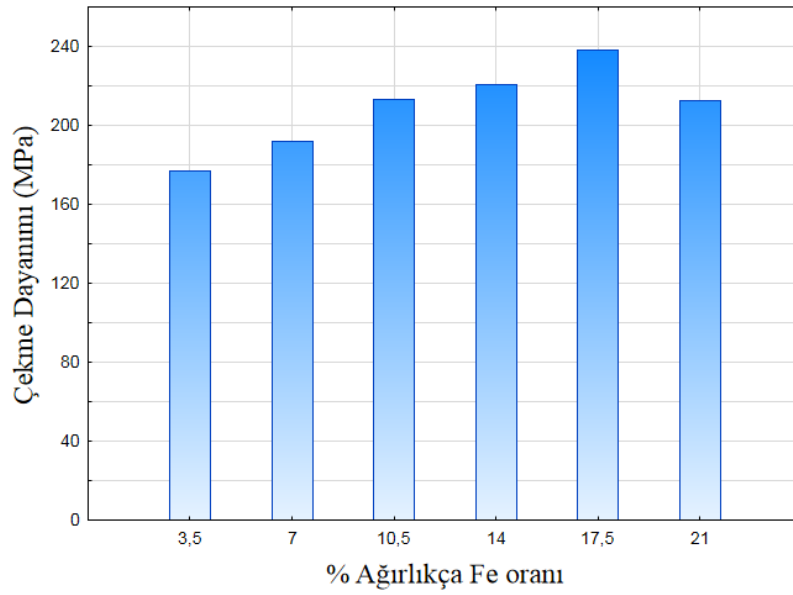
Ti-6Al-XSn grubu alaşımlarının sertlik değerleri artan Sn oranıyla azalmaktadır (Şekil 3.6).

3.3. Çekme Deneý Sonuçları

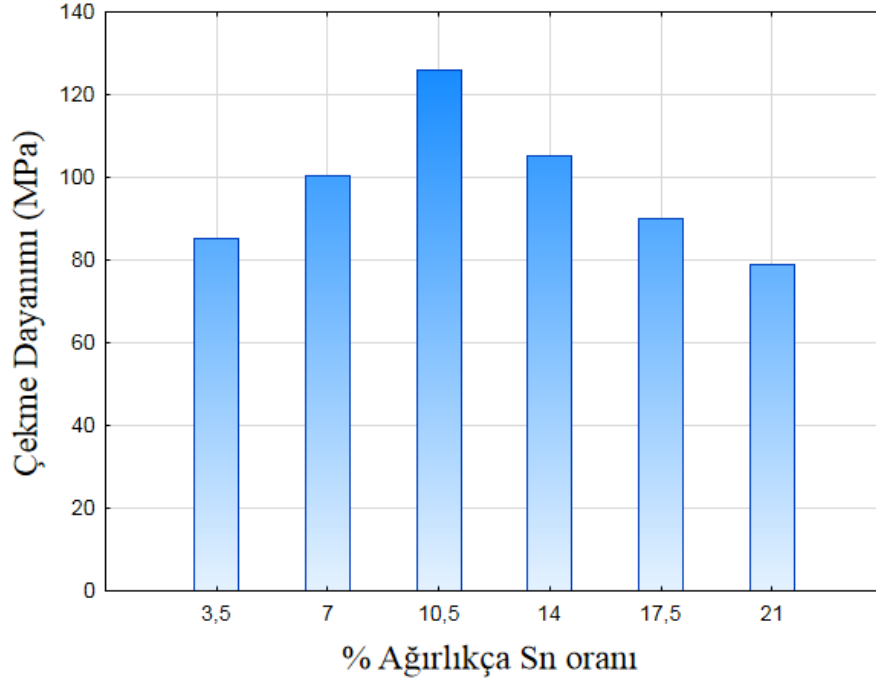
Çekme deneyi sonrası Ti-6Al-XNb, Ti-6Al-XFe ve Ti-6Al-XSn alaşım grubunun çekme-uzama eğrisinden elde edilen çekme dayanımı-% uzama değerleri sırasıyla Şekil 3.7, 3.8 ve 3.9 da verilmiştir. Her bir alaşımın çekme dayanımları üçer adet numune ile belirlenmiştir.



Şekil 3.7. Ti-6Al-XNb grubu alaşımlarının çekme dayanımları

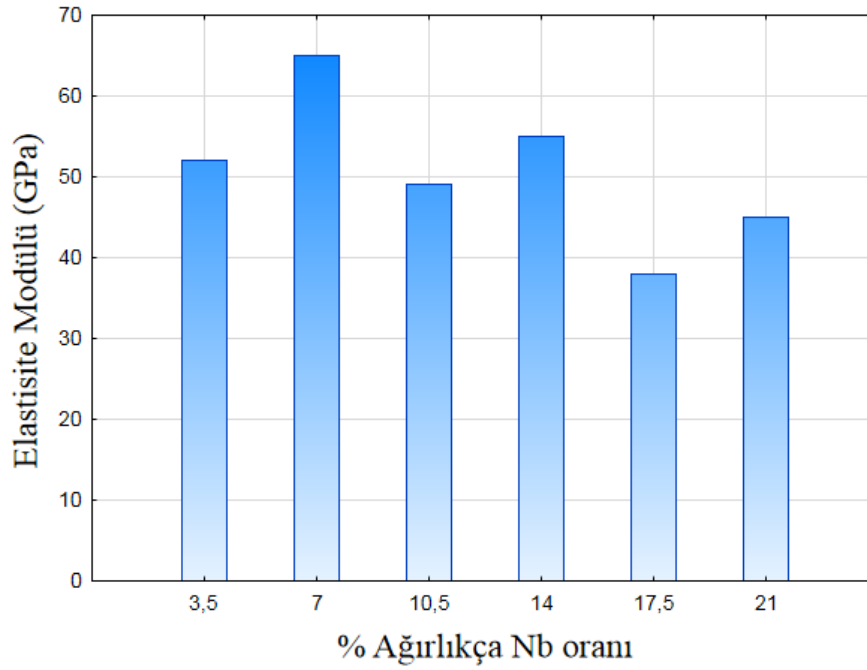


Şekil 3.8. Ti-6Al-XFe grubu alaşımlarının çekme dayanımları

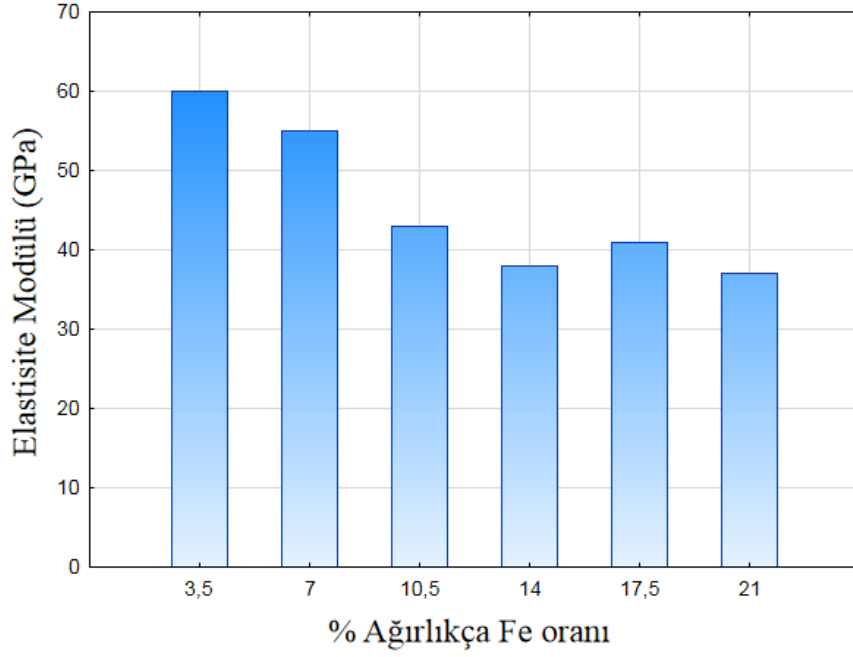


Şekil 3.9. Ti-6Al-XSn grubu alaşımlarının çekme dayanımları

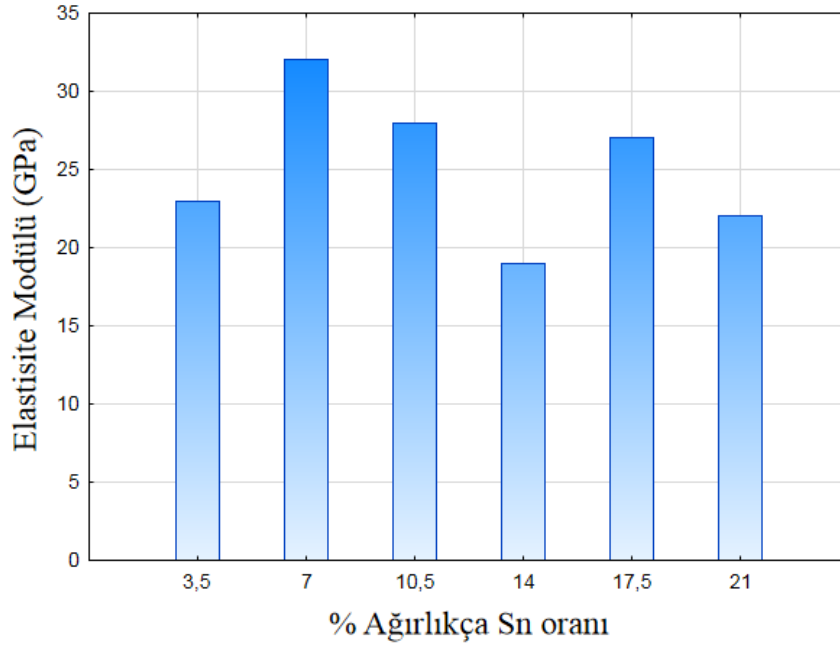
Numunelerin elastisite modülleri (E), Ti-6Al-XNb, Ti-6Al-XFe ve Ti-6Al-XSn grubu alaşımların çekme deneyi sonuçlarından belirlenmiştir ve sırasıyla Şekil 3.10, 3.11 ve 3.12’de verilmiştir.



Şekil 3.10. Ti-6Al-XNb grubu alaşımlarının elastisite modülü



Şekil 3.11. Ti-6Al-XFe grubu alaşımlarının elastisite modülü



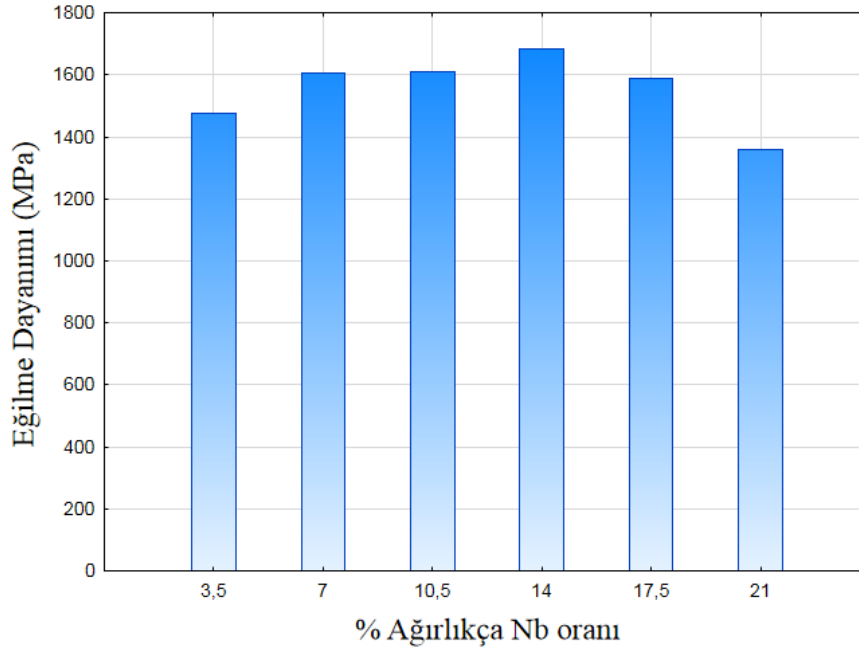
Şekil 3.12. Ti-6Al-XSn grubu alaşımlarının elastisite modülü

3.4. Eğilme Deneş Sonuçları

Ti-6Al-XNb, Ti-6Al-XFe ve Ti-6Al-XSn grubu alaşımlarına uygulanan eğilme deneyi ile kırılan numunelerin eğilme deneş sonuçları sırasıyla Şekil 3.13, 3.14 ve 3.15'de verilmiştir. Her bir numune için eğilme dayanımı aşağıdaki formül ile hesaplanmıştır.

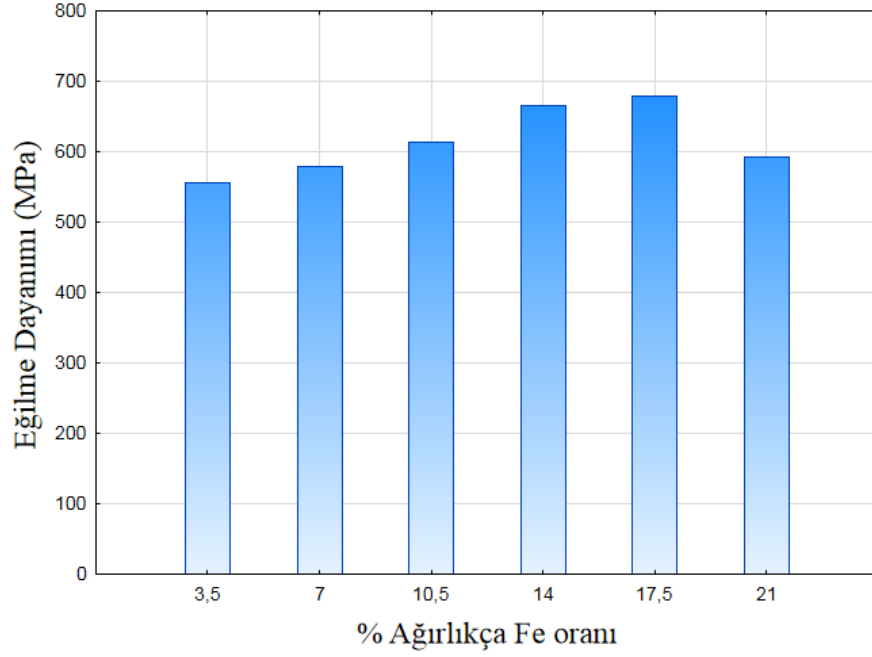
$$\sigma_e = \frac{3 \times F \times L}{2 \times b \times h^2} \quad (3.1)$$

σ_e , eğilme dayanımı (MPa), F kırılmayı oluşturan eğme yükü (N), L numunenin boyu (mm), b numunenin eni (mm) ve h numunenin yüksekliği (mm)'dir.



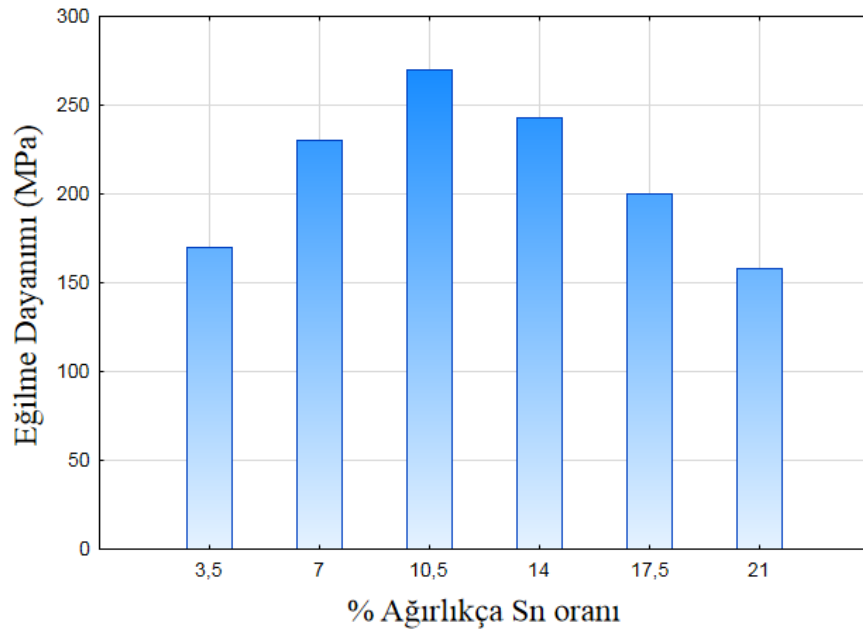
Şekil 3.13. Ti-6Al-XNb grubu alaşımlarının eğilme dayanımları

Şekil 3.13' de görüldüğü gibi Ti-6Al-XNb grubu alaşımlarında eğilme dayanımı % 14 Nb oranına kadar artmış bu noktadan sonra ise azalmıştır.



Şekil 3.14. Ti-6Al-XFe grubu alaşımlarının eğilme dayanımları

Ti-6Al-XFe grubu alaşımların eğilme dayanımları artan Fe oranıyla %17,5 oranına kadar artmış daha sonra ise düşmüştür (Şekil 3.14).



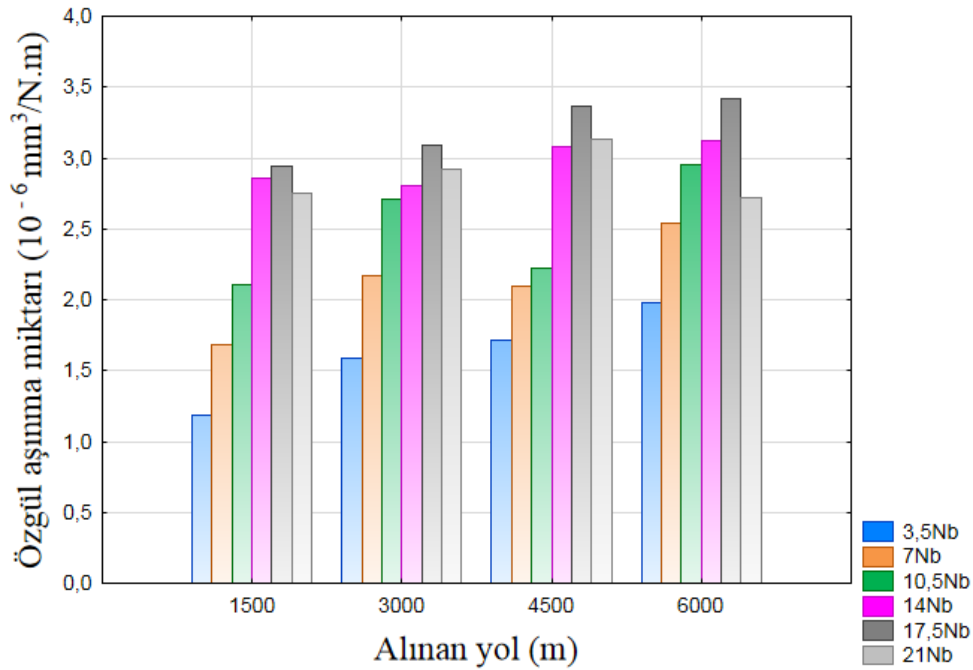
Şekil 3.15. Ti-6Al-XSn grubu alaşımlarının eğilme dayanımları

Ti-6Al-XSn grubu alaşımlarda en yüksek dayanım %10,5 Sn oranında elde edilmiştir (Şekil 3.15).

3.5. Aşınma Deney Sonuçları

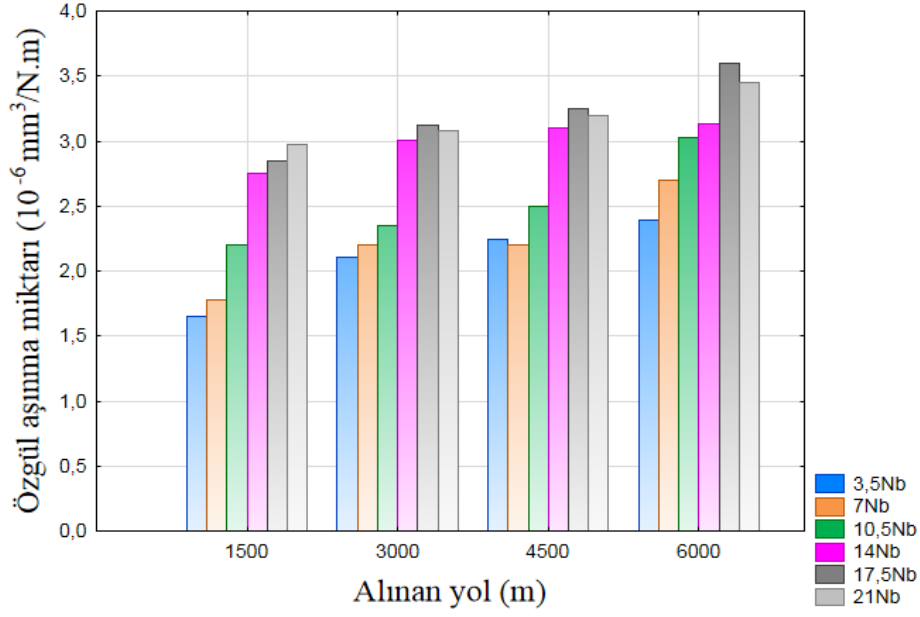
Ti-6Al-XNb, Ti-6Al-XFe ve Ti-6Al-XSn alaşımlarının aşınma davranışları, kuru sürtünme durumunda ve vücut sıvısına benzeş olan hank sıvısı ortamında yapılmıştır. Deneyleerde kullanılan hank sıvısının kimyasal içeriği: 8 NaCl, 0,4 KCl, 0,14 CaCl₂, 0,06 MgSO₄.7 H₂O, 0,06 NaH₂PO₄, 2 H₂O, 0,35 NaHCO₃, 1 Glikoz, 0,6 KH₂PO₄, 0,1 MgCl₂ ve 6 H₂O (g/l)' dir. Şekillerde görüldüğü gibi, katedilen her mesafede numunede meydana gelen ağırlık kaybına göre, numuneler hank sıvısı ortamında daha fazla aşınmıştır. Bunun nedeni, hank sıvısı ortamında yapılan aşınma deneylerinde, kullanılan sıvının kimyasal içeriğinde bulunan MgCl₂, CaCl₂, KCl ve NaCl bileşiklerinin aşındırıcı özelliğe sahip olmasındandır.

Ti-6Al-XNb grubu alaşımların kuru ve hank sıvısında aşınma deneyi sonrası elde edilen özgül aşınma miktarları Şekil 3.16 ve 3.17'de verilmiştir.



Şekil 3.16. Ti-6Al-XNb alaşımlarının kuru aşınma durumunda elde edilen özgül aşınma miktarı

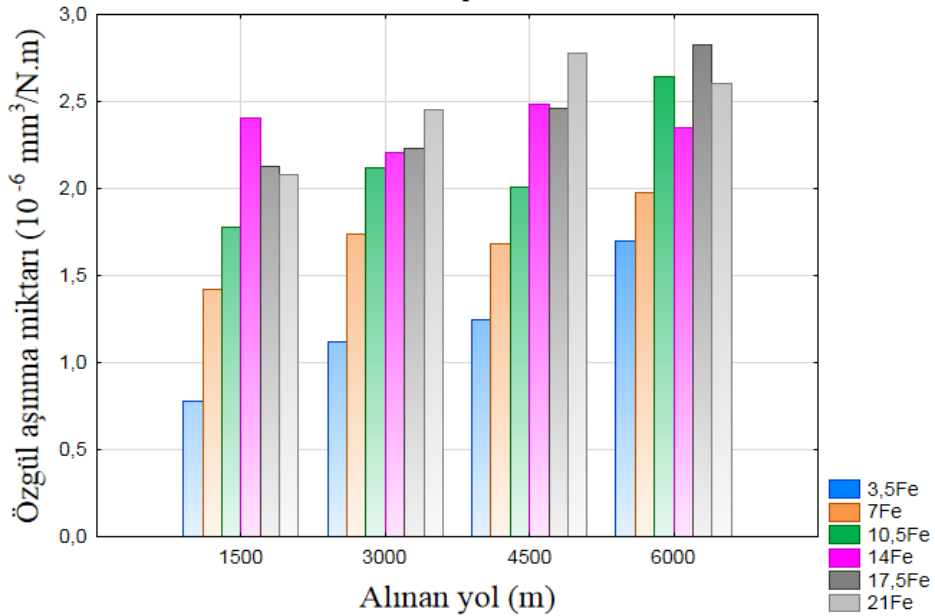
Şekil 3.16'da görüldüğü gibi alınan yol arttıkça özgül aşınma miktarı artmakta, en düşük özgül aşınma miktarı Ti-6Al-3,5Nb alaşımının 1500 m aşınma deneyi sonrası, en yüksek özgül aşınma miktarı ise Ti-6Al-17,5Nb alaşımının 6000 m aşınma deneyi sonrası elde edilmiştir.



Şekil 3.17. Ti-6Al-XNb alaşımlarının hank sıvısında aşınma durumunda elde edilen özgül aşınma miktarı

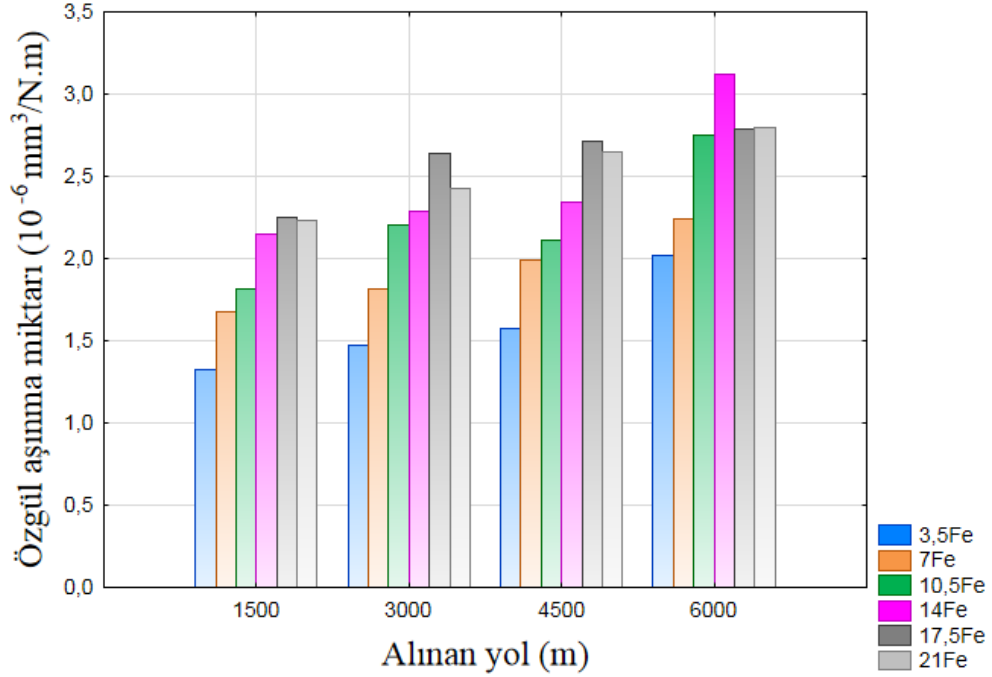
Ti-6Al-XNb grubu alaşımlarının hank sıvısında aşınma deneylerinde özgül aşınma miktarları alınan yolla paralel olarak artmaktadır. Ti-6Al-10,5Nb ve Ti-6Al-17,5Nb alaşımı hank sıvısında aşınma deneyinde homojen bir karakter göstermiştir (Şekil 3.17).

Ti-6Al-XFe grubu alaşımların kuru ve hank sıvısında aşınma deneyi sonrası elde edilen özgül aşınma miktarları Şekil 3.18 ve 3.19’da verilmiştir.



Şekil 3.18. Ti-6Al-XFe alaşımlarının kuru aşınma durumunda elde edilen özgül aşınma miktarı

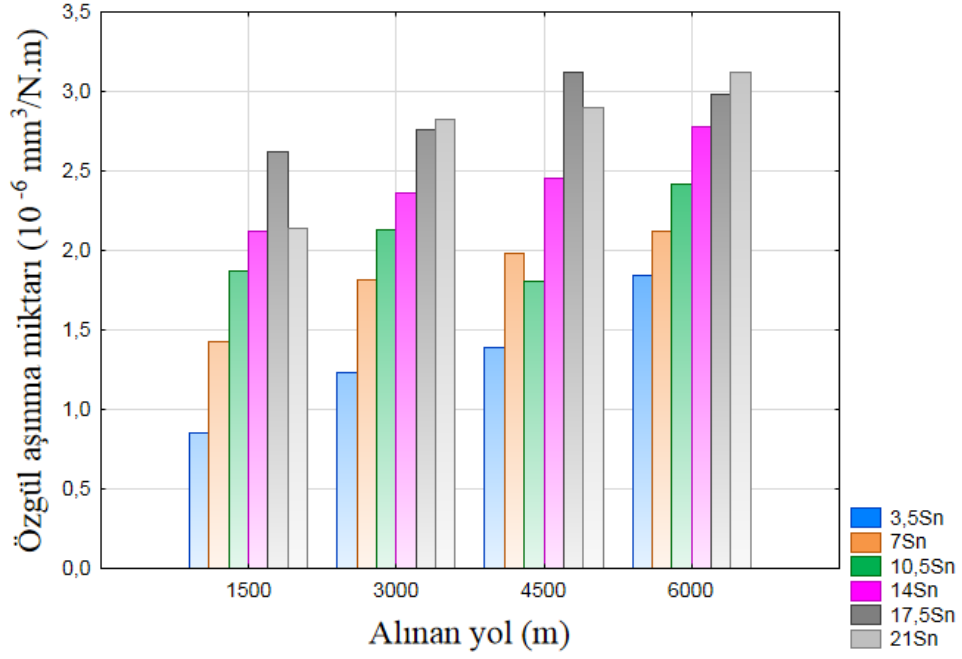
Ti-6Al-XFe alaşımlarının kuru aşınma deneylerinde oluşan özgül aşınma miktarı düzensiz bir dağılım göstermektedir. Alınan yola göre Ti-6Al-3,5Fe ve Ti-6Al-17,5Fe alaşımı homojen bir karakter göstermektedir (Şekil 3.18).



Şekil 3.19. Ti-6Al-XFe alaşımlarının hank sıvısında aşınma durumunda elde edilen özgül aşınma miktarı

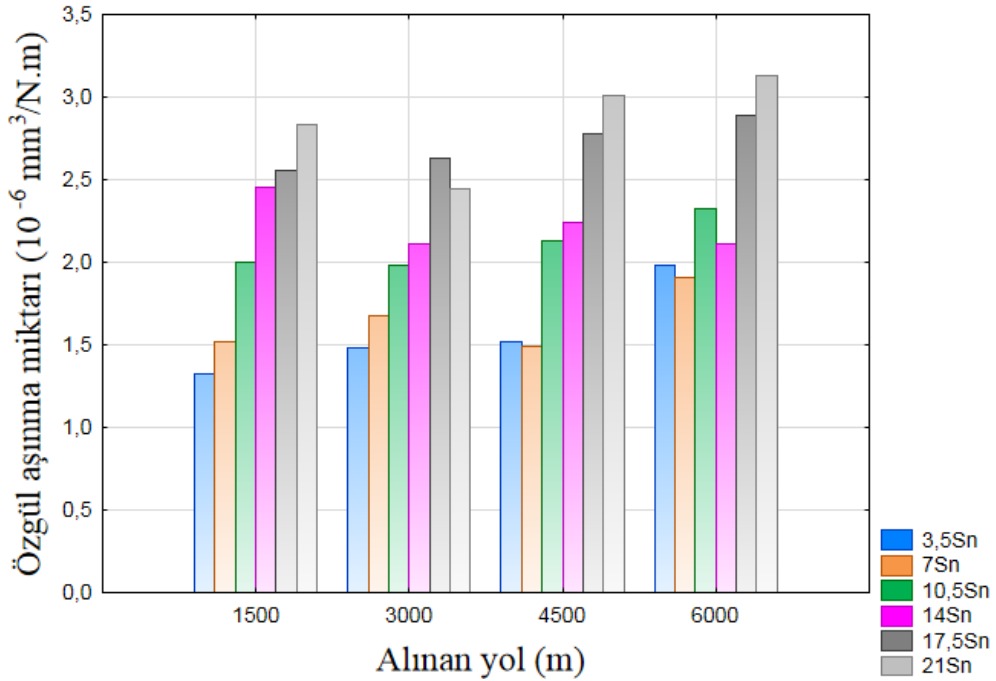
Ti-6Al-XFe alaşımlarının hank sıvısında aşınma deneyinde Fe oranı arttıkça özgül aşınma miktarı Ti-6Al-17,5Fe alaşımına kadar artıp, %21 Fe oranında azalmaktadır.

Ti-6Al-XSn grubu alaşımların kuru ve hank sıvısında aşınma deneyi sonrası elde edilen özgül aşınma miktarları Şekil 3.20 ve 3.21’de verilmiştir.



Şekil 3.20. Ti-6Al-XSn alaşımlarının kuru aşınma durumunda elde edilen özgül aşınma miktarı

Ti-6Al-XSn grubu alaşımlarının kuru aşınmada aldıkları yol arttıkça oluşan özgül aşınma miktarları da artmaktadır.



Şekil 3.21. Ti-6Al-XSn alaşımlarının hank sıvısında aşınma durumunda elde edilen özgül aşınma miktarı

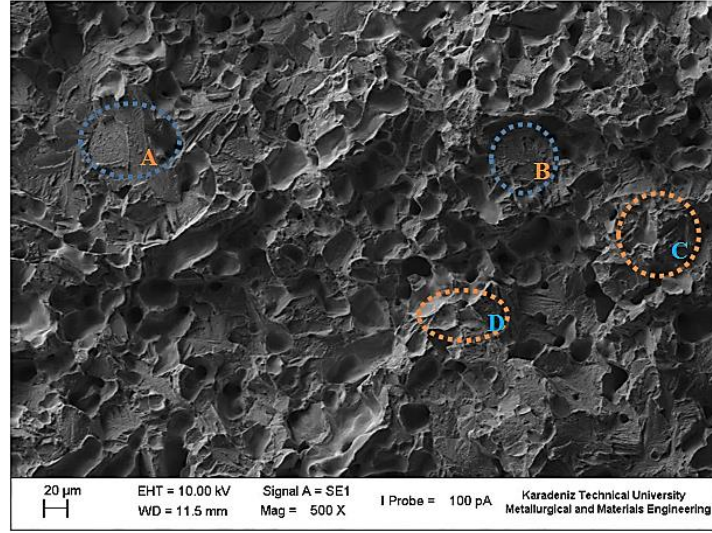
Ti-6Al-XSn grubu alaşımlarının hank sıvısında aşınmada Sn alaşımları heterojen bir karakter sergilemiştir.

3.6. Metalografik Bulgular

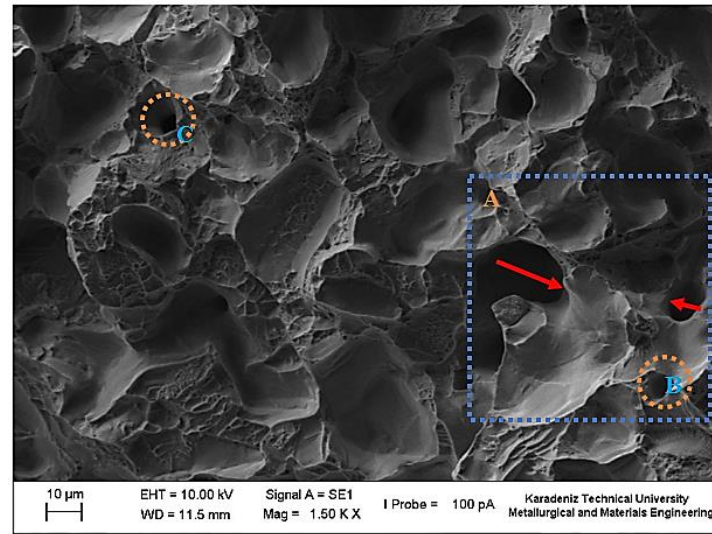
3.6.1. Kırılma Yüzeylerinin SEM İncelemeleri

3.6.1.1. Ti-6Al-XNb Grubu Alaşımlarının Kırılma Yüzeylerinin SEM İncelemeleri

Ti-6Al-3,5Nb alaşımının kırılma yüzeyine ait SEM görüntüleri Şekil 3.22'de verilmiştir.



a)

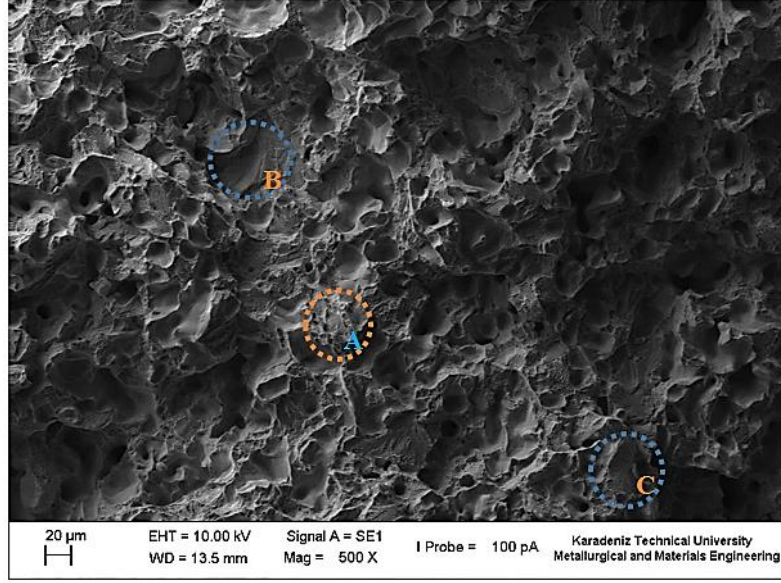


b)

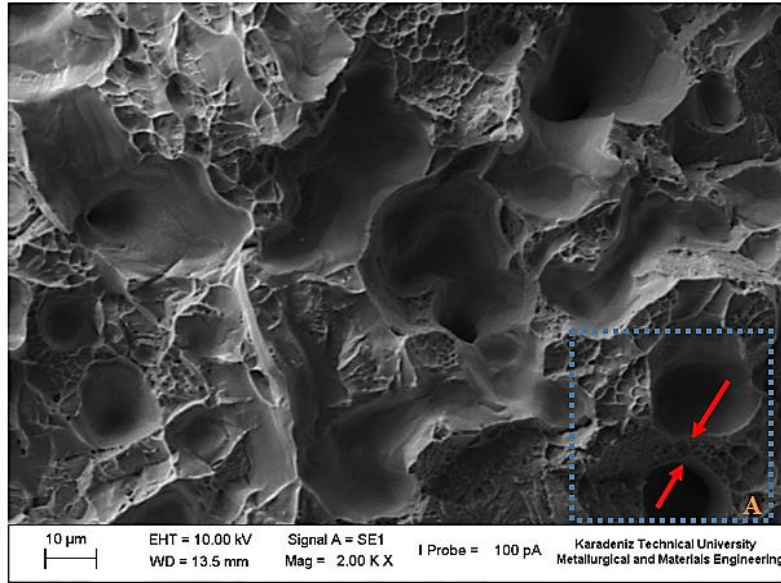
Şekil 3.22. Ti-6Al-3,5Nb alaşımının kırılma yüzeyinin SEM görüntüleri
a) 500X b)1500X

Şekil 3.22 a'da görüldüğü gibi Ti-6Al-3,5Nb alaşımında A ve B bölgelerinde tamamen tanelerin kırılması ile gevrek kırılma, C ve D de ise sünek kırılma görülmektedir. Şekil 22 b'de ise Ti-6Al-3,5Nb alaşımının sinter boyun gelişimi verilmiştir. A bölgesinde boyun gelişimi görülürken, B ve C bölgelerinde ise gözenekler görülmektedir.

Şekil 3.23'de Ti-6Al-7Nb alaşımının kırılma yüzeyinin SEM görüntüleri verilmiştir.



a)

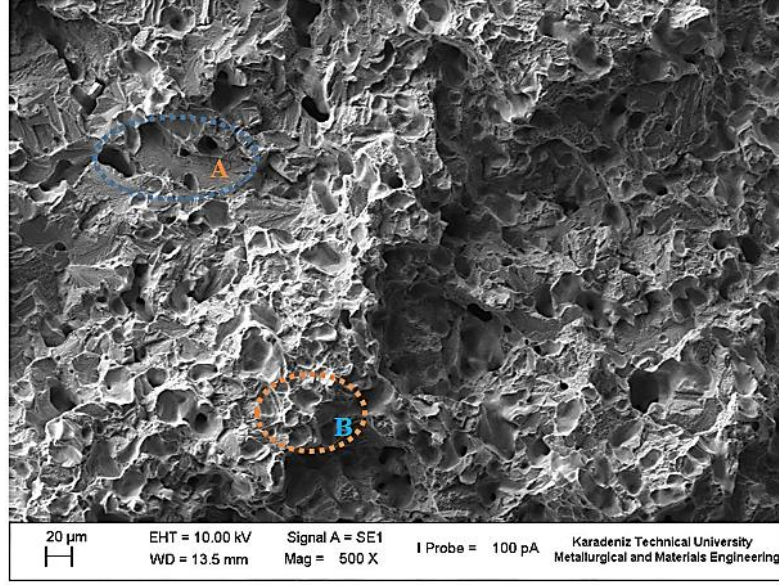


b)

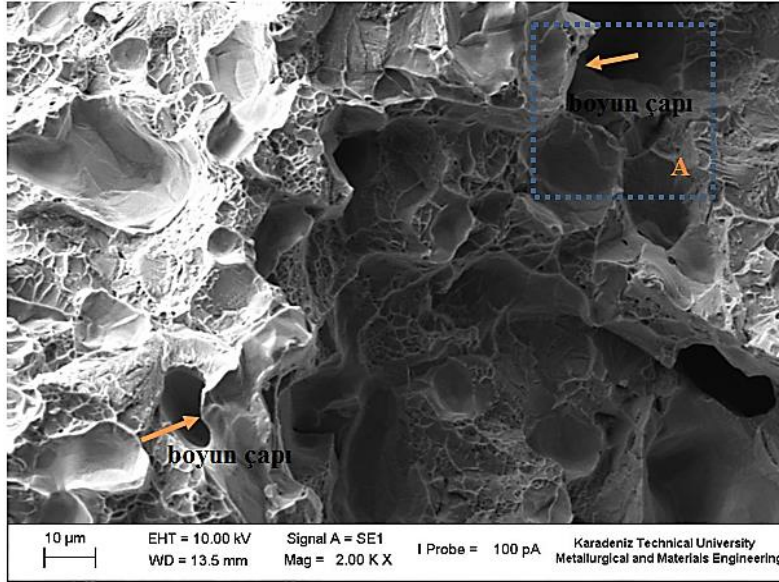
Şekil 3.23. Ti-6Al-7Nb alaşımının kırılma yüzeyinin SEM görüntüleri
a) 500X b) 2000X

Ti-6Al-7Nb alaşımında A, B ve C bölgeleri incelendiğinde; A bölgesinde sünek kırılma, B ve C bölgelerinde ise gevrek kırılma görülmektedir (Şekil 3.23.a). Ti-6Al-7Nb alaşımına ait sinterleme sonrası boyun mekanizması ise Şekil 3.22.b' de verilmiştir.

Ti-6Al-10,5Nb alaşımının kırılma yüzeyine ait SEM görüntüleri Şekil 3.24'de verilmiştir.



a)

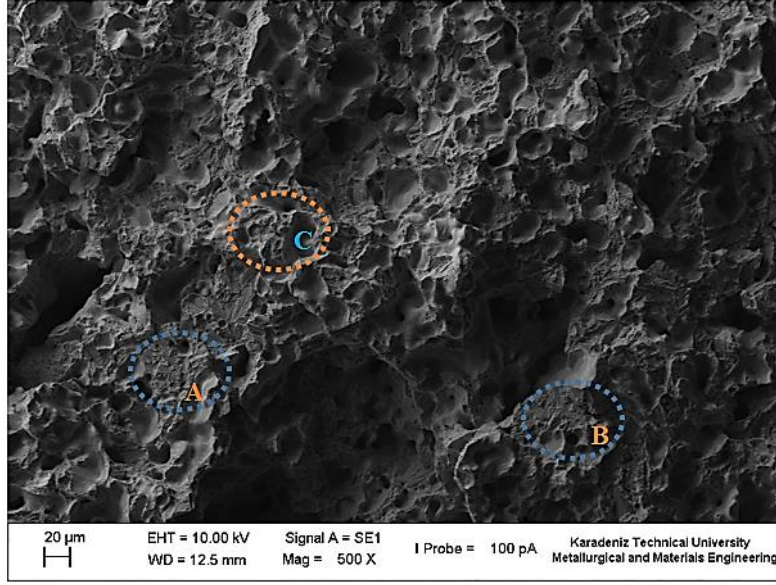


b)

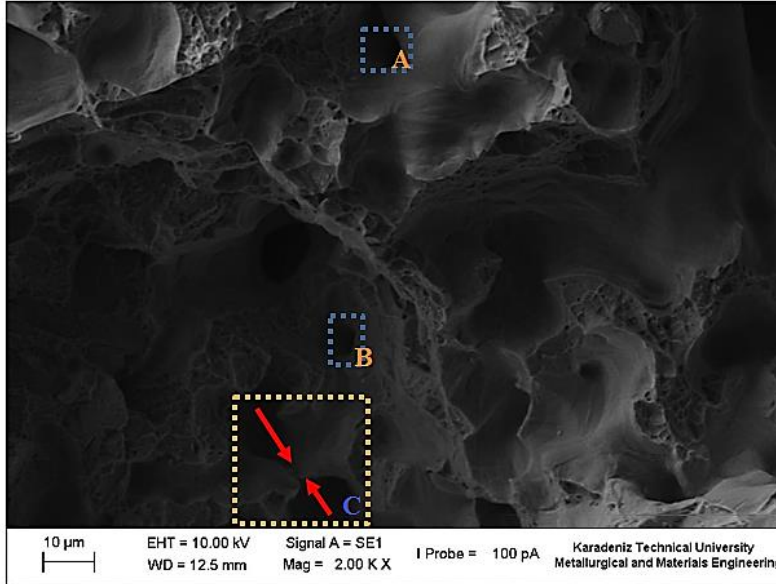
Şekil 3.24. Ti-6Al-10,5Nb alaşımının kırılma yüzeyinin SEM görüntüleri
a) 500X b) 2000X

Şekil 3.24 a’da görüldüğü gibi A bölgesinde gözenekli ve gevrek kırılmanın olduğu, B bölgesinde ise hem sünek hem de gevrek kırılma gözlemlenmiştir. Şekil 3.24 b’de ise bu alaşımın sinterleme sonrası zayıf sinter boyun gelişimi görülmektedir.

Ti-6Al-14Nb alaşımının kırılma yüzeyinin SEM görüntüleri Şekil 3.25’de verilmiştir. A bölgesinde gözenekli yapı ve gevrek kırılma, B bölgesinde gevrek kırılma ve C bölgesinde ise sünek kırılma görülmektedir.



a)

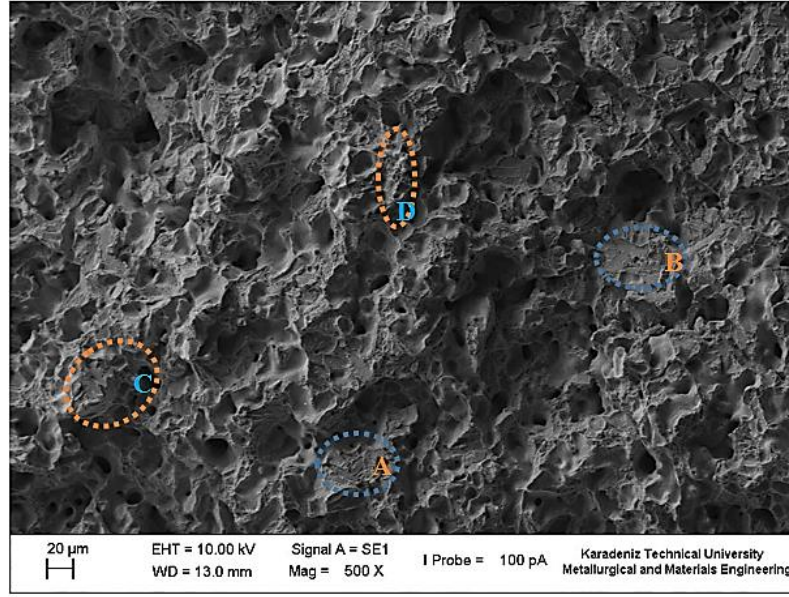


b)

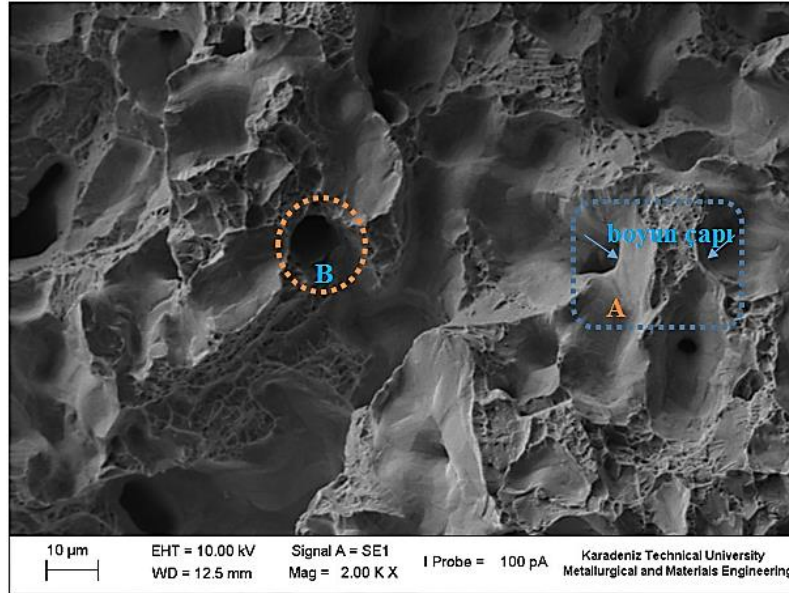
Şekil 3.25. Ti-6Al-14Nb alaşımının kırılma yüzeyinin SEM görüntüleri
a) 500X b) 2000X

Ti-6Al-14Nb alaşımında A ve B bölgesinde küresel gözenek ve C bölgesinde ise boyun çapı görölmektedir.

Ti-6Al-17,5Nb alaşımının kırılma yüzeyinin SEM görüntüleri Şekil 3.26'da verilmiştir. A ve B bölgesinde gevrek kırılma, C bölgesinde gözenekli sünek kırılma, D bölgesinde sünek kırılma gözlemlenmiştir. Gözeneklerin küresel olması, sinterlemenin oluşmasına ve boyun vermeye elverişli olduğunu göstermiştir.



a)

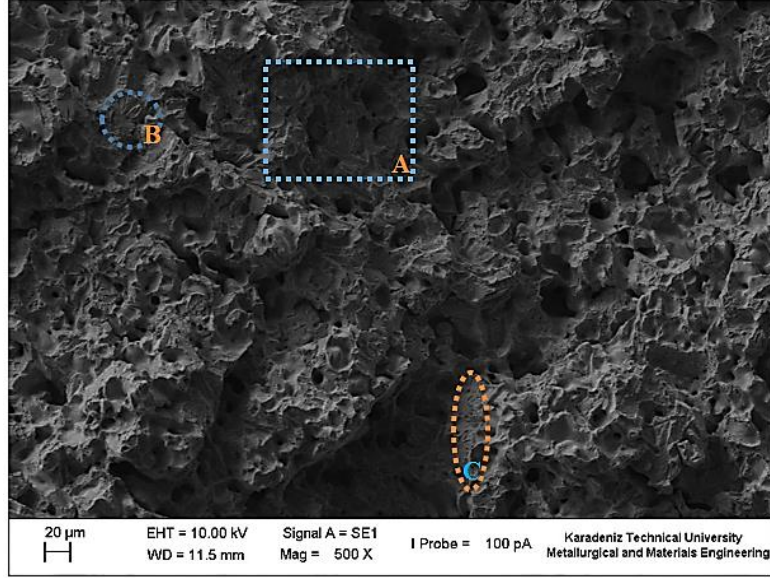


b)

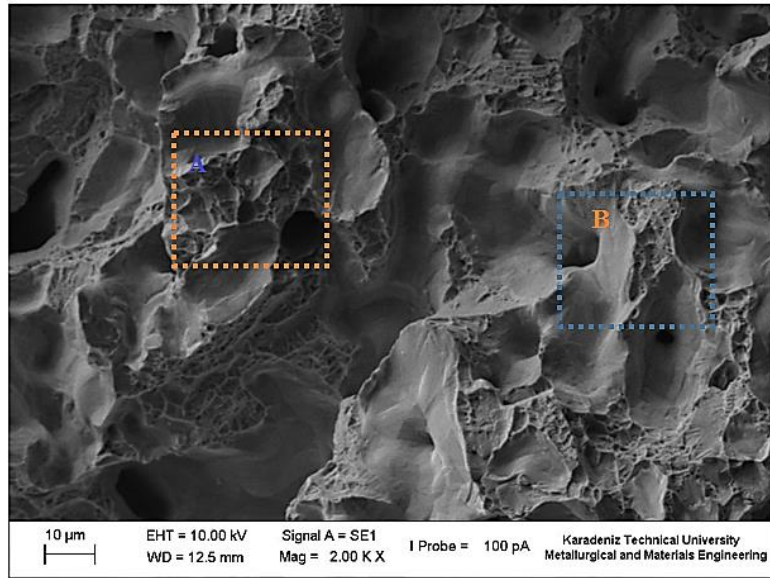
Şekil 3.26. Ti-6Al-17,5Nb alaşımının kırılma yüzeyinin SEM görüntüleri
a) 500X b) 2000X

Ti-6Al-17,5Nb alaşımında A bölgesinde difüzyon sebebiyle boyun çapı oluşmuş ve B bölgesinde ise kresek gözenek gözlemlenmiştir.

Ti-6Al-21Nb alaşımının kırılma yüzeyinin SEM görüntüsü Şekil 3.27’de verilmiştir. A bölgesinde düzensiz gözenek ve gevrek kırılma, B ve C bölgesinde ise sünek kırılma grlmektedir. Kırılma tipi olarak bu alaşımda daha çok sünek kırılma hakimdir.



a)



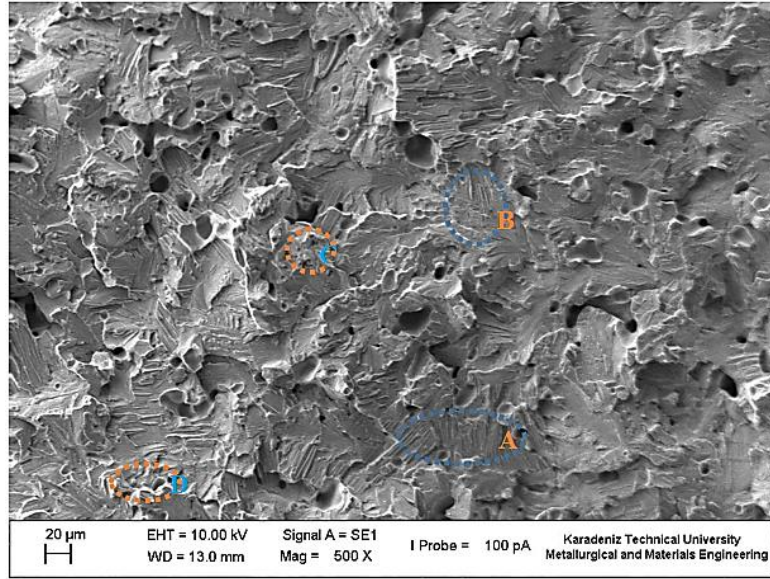
b)

Şekil 3.27. Ti-6Al-21Nb alaşımının kırılma yüzeyinin SEM görüntüleri
a) 500X b) 2000X

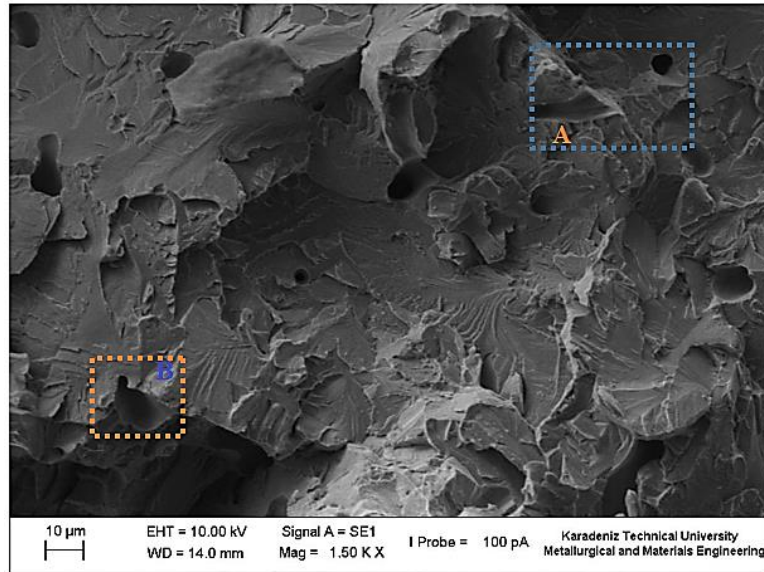
Ti-6Al-21Nb alaşımının sinter boyun gelişimin görüldüğü Şekil 3.27’de A bölgesinde lifli sünek kırılma ve küresel gözenek, B bölgesinde ise sinterleme sonrası oluşan boyunlaşma grlmektedir.

3.6.1.2. Ti-6Al-XFe Grubu Alaşımlarının Kırılma Yüzeylerinin SEM İncelemeleri

Ti-6Al-3,5Fe alaşımının kırılma yüzeyinin SEM görüntüleri Şekil 3.28’de verilmiştir. Fe grubu alaşımlarının kırılma karakteristikleri Nb grubu alaşımlarına göre daha belirgindir. A ve B bölgelerinde gevrek kırılma, C ve D bölgelerinde ise sünek kırılma grlmektedir.



a)

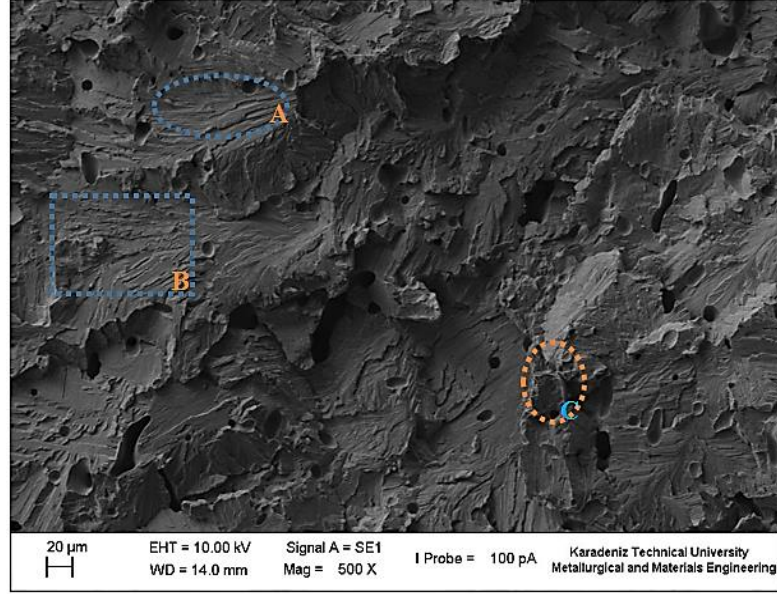


b)

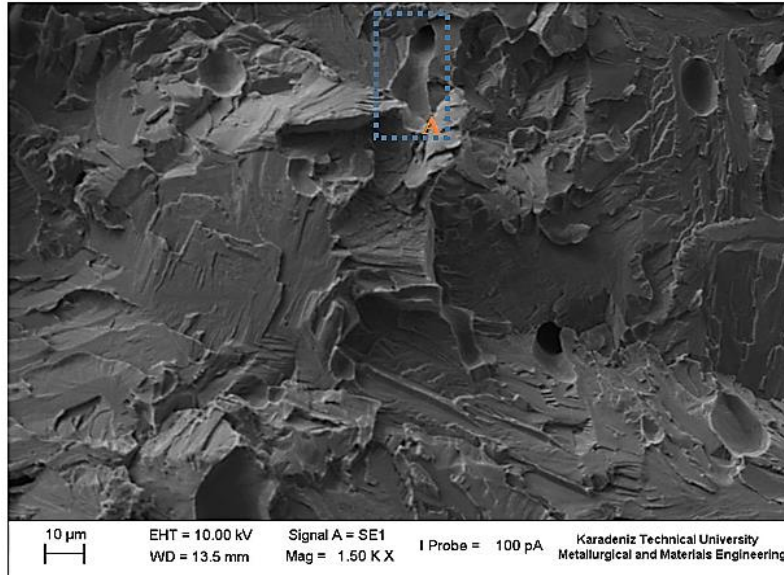
Şekil 3.28. Ti-6Al-3,5Fe alaşımı kırılma yüzeyinin SEM görüntüleri
a) 500X b) 1500X

Ti-6Al-3,5Fe alaşımının sinterleme sonrası oluşan boyunlaşma belli belirsiz olarak bazı b6lgelerde g6r6lmektedir.

Ti-6Al-7Fe alaşımının kırılma y6zeyinin SEM g6r6nt6leri Şekil 3.29’da verilmiştir. A b6lgesinde gevrek kırılma, B b6lgesinde hem s6nek hem gevrek (katastrofik) kırılma, C b6lgesinde s6nek kırılma ve k6resel g6zenek g6zlemlenmiştir.



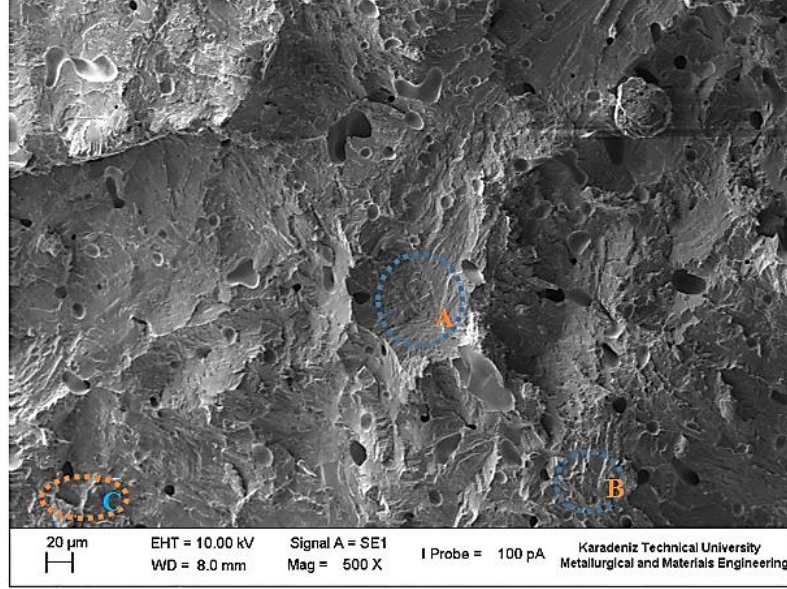
a)



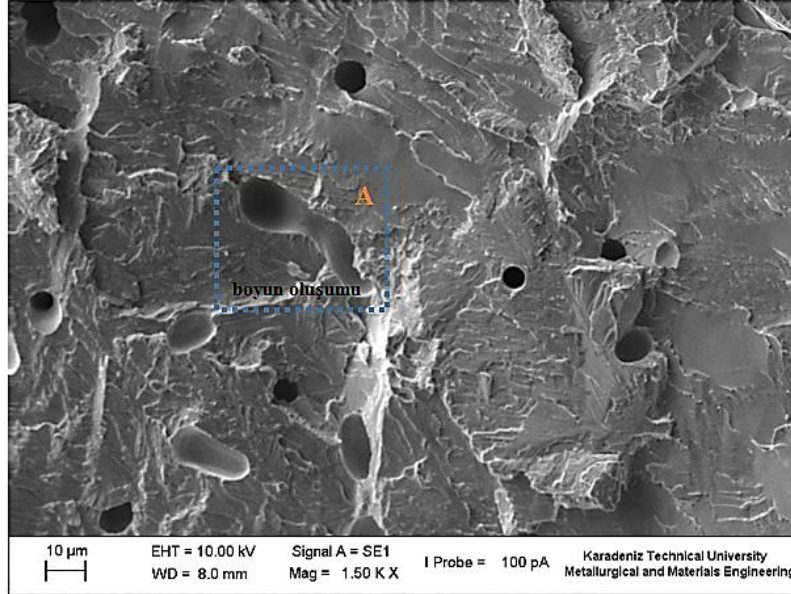
Şekil 3.29. Ti-6Al-7Fe alaşımı kırılma y6zeyinin SEM g6r6nt6leri
a) 500X b) 1500X

Ti-6Al-7Fe alaşımı SEM g6r6nt6s6nde A b6lgesinde dif6zyona elverişli k6resel g6zenekler ve zayıf boyun oluşumu g6r6lmektedir.

Ti-6Al-10,5Fe alaşımının kırılma yüzeyine ait SEM görüntüleri Şekil 3.30'da verilmiştir. Bu alaşımda daha çok gevrek kırılma tipi görülmekte ve kısmen de sünek kırılma gözlemlenmiştir.



a)

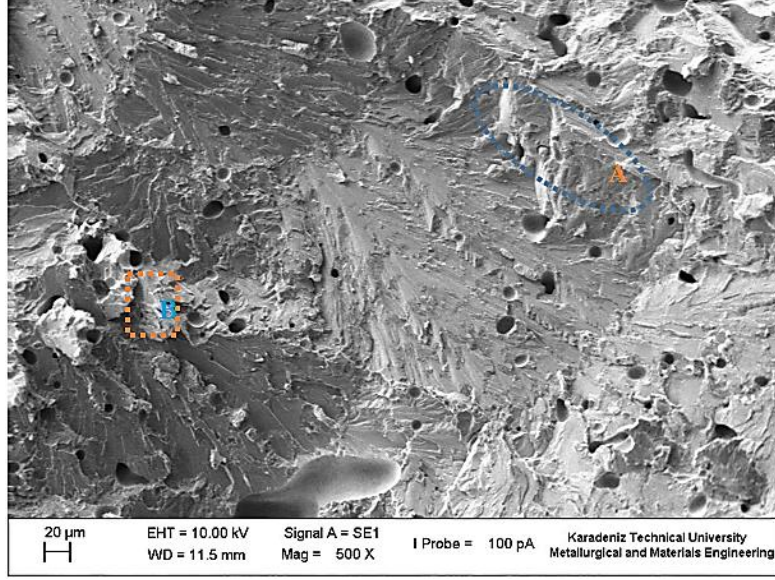


b)

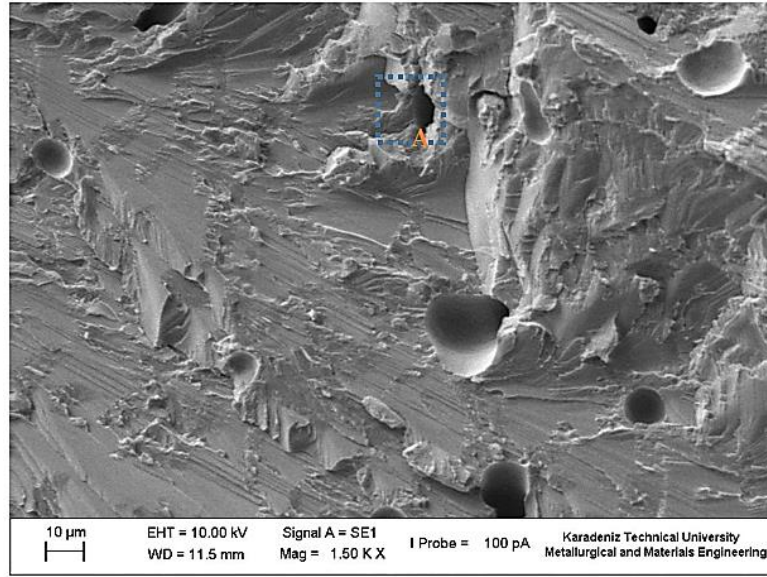
Şekil 3.30. Ti-6Al-10,5Fe alaşımı kırılma yüzeyinin SEM görüntüleri
a) 500X b) 1500X

Ti-6Al-10,5Fe alaşımının kırılma yüzeyinin SEM görüntüsünde A bölgesinde kısmen boyun oluşumu görülmekte ve gözeneklerin yapısı küresel olduğundan difüzyona elverişlidir.

Ti-6Al-14Fe alaşımının kırılma yüzeyine ait SEM görüntüleri Şekil 3.31'de verilmiştir. %14 Fe alaşımında küresel gözenekler görülmekte, A bölgesinde gevrek kırılma, B bölgesinde ise hem sünek hem gevrek kırılma gözlemlenmiştir.



a)

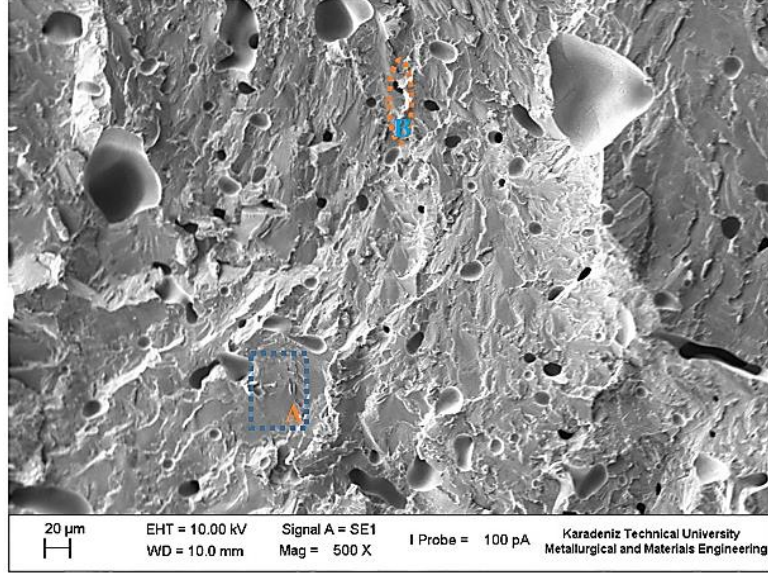


b)

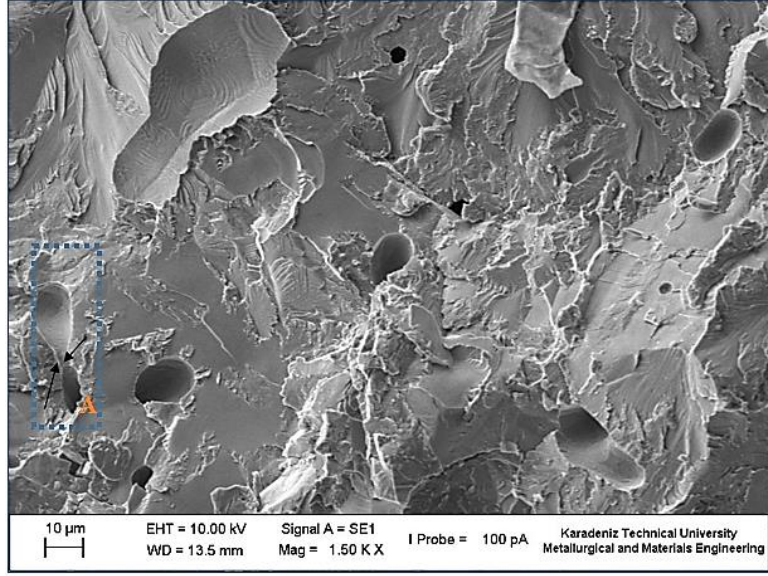
Şekil 3.31. Ti-6Al-14Fe alaşımı kırılma yüzeyinin SEM görüntüleri
a) 500X b) 1500X

Şekil 3.31.b'de verilen Ti-6Al-14Fe alaşımının kırılma yüzeyinin SEM görüntüsünde A bölgesinde düzensiz şekilli gözenek bulunmakta ve difüzyonun kısmen gerçekleştiği görülmektedir.

Ti-6Al-17,5Fe alaşımının kırılma yüzeyinin SEM görüntüleri Şekil 3.32’de verilmiştir. Şekilde değişik şekillerde gözeneklilik mevcut olup, A ve B bölgelerinde sırasıyla gevrek ve sünek kırılma gözlemlenmiştir.



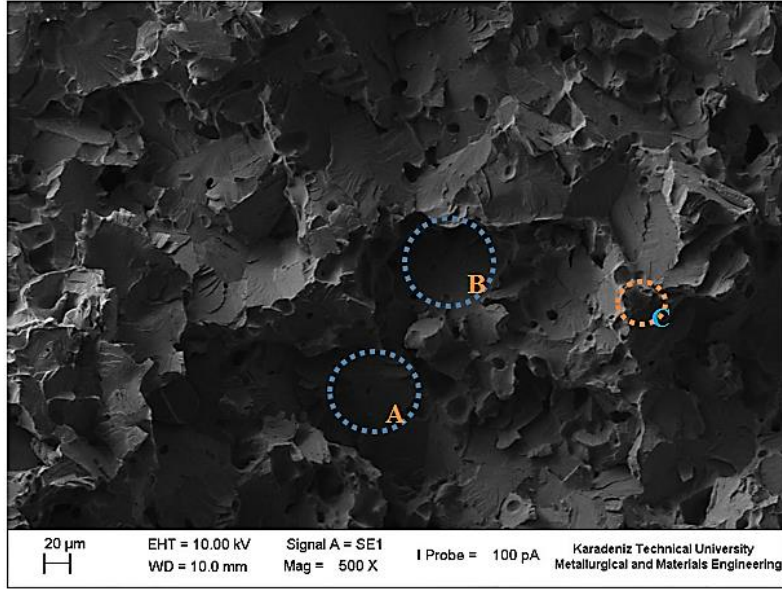
a)



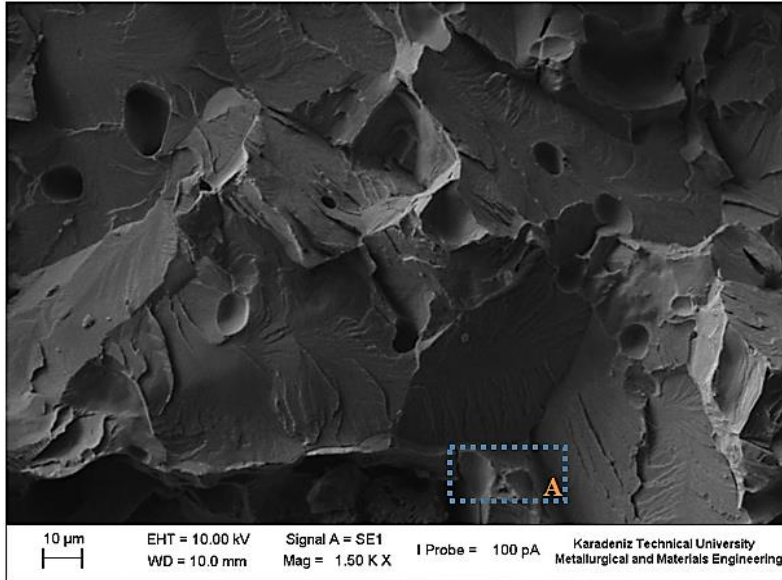
b)

Şekil 3.32. Ti-6Al-17,5Fe alaşımı kırılma yüzeyinin SEM görüntüleri
a) 500X b) 1500X

Ti-6Al-21Fe alaşımının kırılma yüzeyinin SEM görüntüleri Şekil 3.33’de verilmiş olup, bu alaşımda kırılma tipleri daha belirgin olarak görülmektedir. Alaşımda sünek kırılma tipi hâkimdir.



a)



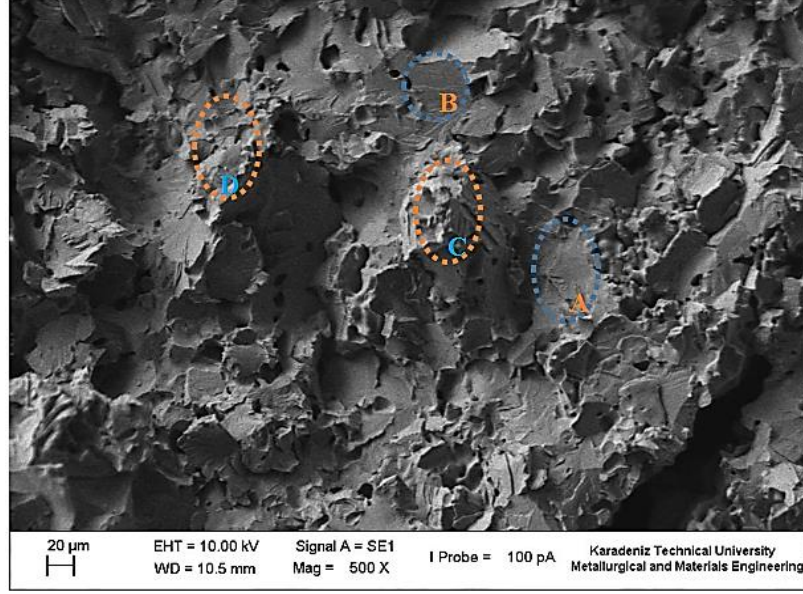
b)

Şekil 3.33. Ti-6Al-21Fe alaşımı kırılma yüzeyinin SEM görüntüleri
a) 500X b) 1500X

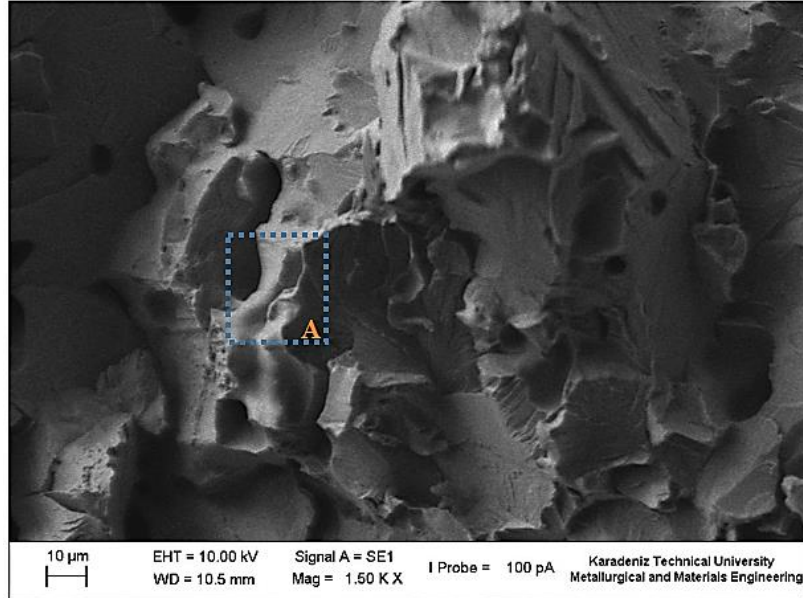
Ti-6Al-21Fe alaşımının sinterleme sonrası A bölgesinde kısmi boyun gelişimi görülmekte ve bölgesel olarak görülen gözeneklerin çoğu küreseldir (Şekil 3.33.b).

3.6.1.3. Ti-6Al-XSn Grubu Alaşımlarının Kırılma Yüzeylerinin SEM İncelemeleri

Ti-6Al-3,5Sn alaşımının kırılma yüzeyi görüntüleri Şekil 3.34’de verilmiştir. A ve B bölgeleri gevrek kırılmanın oluştuğu, C ve D bölgeleri de katastrofik kırılmanın oluştuğu bölgelerdir.



a)

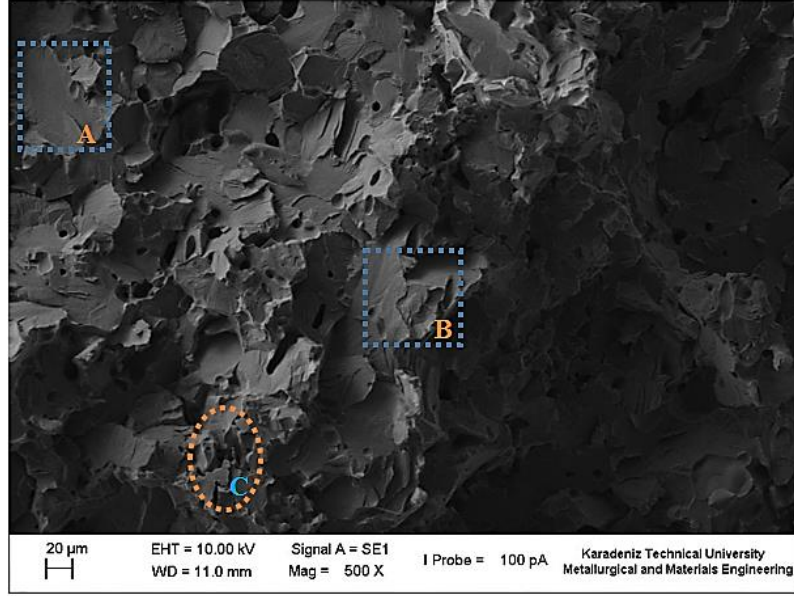


b)

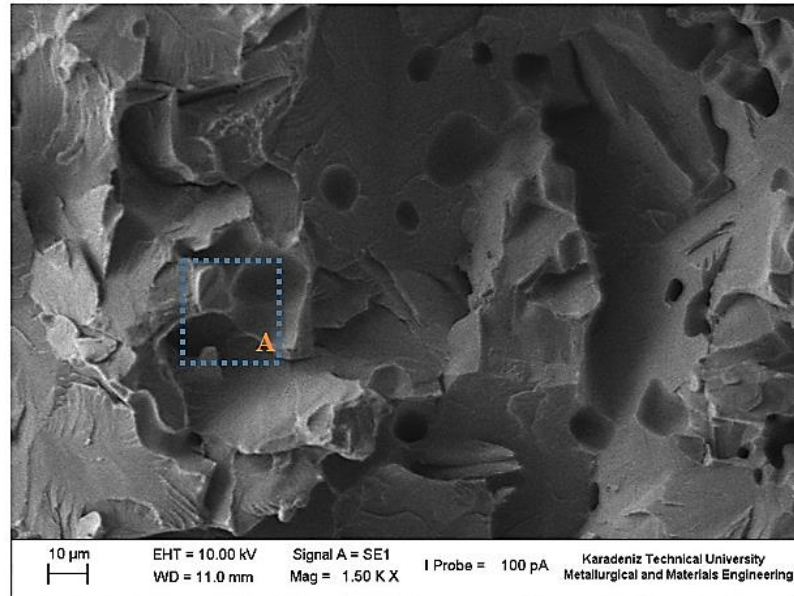
Şekil 3.34. Ti-6Al-3,5Sn alaşımının kırılma yüzeyinin SEM görüntüleri
a) 500X b) 1500X

Şekil 3.34 b’de verilen Ti-6Al-3,5Sn alaşımının sinter boyun gelişiminde A bölgesinde boyun oluşumu ve bölge çevresinde küresel gözenekler görülmektedir.

Ti-6Al-7Sn alaşımının kırılma yüzeyinin SEM görüntüleri Şekil 3.35’de verilmiştir. A bölgesinde gevrek kırılma, B bölgesinde katastrofik kırılma, C bölgesinde ise sünek kırılma görülmektedir.



a)

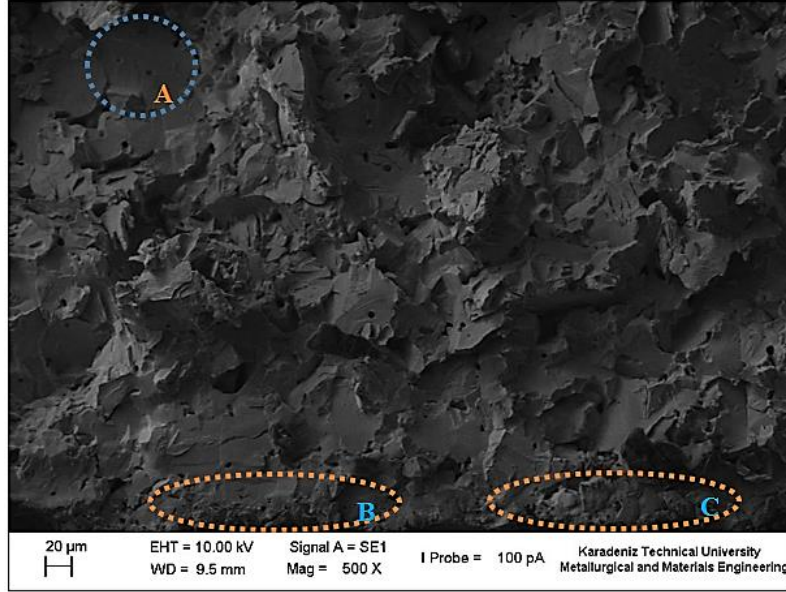


b)

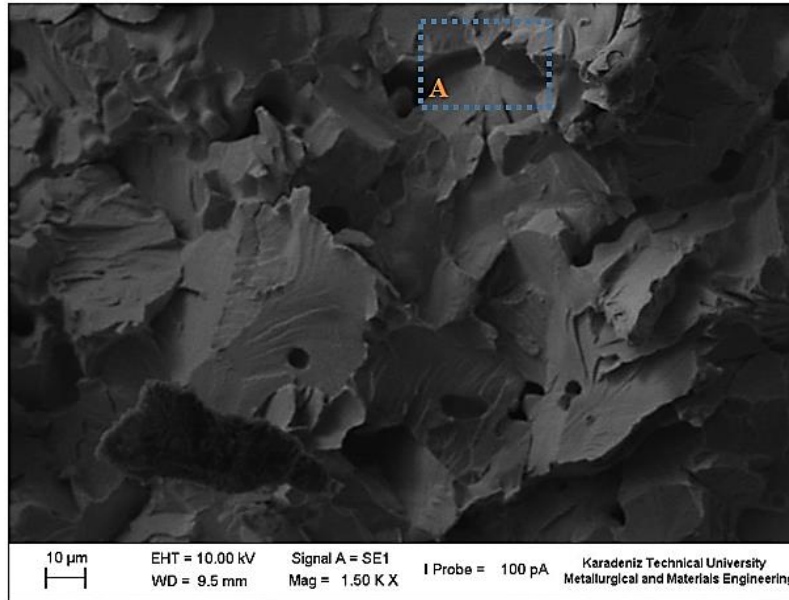
Şekil 3.35. Ti-6Al-7Sn alaşımı kırılma yüzeyinin SEM görüntüleri
a) 500X b) 1500X

Şekil 3.35 b’de verilen Ti-6Al-7Sn alaşımının kırılma yüzeyi görüntüsünde A bölgesinde görülen kısmi boyun oluşumu ve alaşımda görülen küresel ve düzensiz şekilli gözenekler gözlemlenmiştir.

Şekil 3.36’da gösterilen Ti-6Al-10,5Sn alaşımının kırılma yüzeyine ait SEM görüntülerinde A bölgesinde gevrek, B bölgesinde katastrofik ve C bölgesinde ise sünek kırılma tipi görülmektedir.



a)

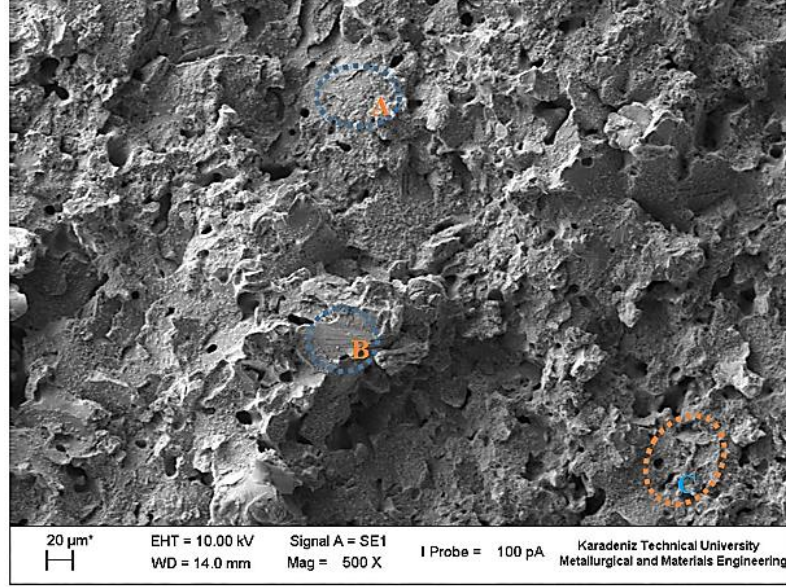


b)

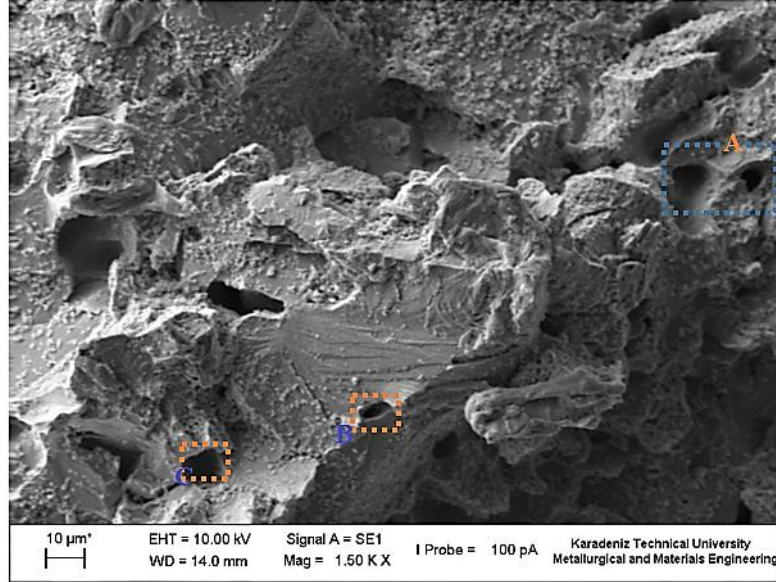
Şekil 3. 36. Ti-6Al-10,5Sn alaşımı kırılma yüzeyinin SEM görüntüleri
a) 500X b) 1500X

Ti-6Al-10,5Sn alaşımının A bölgesinde görülen boyun kopmaya yakın bir görünümde olup, alaşımda küresel gözenekler grlmektedir (şekil 3.36.b).

Ti-6Al-14Sn alaşımının kırılma yüzeyinin SEM görüntüleri şekil 3.37’de verilmiştir. A ve B bölgelerinde gevrek kırılma, C bölgesinde ise sünek kırılma grlmektedir.



a)

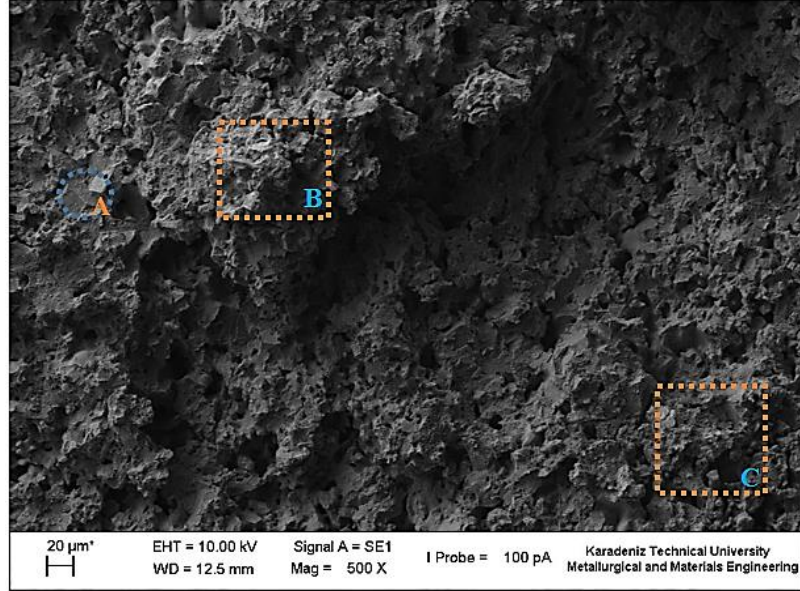


b)

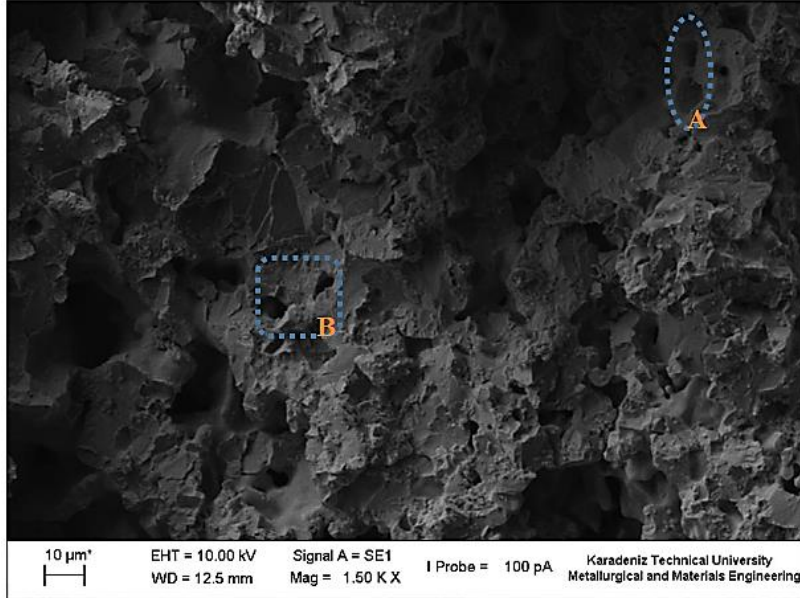
şekil 3.37. Ti-6Al-14Sn alaşımı kırılma yüzeyinin SEM görüntüleri
a) 500X b)1500X

Ti-6Al-14Sn alaşımının sinter sonrası A bölgesinde boyun oluşumu grlmekte, B, C ve diğer bölgelerde küresel ve düzensiz şekli gözenekler grlmektedir (şekil 3.37.b).

Ti-6Al-17,5Sn alaşımının kırılma yüzeyinin SEM görüntüleri Şekil 3.38’de verilmiştir. A bölgesinde gevrek kırılma, B ve C bölgelerinde ise süngerimsi bölgeler hâkim olup sünek kırılma gözlenmektedir.



a)

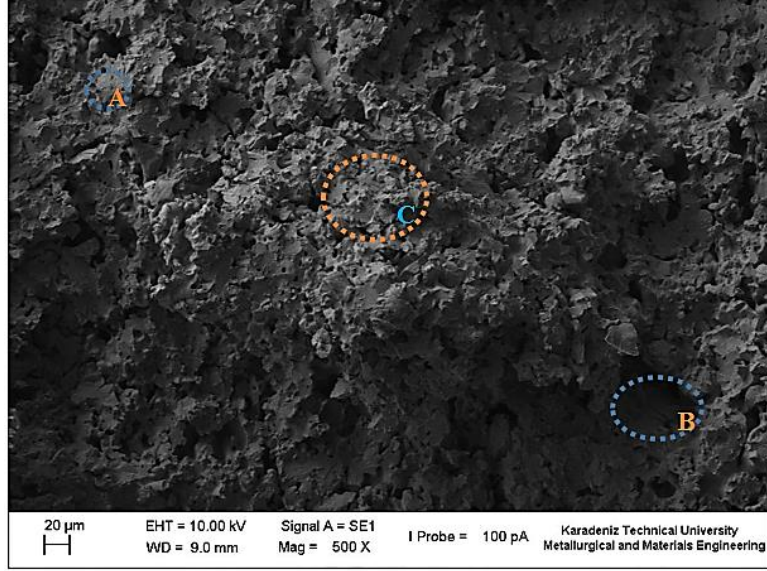


b)

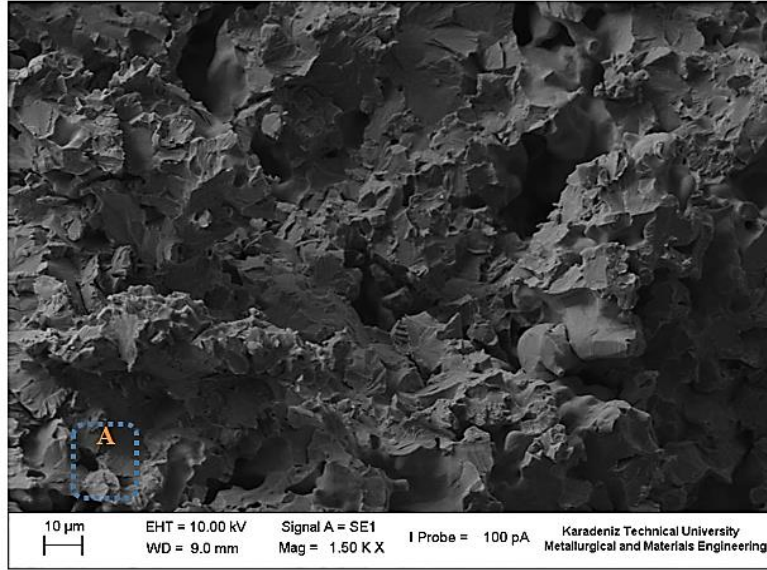
Şekil 3.38. Ti-6Al-17,5Sn alaşımının kırılma yüzeyinin SEM görüntüleri
a) 500X b) 1500X

Ti-6Al-17,5Sn alaşımının sinter boyun gelişiminde, gözenekler irili ufaklı ve çok sayıda bulunmakta ve difüzyonu kısmen engellemektedir. A ve B bölgelerinde görülen boyun çapları sinterlemenin gerçekleştiğini göstermektedir.

Ti-6Al-21Sn alaşımının kırılma yüzeyinin SEM görüntüleri Şekil 3.39’da verilmiştir. Bu alaşımda A ve B bölgelerinde gevrek kırılma, C bölgesinde ise sünek kırılma gözlemlenmiştir. Gözenek yapısının küresel olmaması difüzyona elverişli bir ortamın oluşmadığını göstermektedir.



a)



b)

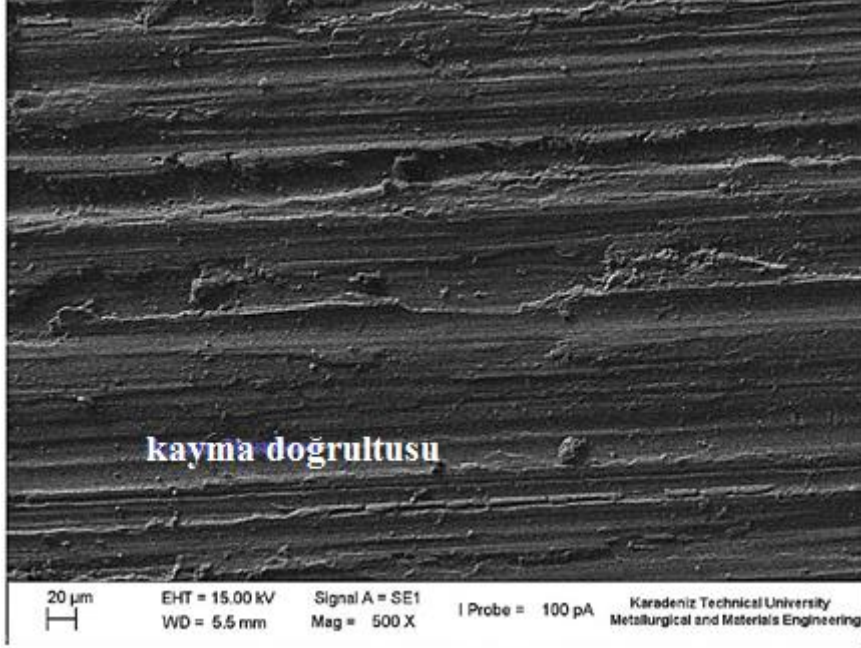
Şekil 3.39. Ti-6Al-21Sn alaşımını kırılma yüzeyinin SEM görüntüleri
a) 500X b) 1500X

Ti-6Al-21Sn alaşımının sinter boyun gelişimi (Şekil 3.39.b), alaşımda görülen gözenek yapısı küresel ve düzensiz şekilli olup, A bölgesinde oluşan boyun ve boyun bölgesindeki kırılmalar görülmektedir.

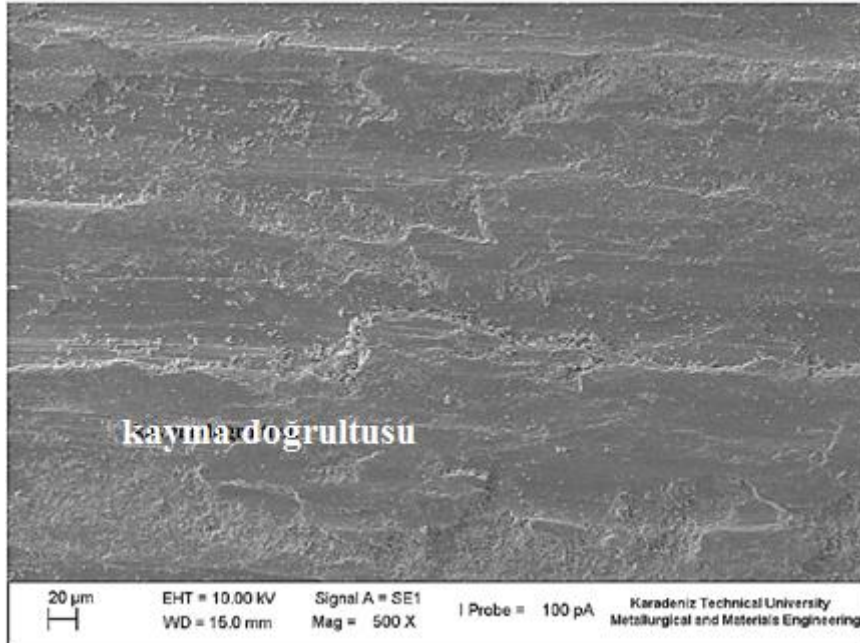
3.6.2. Aşınma Yüzeylerinin SEM İncelemeleri

3.6.2.1. Ti-6Al-XNb Grubu Alaşımlarının Aşınma Yüzeylerinin SEM İncelemeleri

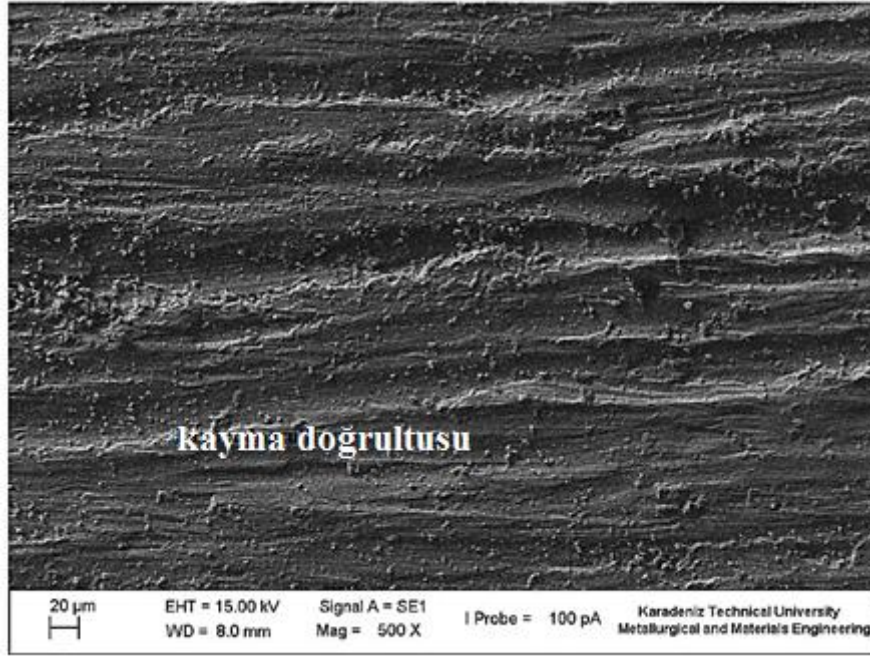
Ti-6Al-XNb grubu alaşımlarının aşınma yüzeyleri Şekil 3.40–3.45 arasında gösterilmektedir.



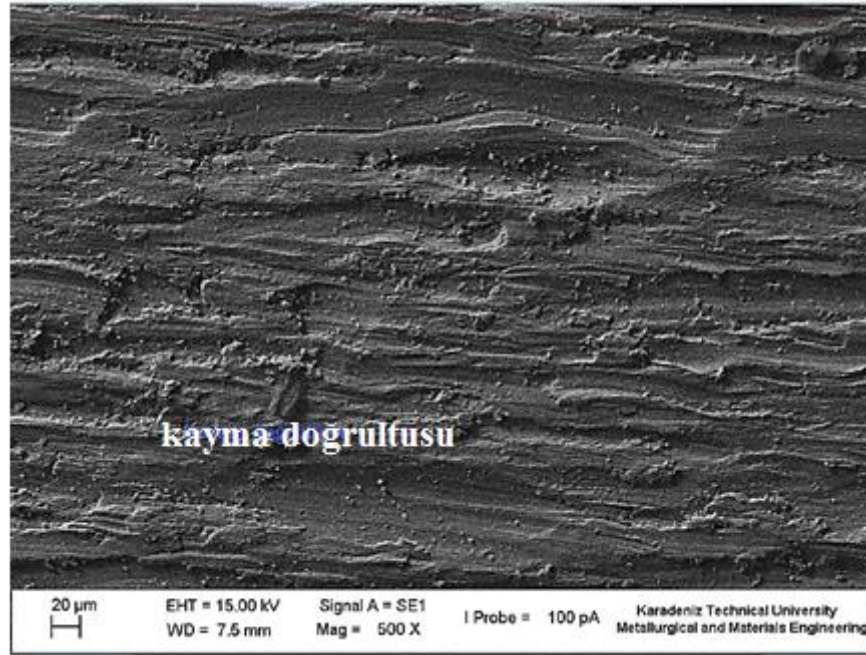
Şekil 3.40. Ti-6Al-3,5Nb alaşımının aşınma yüzeyinin SEM görüntüsü (500X)



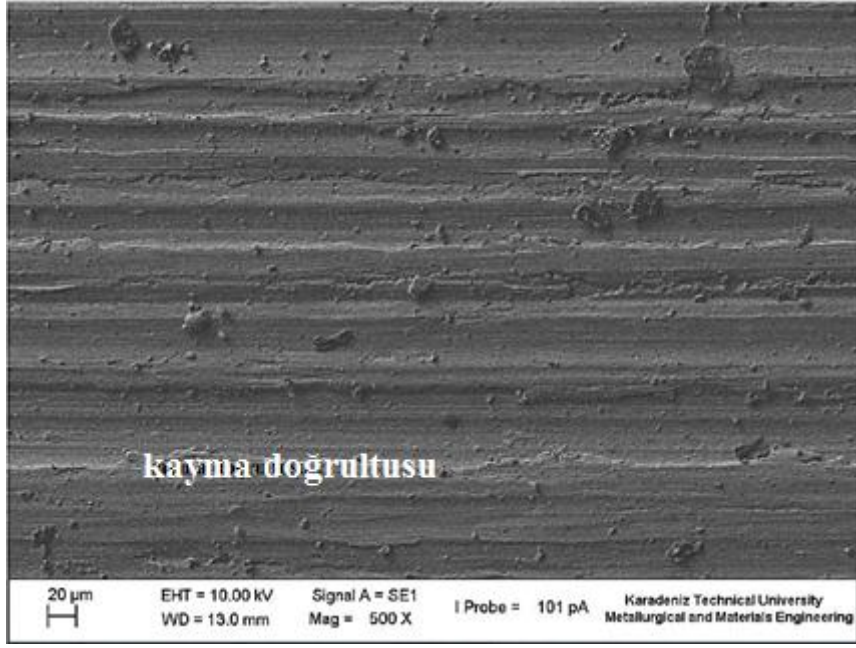
Şekil 3.41. Ti-6Al-7Nb alaşımının aşınma yüzeyinin SEM görüntüsü (500X)



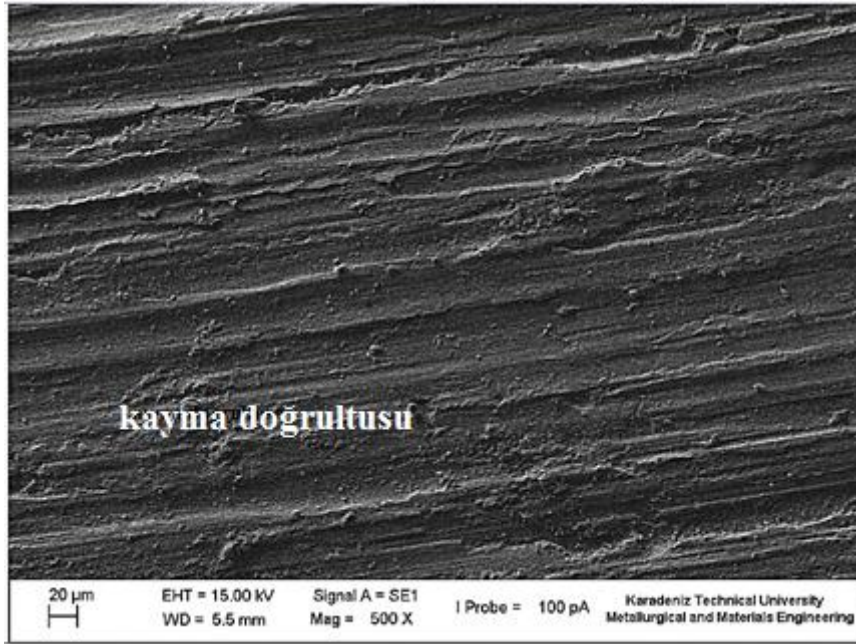
Şekil 3.42. Ti-6Al-10,5Nb alaşıminın aşınma yüzeyinin SEM görüntüsü (500X)



Şekil 3.43. Ti-6Al-14Nb alaşıminın aşınma yüzeyinin SEM görüntüsü (500X)



Şekil 3.44. Ti-6Al-17,5Nb alaşımının aşınma yüzeyinin SEM görüntüsü (500X)



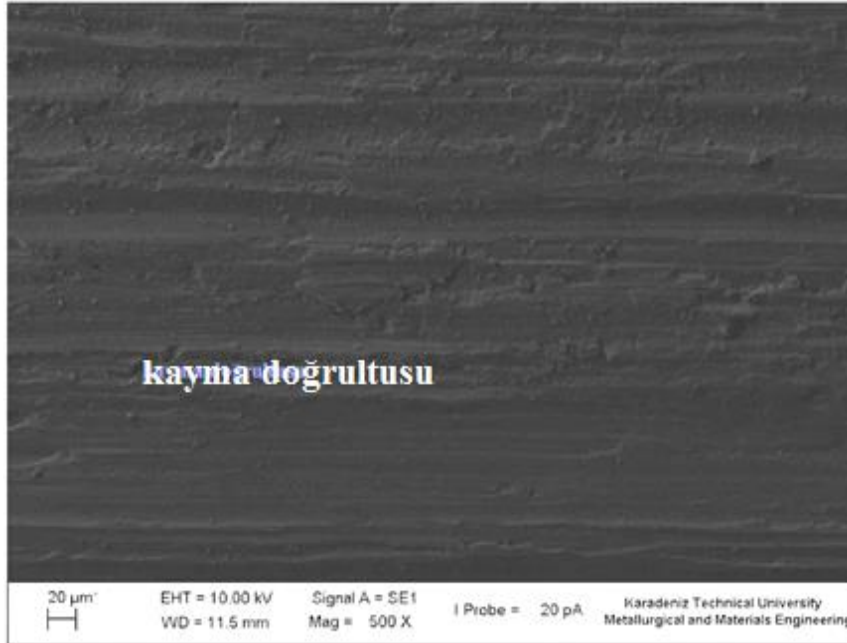
Şekil 3.44. Ti-6Al-21Nb alaşımının aşınma yüzeyinin SEM görüntüsü (500X)

3.6.2.2. Ti-6Al-XFe Grubu Alaşımlarının Aşınma Yüzeylerinin SEM İncelemeleri

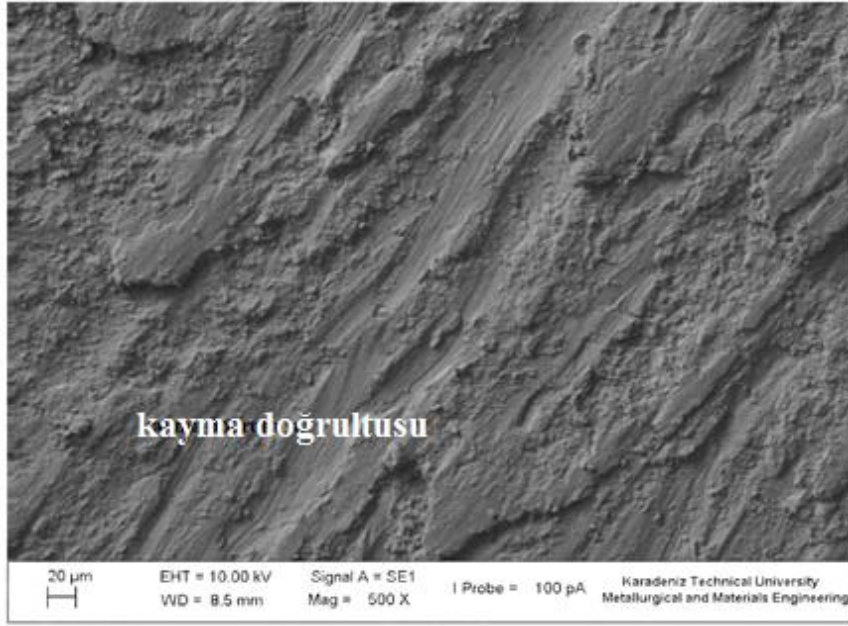
Ti-6Al-XFe grubu alaşımlarının aşınma yüzeyleri Şekil 3.46–3.51 arasında gösterilmektedir.



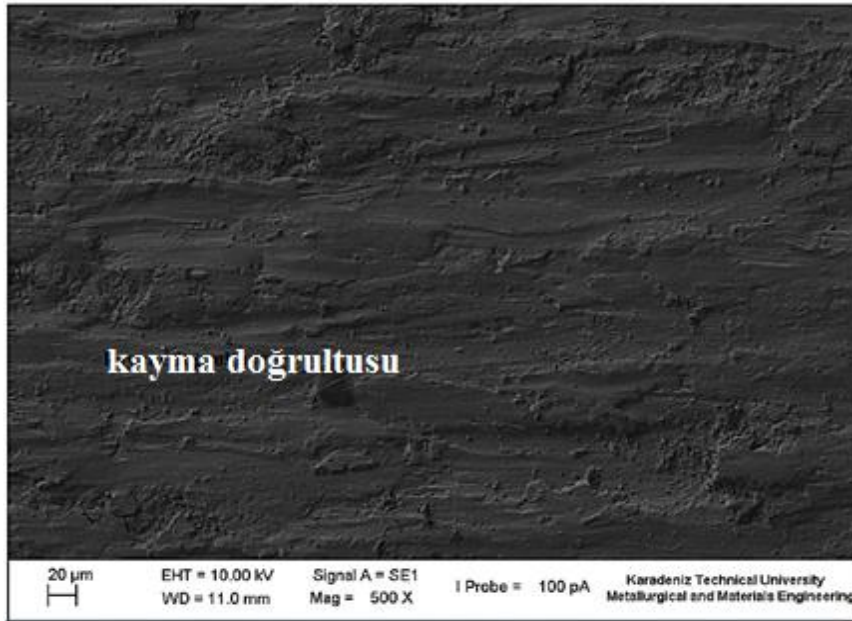
Şekil 3.45. Ti-6Al-3,5Fe alaşımı aşınma yüzeyinin SEM görüntüsü (500X)



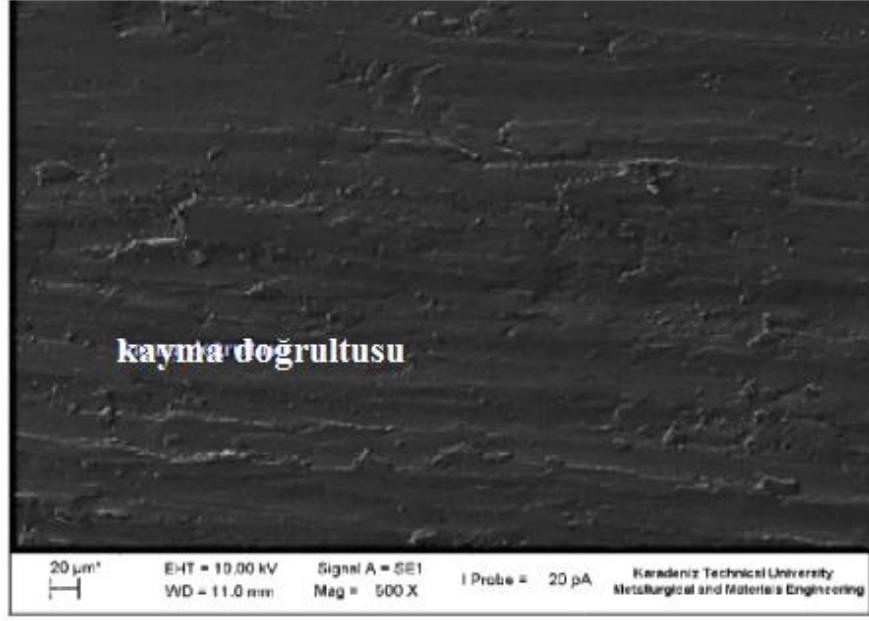
Şekil 3.46. Ti-6Al-7Fe alaşımı aşınma yüzeyinin SEM görüntüsü (500X)



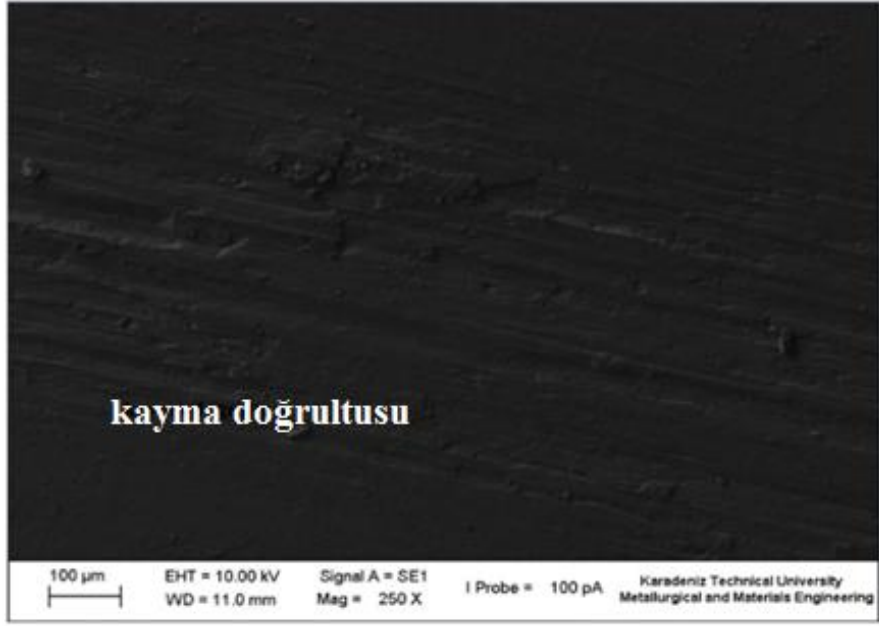
Şekil 3.47. Ti-6Al-10,5Fe alaşımı aşınma yüzeyinin SEM görüntüsü (500 X)



Şekil 3.48. Ti-6Al-14Fe alaşımının aşınma yüzeyinin SEM görüntüsü (500 X)



Şekil 3.49. Ti-6Al-17,5Fe alaşımı aşınma yüzeyinin SEM görüntüsü (500X)



Şekil 3.50. Ti-6Al-21Fe alaşımı aşınma yüzeyinin SEM görüntüsü (500X)

3.6.2.3. Ti-6Al-XSn Grubu Alaşımlarının Aşınma Yüzeylerinin SEM İncelemeleri

Ti-6Al-XSn grubu alaşımlarının aşınma yüzeyleri Şekil 3.52–3.57 arasında gösterilmektedir.



Şekil 3.51. Ti-6Al-3,5Sn alaşımı aşınma yüzeyinin SEM görüntüsü (500X)



Şekil 3.52. Ti-6Al-7Sn alaşımı aşınma yüzeyinin SEM görüntüsü (500X)



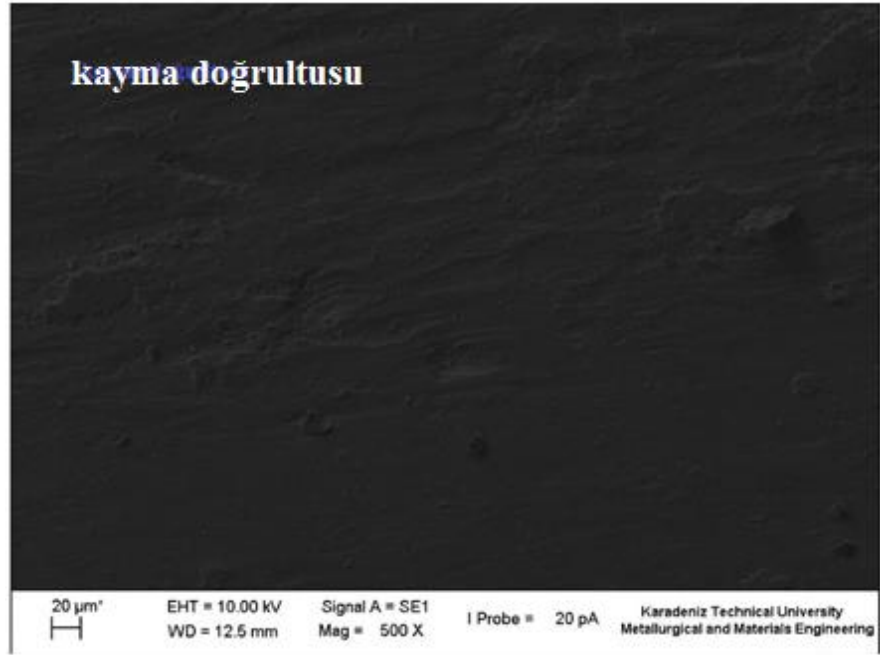
Şekil 3.53. Ti-6Al-10,5Sn alaşımı aşınma yüzeyinin SEM görüntüsü (500X)



Şekil 3.54. Ti-6Al-14Sn alaşımı aşınma yüzeyinin SEM görüntüsü (500X)



Şekil 3.55. Ti-6Al-17,5Sn alaşımı aşınma yüzeyinin SEM görüntüsü (500X)

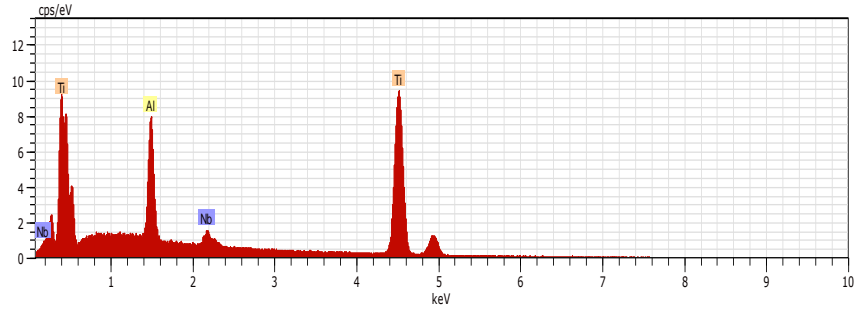
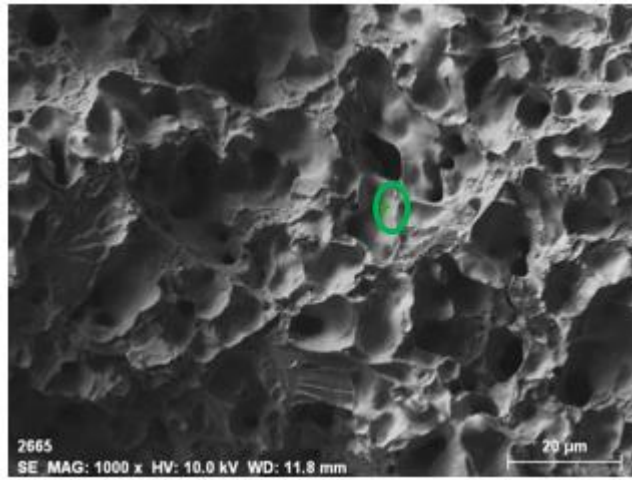


Şekil 3.56. Ti-6Al-21Sn alaşımı aşınma yüzeyinin SEM görüntüsü (500X)

3.6.3. Kırılma Yüzeylerinin EDS Analizi

3.6.3.1. Ti-6Al-XNb Grubu Alaşımlarının Kırılma Yüzeylerinin EDS Analizi

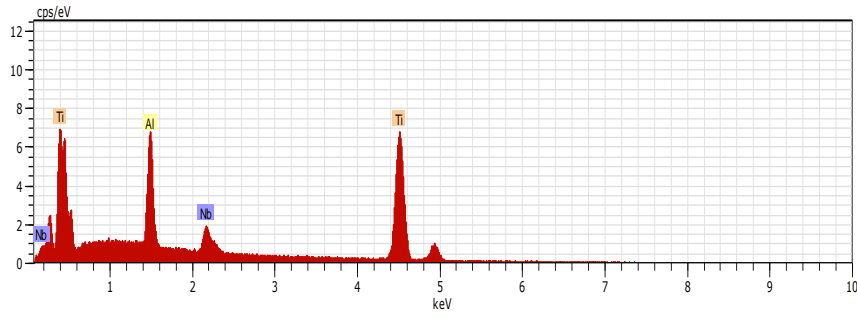
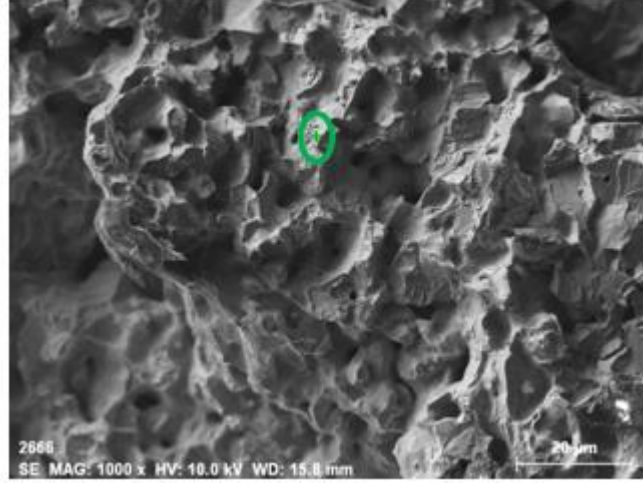
Ti-6Al-3,5Nb alaşımlarının kırılma yüzeyinin EDS analizi Şekil 3.58’de gösterilmiştir. Ti temel alaşıma ilave edilen Al ve Nb elementlerin % ağırlık miktarlarının homojen olduğu görülmektedir. İnceleme yapılan bölgede Al yoğunlaşmıştır.



Element	Ağırlık (%)	Atomik (%)
Al	9,75	16,29
Ti	87,44	82,35
Nb	2,81	1,37

Şekil 3.57. Ti-6Al-3,5Nb alaşımlarının kırılma yüzeyinin EDS analizi

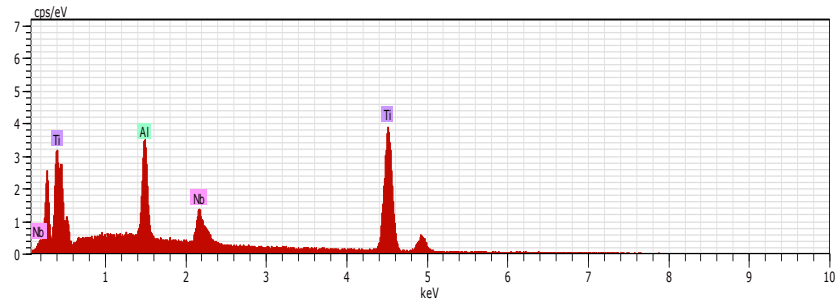
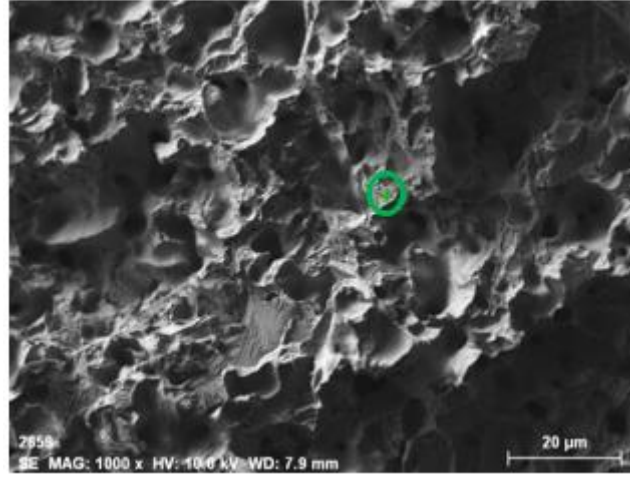
Ti-6Al-7Nb alaşımının kırılma yüzeyinin EDS analizi Şekil 3.59’da gösterilmiştir. Ti temel alaşıma ilave edilen Al ve Nb elementlerin % ağırlık miktarlarının heterojen olduğu gürmektedir. İnceleme yapılan bۆlgede Al yoğunlaşmıştır.



Element	Ağırlık (%)	Atomik(%)
Al	11,06	18,67
Ti	81,87	77,87
Nb	7,07	3,46

Şekil 3.58. Ti-6Al-7Nb alaşımının kırılma yüzeyinin EDS analizi

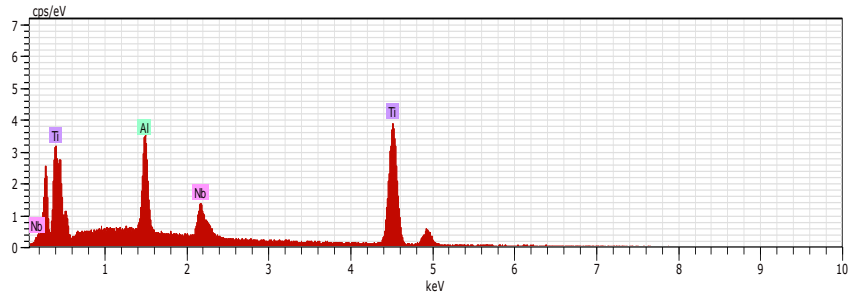
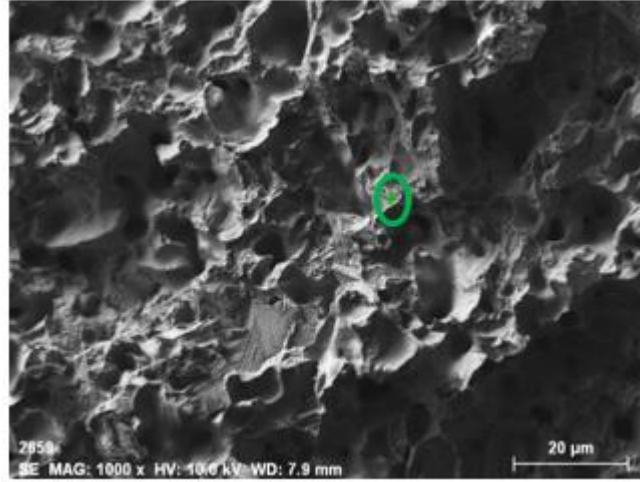
Ti-6Al-10,5Nb alaşımının kırılma yüzeyinin EDS analizi Şekil 3.60'da gösterilmiştir. Ti temel alaşıma ilave edilen Al ve Nb elementlerin % ağırlık miktarlarının heterojen olduğu görölmektedir. İnceleme yapılan bölgede Nb oranı %10,5 olması gerekirken % 8,8 mertebesindedir.



Element	Ağırlık (%)	Atomik (%)
Al	7,04	12,34
Ti	84,16	83,18
Nb	8,8	4,48

Şekil 3.59. Ti-6Al-10,5Nb alaşımını kırılma yüzeyinin EDS analizi

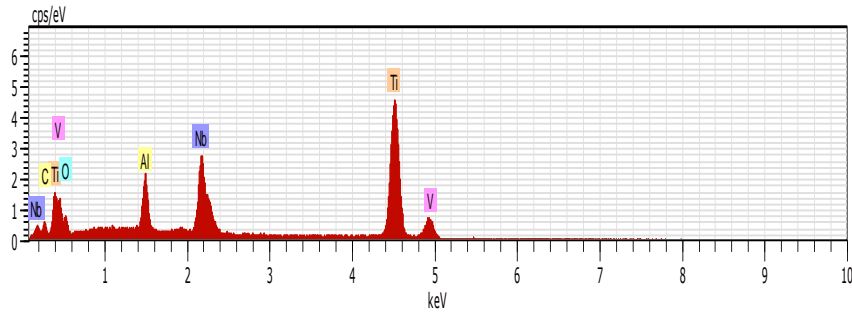
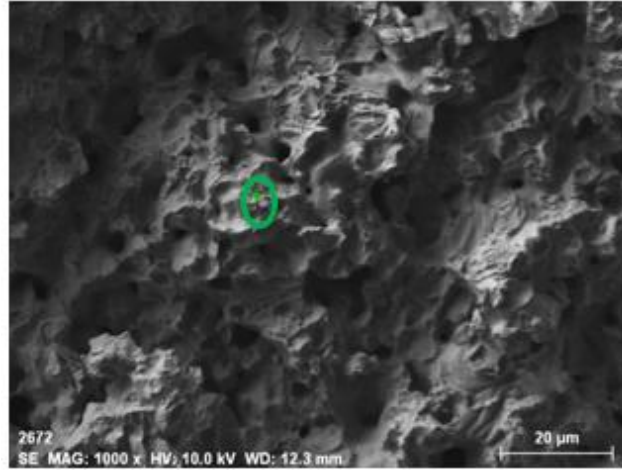
Ti-6Al-14Nb alaşımının kırılma yzeyinin EDS analizi Şekil 3.61'de gsterilmiştir. Ti temel alaşıma ilave edilen Al ve Nb elementlerin % ağırlık miktarlarının heterojen olduğu gsterilmektedir. İnceleme yapılan bglgede Nb ve Al yoğunlaşması gsterilmektedir.



Element	Ağırlık (%)	Atomik (%)
Al	8,56	15,85
Ti	69,20	72,19
Nb	22,23	11,95

Şekil 3.60. Ti-6Al-14Nb alaşımının kırılma yzeyinin EDS analizi

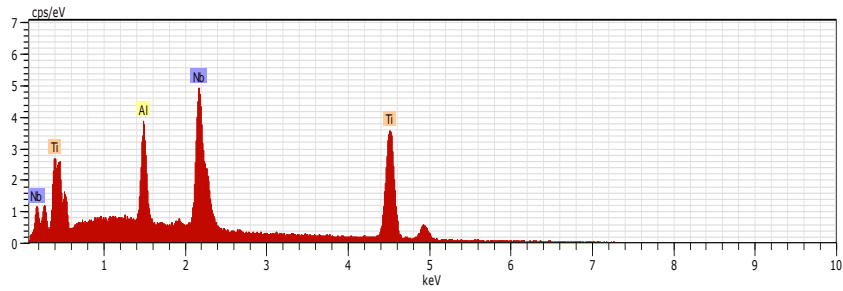
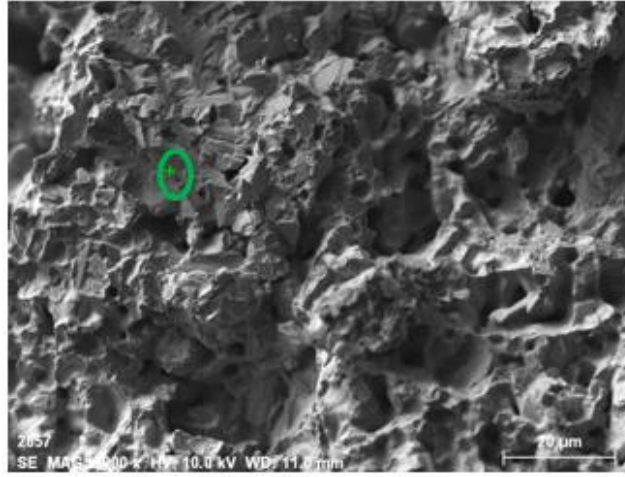
Ti-6Al-17,5Nb alaşımının kırılma yüzeyinin EDS analizi Şekil 3.62’de gösterilmiştir. Ti temel alaşıma ilave edilen Al ve Nb elementlerin % ağırlık miktarlarının homojen olduğu görölmektedir. İnceleme yapılan bölgede Al eksikliği görölmekte olup, Ti yoğunlaşması gözlenmiştir.



Element	Ağırlık (%)	Atomik (%)
Al	3,54	6,30
Ti	76,55	76,77
Nb	16,86	8,71

Şekil 3.61. Ti-6Al-17,5Nb alaşımı kırılma yüzeyinin EDS analizi

Ti-6Al-21Nb alaşımının kırılma yzeyinin EDS analizi Şekil 3.63'de gsterilmiştir. Ti temel alaşıma ilave edilen Al ve Nb elementlerin % ağırlık miktarlarının heterojen olduğu gcrulmektedir. İnceleme yapılan bclgede Nb yoğunlaşmıştır.

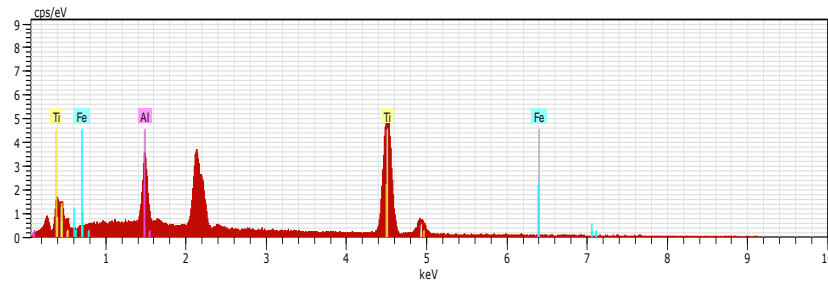
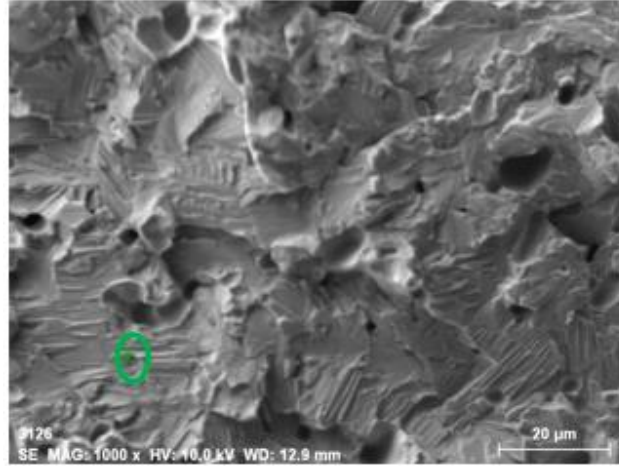


Element	Ağırlık (%)	Atomik (%)
Al	7,29	14,46
Ti	59,36	66,33
Nb	33,35	19,21

Şekil 3.62. Ti-6Al-21Nb alaşımının kırılma yzeyinin EDS analizi

3.6.3.2. Ti-6Al-XFe Grubu Alaşımlarının Kırılma Yüzeylerinin EDS Analizi

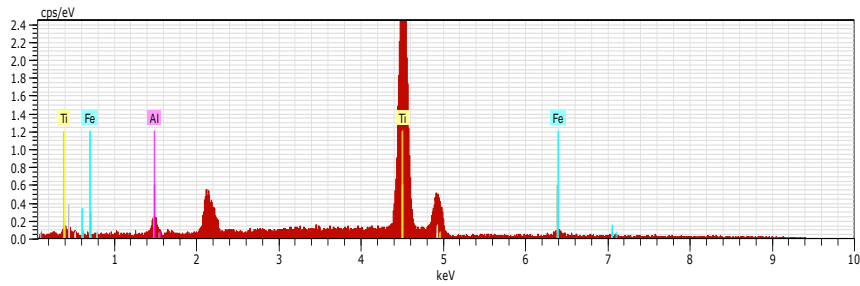
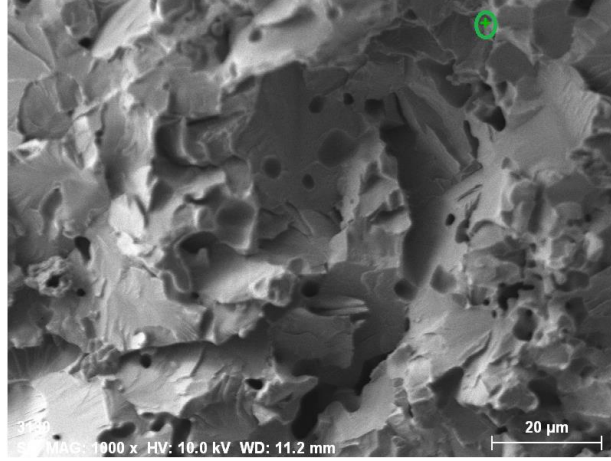
Ti-6Al-3,5Fe alaşımının kırılma yüzeyinin EDS analizi Şekil 3.64'de gösterilmiştir. Ti temel alaşıma ilave edilen Al ve Fe elementlerin % ağırlık miktarlarının homojen olduğu görülmektedir. İnceleme yapılan bölgede Al ve Fe ağırlık oranları, olması gereken % 6 ve % 3,5 değerlerinden bir miktar daha fazladır.



Element	Ağırlık (%)	Atomik(%)
Al	7,21	12,21
Ti	87,24	83,25
Fe	5,55	4,54

Şekil 3.63. Ti-6Al-3,5Fe alaşımını kırılma yüzeyinin EDS analizi

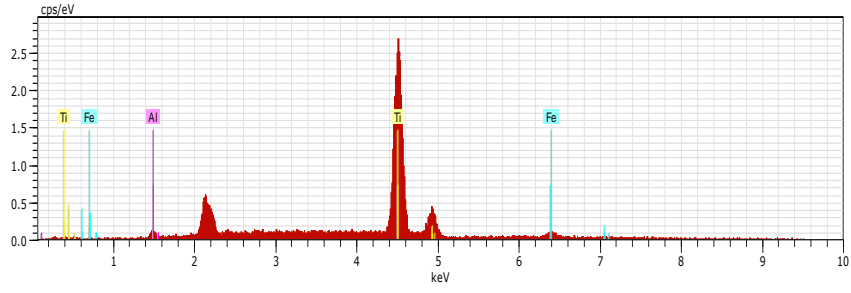
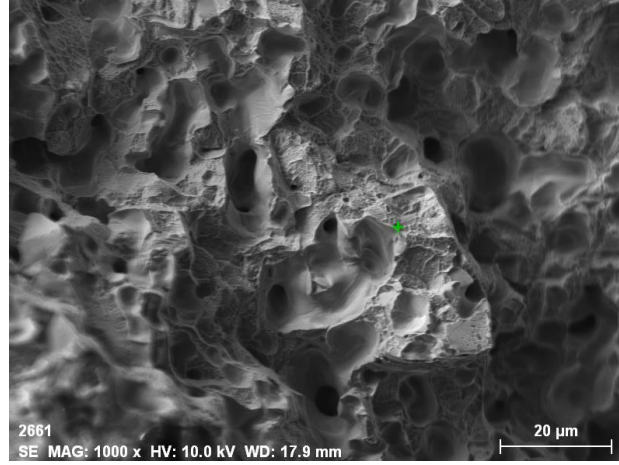
Ti-6Al-7Fe alaşımının kırılma yüzeyinin EDS analizi Şekil 3.65’de gösterilmiştir. Ti temel alaşıma ilave edilen Al ve Fe elementlerin % ağırlık miktarlarının homojen olduğu grlmektedir. İnceleme yapılan bölgede Fe yoğunlaşmıştır.



Element	Ağırlık (%)	Atomik (%)
Al	4,16	4,29
Ti	85,50	87,18
Fe	10,34	8,53

Şekil 3.64. Ti-6Al-7Fe alaşımını kırılma yüzeyinin EDS analizi

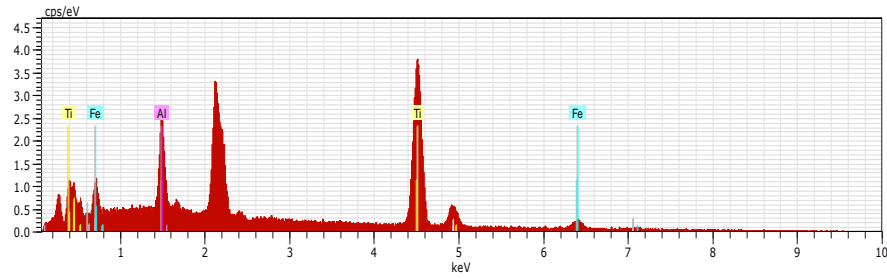
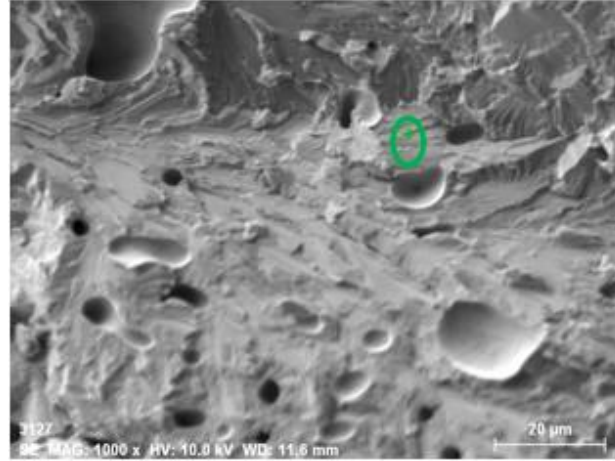
Ti-6Al-10,5Fe alaşımının kırılma yüzeyinin EDS analizi Şekil 3.66'da verilmiştir. Ti temel alaşıma ilave edilen Al ve Fe elementlerin % ağırlık miktarlarının heterojen olduğu grlmektedir. İnceleme yapılan bölgede Fe yoğunlaşmıştır ve %7 Fe alaşımına göre daha az Fe içermektedir.



Element	Ağırlık (%)	Atomik (%)
Al	6,22	5,50
Ti	85,66	86,01
Fe	8,12	8,49

Şekil 3.65. Ti-6Al-10,5Fe alaşımını kırılma yüzeyinin EDS analizi

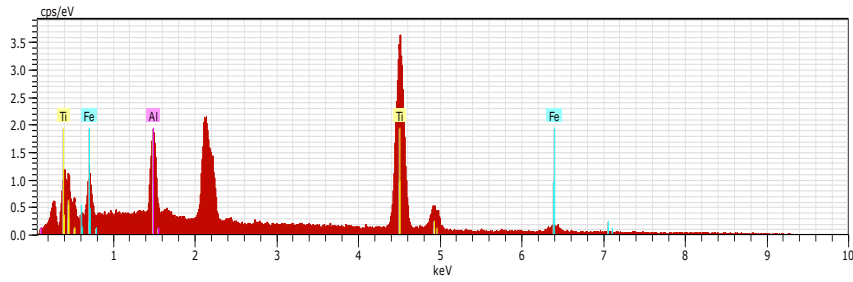
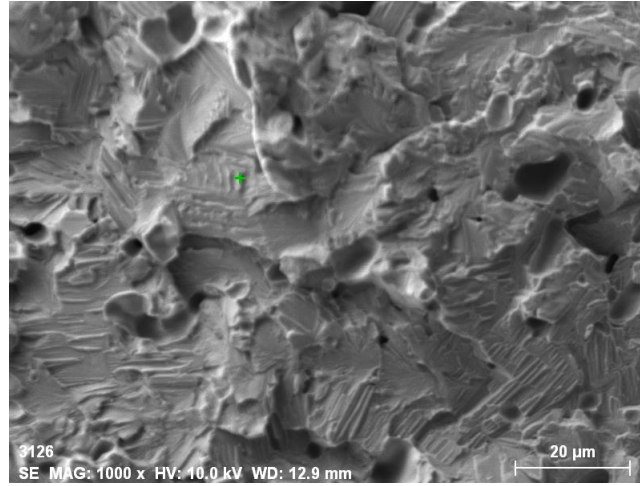
Ti-6Al-14Fe alaşımının kırılma yüzeyinin EDS analizi Şekil 3.67'de gösterilmiştir. Ti temel alaşıma ilave edilen Al ve Fe elementlerin % ağırlık miktarlarının homojen olduğu grlmektedir. İnceleme yapılan bölgede Nb yoğunlaşması olup ağırlıkça %14 değerini aşıp, % 22,39'a ulaşmıştır.



Element	Ağırlık (%)	Atomik (%)
Al	5,95	10,41
Ti	71,66	70,66
Fe	22,39	18,93

Şekil 3.66. Ti-6Al-14Fe alaşımı kırılma yüzeyinin EDS analizi

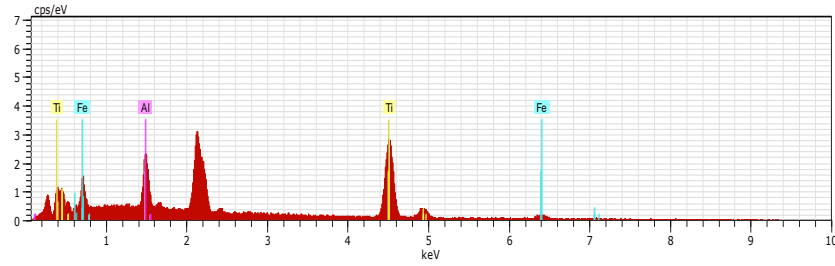
Ti-6Al-17,5Fe alaşımının kırılma yüzeyinin EDS analizi Şekil 3.68’de gösterilmiştir. Ti temel alaşıma ilave edilen Al ve Fe elementlerin % ağırlık miktarlarının homojen olduğu grlmektedir. İnceleme bölgesinde % 1 (ağırlıkça) Al eksikliği grlmektedir.



Element	Ağırlık (%)	Atomik (%)
Al	5,01	8,77
Ti	77,68	76,60
Fe	17,30	14,63

Şekil 3.67. Ti-6Al-17,5Fe alaşımı kırılma yüzeyinin EDS analizi

Ti-6Al-21Fe alaşımının kırılma yüzeyinin EDS analizi Şekil 3.69'da gösterilmiştir. Ti temel alaşıma ilave edilen Al ve Fe elementlerin % ağırlık miktarlarının homojen olduğu görölmektedir. İnceleme yapılan bölgede Al ve Fe ağırlık oranları yaklaşık değerlerdedir.

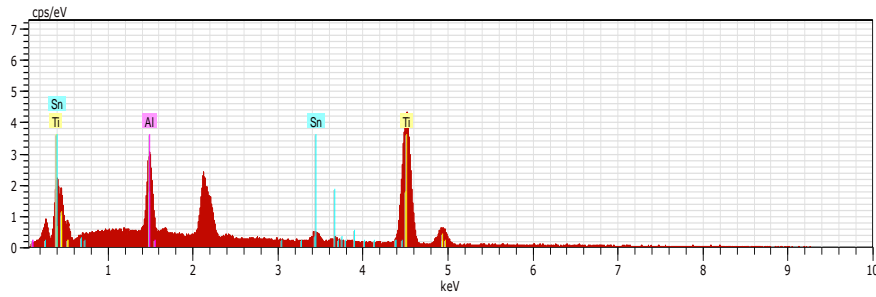
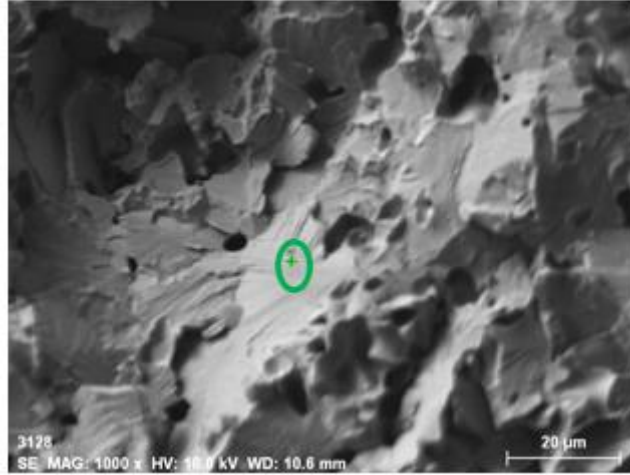


Element	Ağırlık (%)	Atomik (%)
Al	7,34	12,73
Ti	69,44	67,83
Fe	23,22	19,45

Şekil 3.68. Ti-6Al-21Fe alaşımını kırılma yüzeyinin EDS analizi

3.6.3.3. Ti-6Al-XSn Grubu Alaşımlarının Kırılma Yüzeylerinin EDS Analizi

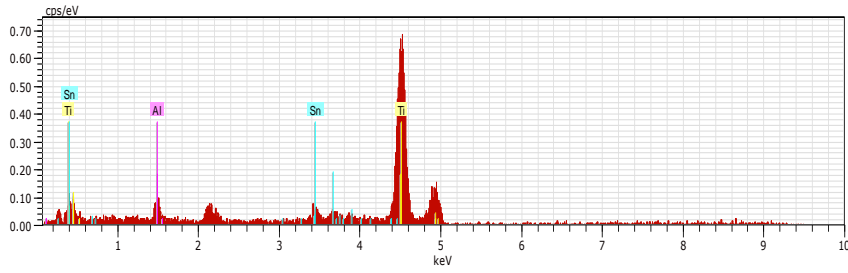
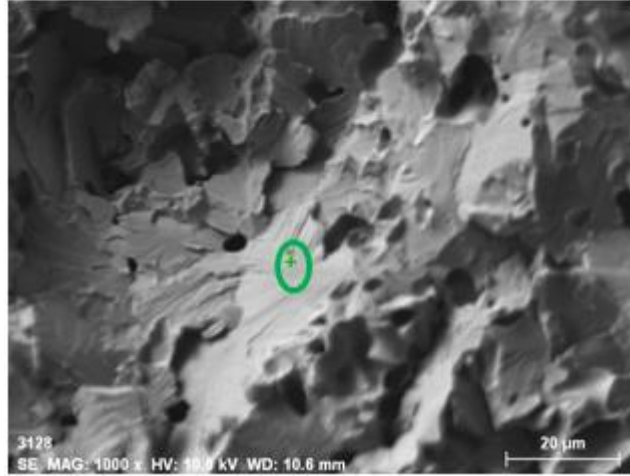
Ti-6Al-3,5Sn alaşımının kırılma yüzeyinin EDS analizi Şekil 3.70' de gösterilmiştir. Ti temel alaşıma ilave edilen Al ve Sn elementlerin % ağırlık miktarlarının homojen olduğu görülmektedir.



Element	Ağırlık (%)	Atomik (%)
Al	7,49	12,83
Ti	88,8	85,72
Sn	3,71	1,45

Şekil 3.69. Ti-6Al-3,5Sn alaşımını kırılma yüzeyinin EDS analizi

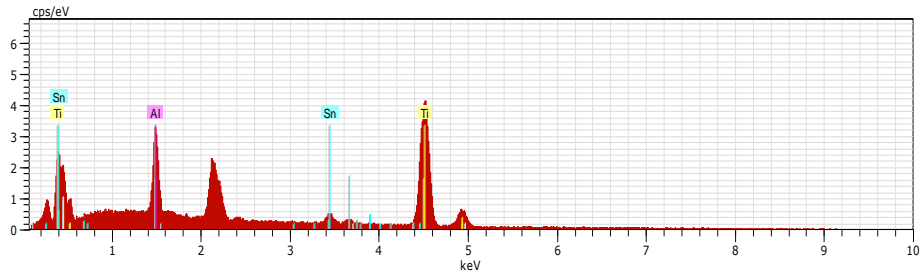
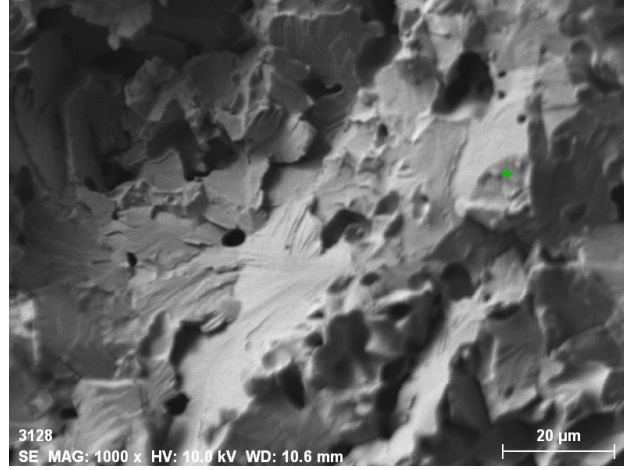
Ti-6Al-7Sn alaşımının kırılma yüzeyinin EDS analizi Şekil 3.71’de gösterilmiştir. Ti temel alaşıma ilave edilen Al ve Sn elementlerin % ağırlık miktarlarının heterojen olduğu görölmektedir. İnceleme yapılan bölgede Al eksikliği ve Sn yoğunlaşması görölmektedir.



Element	Ağırlık (%)	Atomik (%)
Al	2,22	4,10
Ti	88,42	91,97
Sn	9,36	3,93

Şekil 3.70. Ti-6Al-7Sn alaşımı kırılma yüzeyinin EDS analizi

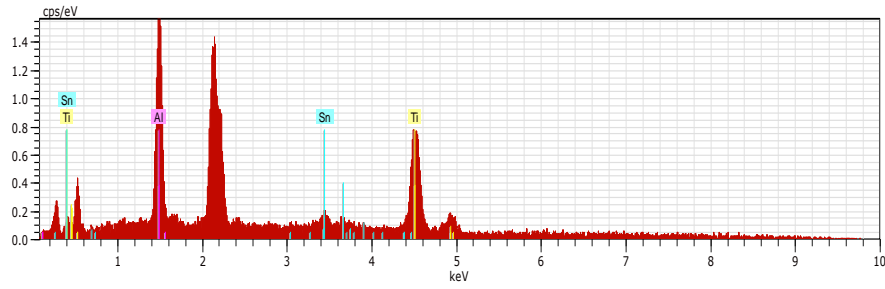
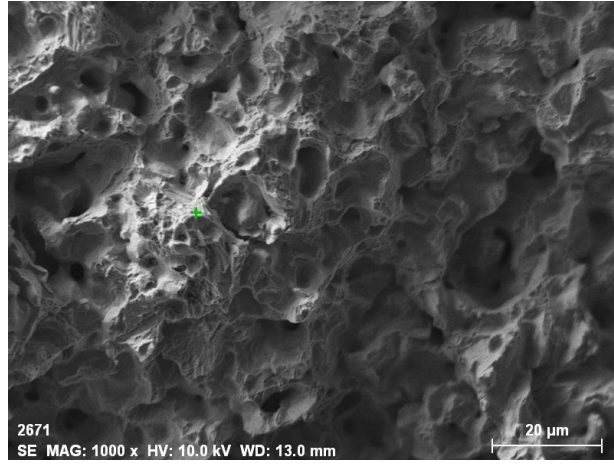
Ti-6Al-10,5Sn alaşımının kırılma yüzeyinin EDS analizi Şekil 3.72’de gösterilmiştir. Ti temel alaşıma ilave edilen Al ve Sn elementlerin % ağırlık miktarlarının homojen olduğu görölmektedir. İnceleme yapılan bölgede Sn yoğunlaşması %10,5 değerini aşıp, % 12,40 mertebesindedir.



Element	Ağırlık (%)	Atomik (%)
Al	6,84	5,93
Ti	80,76	82,87
Sn	12,40	11,20

Şekil 3.71. Ti-6Al-10,5Sn alaşımı kırılma yüzeyinin EDS analizi

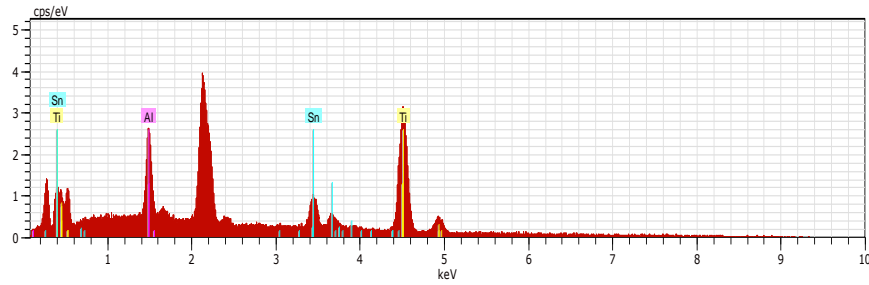
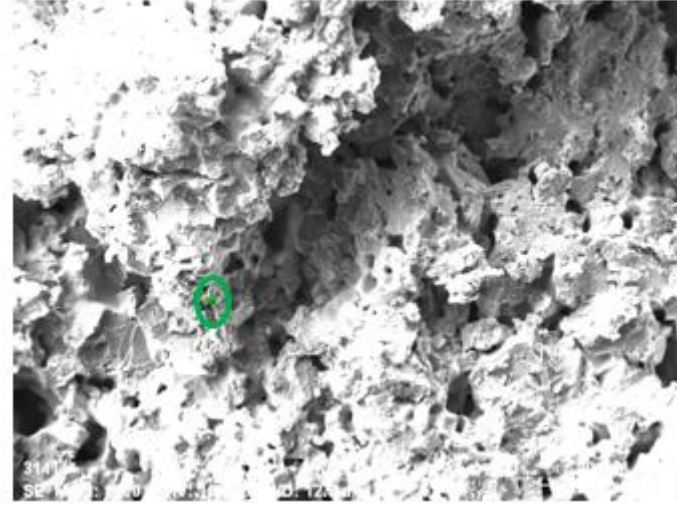
Ti-6Al-14Sn alaşımının kırılma yüzeyinin EDS analizi Şekil 3.73’de gösterilmiştir. Ti temel alaşıma ilave edilen Al ve Sn elementlerin % ağırlık miktarlarının heterojen olduğu görölmektedir. İnceleme yapılan bölgede Al yoğunlaşması görölmektedir.



Element	Ağırlık (%)	Atomik(%)
Al	15,06	25,62
Ti	72,66	69,64
Sn	12,28	4,74

Şekil 3.72. Ti-6Al-14Sn alaşımı kırılma yüzeyinin EDS analizi

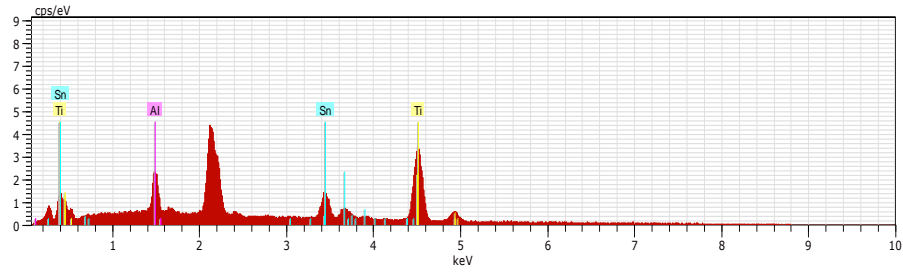
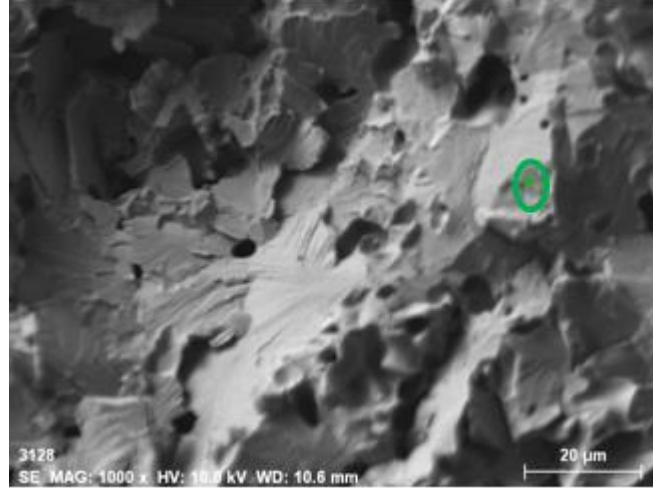
Ti-6Al-17,5Sn alaşımının kırılma yüzeyinin EDS analizi Şekil 3.74’de gösterilmiştir. Ti temel alaşıma ilave edilen Al ve Sn elementlerin % ağırlık miktarlarının homojen olduğu görülmektedir. İnceleme yapılan bölgede alaşım elementleri % ağırlık miktarlarına oldukça yakın değerlerdedir.



Element	Ağırlık (%)	Atomik (%)
Al	7,27	13,52
Ti	75,57	79,22
Sn	17,16	7,16

Şekil 3.73. Ti-6Al-17,5Sn alaşımını kırılma yüzeyinin EDS analizi

Ti-6Al-21Sn alaşımının kırılma yüzeyinin EDS analizi Şekil 3.75’de gösterilmiştir. Ti temel alaşıma ilave edilen Al ve Sn elementlerin % ağırlık miktarlarının homojen olduğu görölmektedir. İnceleme yapılan bölgede Al % ağırlık miktarı % 1 daha düşük olup, Sn % ağırlık miktarı ise % 2 daha yüksektir.



Element	Ağırlık (%)	Atomik (%)
Al	5,11	10,06
Ti	71,78	79,61
Sn	23,1	10,33

Şekil 3.74. Ti-6Al-21Sn alaşımını kırılma yüzeyinin EDS analizi

4.İRDELEME

Bu çalışmada, gözenekli titanyum esaslı implant malzemeler genel olarak incelenmiştir. Son yıllardaki araştırmalar implant alanında kullanılan yeni malzemelerin geliştirilmesi ve Ti alaşımları üzerine yoğunlaşmaktadır. Bu tez çalışmasında, toz metalurjisi yöntemiyle 3 farklı grup olarak Ti-6Al-XNb, Ti-6Al-XFe ve Ti-6Al-XSn alaşımlarında Nb, Fe ve Sn'ı (ağırlıkça) %3,5, %7, %10,5, %14, %17,5 ve %21 oranlarında ilave ederek alaşımlar üretilerek, bunların mekanik, tribolojik ve metalografik özellikleri incelenmiştir.

Tasarlanan kalıp sisteminde her grubun alaşım için sıkıştırma basıncı 600 MPa olarak belirlenmiştir. Üretilen T/M Ti alaşımlarının mikrosertlik değerleri birbirleri ile literatürle kıyaslanmıştır. Ti-6Al-XNb grubu alaşımlarından Ti-6Al-14Nb alaşımında 274 HV, Ti-6Al-XFe grubu alaşımlarından Ti-6Al-17,5Fe alaşımında 348,4 HV, Ti-6Al-XSn grubu alaşımlarından Ti-6Al-3,5Sn alaşımında ise 261,6 HV değeri elde edilmiştir. Ti-6Al-XSn alaşım grubu, diğer gruplara göre daha yumuşak bir karaktere sahip olduğu görülmüştür. Vinicius [34] optimum sinterleme koşullarında Ti-6Al-7Nb alaşımının 350-400 HV sertlik değerinin elde edilebileceğini bildirmiştir, Ti-6Al-7Nb alaşımının mikrosertlik değeri bu değerlere oldukça yakındır. Niinomi [35] Ti-5Al-2,5Fe alaşımının mikrosertliğini 280-290 HV değerinde ölçmüştür ve bu değer üretilen Ti-6Al-3,5Fe alaşımına çok yakındır.

Ti-6Al-X grubu alaşımlarından eğilme dayanımları ve sehim miktarları karşılaştırıldığında Ti-6Al-XSn grubu alaşımları düşük sehim miktarına sahip olmalarından dolayı gevrek bir yapıya sahiptir. Ti-6Al-XNb grubu alaşımlarından Ti-6Al-14Nb alaşımı 1682 MPa eğilme dayanımı ve 0,69 mm sehim miktarına sahiptir.

T/M Ti alaşımlarının çekme deneyi sonrası çekme dayanımı ve % uzama, elastisite modülü değerleri belirlenmiştir. Elastisite modülü, Ti-6Al-XNb grubu alaşımlarında 38-65 GPa aralığında, Ti-6Al-XFe grubu alaşımlarında 37-60 GPa aralığında, Ti-6Al-XSn grubu alaşımlarında ise 19-32 GPa aralığında bulunmuştur. Çekme dayanımları karşılaştırıldığında ise Ti-6Al-14Nb alaşımının çekme dayanımı 453,1 MPa, % uzama değeri 2,20, sehim miktarı 0,69 mm, elastisite modülü 55 GPa olarak belirlendiğinden kemiğin değerlerine yakın olmasından dolayı implant uygulamalarında tercih edilebilir olduğu kanaatine varılmıştır.

Kuru ve yağlamalı aşınma deneyleri sonrasında oluşan özgül aşınma oranları Fe grubu alaşımlarında Nb ve Sn grubu alaşımlarına göre daha yüksektir. Hank sıvısının bileşiminde

bulunan aşındırıcıların etkisinden yağlamalı aşınmada kuru aşınmadan daha fazla aşınma oluşmaktadır.

Kırık yüzeylerin SEM incelemelerinde, gevrek ve/veya sünek kırılma tiplerinden hangisinin gerçekleştiği ve sinter boyun gelişiminde boyun oluşumunun varlığı incelenmiştir.

EDS incelemelerinde ise Nb, Fe ve Sn tozlarının Ti ve Al tozlarının içerisinde homojen dağılıp dağılmadığı belirlenmiştir. Nb tozlarının, Fe ve Sn tozlarına göre Ti ve Al içerisinde homojen olarak dağıldığı gözlenmiştir.

5. SONUÇLAR

Yapılan çalışmalar sonucu elde edilen sonuçlar aşağıda verilmiştir.

1. En yüksek sertlik Ti-6Al-XFe alaşım grubu, en düşük sertlik ise Ti-6Al-XSn alaşım grubunda elde edilmiştir.
2. Ti-6Al-XNb grubu alaşımlarının çekme ve eğilme dayanımları diğer alaşım gruplarına göre daha yüksektir. En büyük çekme ve eğilme dayanımları Ti-6Al-14Nb alaşımında bulunmuş olup bu değerler sırasıyla 453,1 MPa ve 1682 MPa'dır.
3. Numunelerin elastisite modülü değerleri Ti-6Al-XNb alaşımlarında 38-65 GPa, Ti-6Al-XFe alaşımlarında 37-60 GPa ve Ti-6Al-XSn alaşımlarında 19-32 GPa aralıklarında bulunmuştur.
4. Ti-6Al-XFe alaşım grubunun özgül aşınma miktarları, hem kuru hem de hank sıvısı ortamında diğer alaşım gruplarına göre daha yüksek bulunmuştur.
5. Hank sıvısı ortamındaki özgül aşınma değerleri, kuru aşınmadaki özgül aşınma değerlerinden daha yüksek bulunmuştur.
6. Numunelerin kırılma yüzeyleri incelendiğinde yapının homojen olduğu, sinterlemenin küresel gözeneklilikten dolayı elverişli olduğu görülmüştür.

6. ÖNERİLER

1. Presleme işlemleri için çift eksenli pres kullanılarak numuneler üzerinde yoğunluk gradyanı oluşması engellenebilir.
2. Üretilen numunelerin korozif ortamlardaki özelliklerinin anlaşılabilmesi için korozyon testleri yapılabilir.
3. Üretilen alaşım gruplarına takviye malzemesi kullanılarak üretilen yeni alaşım gruplarının mekanik ve tribolojik özellikleri incelenebilir.

7.KAYNAKLAR

1. Gümüşderelioğlu, M., Tübitak Bilim ve Teknik Dergisi, Temmuz Sayısı , Ankara, 2002.
2. Çatlı, S., İnsan Vücuduna Yerleştirilen Biyomalzemelerin Radyoterapideki Doz Dağılımina Etkisinin Monte Carlo Yöntemiyle ve Dozimetrik Olarak İncelenmesi, Doktora Tezi, Gazi Üniversitesi, Fen Bilimleri Enstitüsü, Ankara, 2012.
3. <http://njortho.com/inventionss.html> 15 Aralık 2013.
4. Wintermantel, E., Mayer, J., Blum, J., Eckert, K.L., Lüscher, P. and Mathey, M., Tissue Engineering Scaffolds Using Superstructure, Biomaterials, 17 (1996) 83-91.
5. Pasinli. A., Hidroksiapatit Biyoseramiklerin Biyomedikal Uygulamaları, Doktora Tezi, Celal Bayar Üniversitesi, Fen Bilimleri Enstitüsü, Manisa, 2004.
6. Smith,W.F., Malzeme Bilimi ve Mühendisliği, Literatür Yayıncılık, İstanbul,2001
7. Gür, A.K. ve Taşkın, M., Metalik Biyomalzemeler ve Biyoyuyum, Doğu Anadolu Bölgesi Araştırmaları Dergisi, 2, 107-114, 2004.
8. Ratner, B.D., Hoffman, A.S., Lemons, J.E. and Schoen F.J., Biomaterials Science: An Introduction to Materials in Medicine, Academic Press, New York, 1996.
9. Handbook of Materials for Medical Devices, Ed. Davis, J.R., ASM International, 2003.
10. J.D., CRC Press, Boca Raton, Biomaterials Principles and Applications, Eds. Park, J.B., Bronzino, 2003.
11. Titanium and Titanium Alloys – Fundamentals and Applications, Eds. Leyens, C. and Peters M., Wiley VCH, Weinheim, 423-451, 2003.
12. Dee, K.C., Puleo, D.A. and Bizios, R., An introduction to tissue biomaterial interactions, Willey, New Jersey, 2002.
13. Çelik, Ö., Paslanmaz Çeliklerin Nitrürlenmesi, Doktora Tezi,İstanbul Teknik Üniversitesi, Fen Bilimleri Enstitüsü, İstanbul, 2008.
14. Niinomi, M., Recently Metallic Materials for Biomedical Applications, Metalurgical and Materials Transactions; Warrendale, 477-486, 2002.
15. Smith, W.F., Structure and Properties Of Engineering Alloys, Çev: Erdogan, M., Mühendislik Alaşımlarının Yapı ve Özellikleri, Second Edition, Nobel Yayın Dağıtım, Ankara, 2,446-497, 2001.
16. Keskin, İ, Malzeme El Kitabı, Genişletilmiş 2. baskı, Yayın ve Dağıtım Onarsan A.ř., Ankara, 240,1991.

17. Froes, F.H., et.al., Developments in Titanium Powder Metallurgy, Journal of Metals, ABD, 32 (1980) 47-54.
18. ASM Metals Handbook, Properties and Selections: Nonferrous Alloys and Special-Purpose Materials, 2, ASM International, USA, 1991.
19. Froes, F.H. ve Eylon, D., Titanium net shape technologies, Warrendable, PA: TMS AIME, ABD, 151-192, 1984.
20. Çakar.,Y., Toz Enjeksiyon Kalıplama İle Üretilmiş Ti-6Al-4V Parçalarda İşlem, Yapı ve Özellik İlişkileri, Yüksek Lisans Tezi, Gazi Üniversitesi, Fen Bilimleri Enstitüsü, Ankara, 2006.
21. Froes, F.H. and Eylon, D., Titanium, rapid solidification technology, Varrendable, PA, TMS, ABD, 325-338, 1986.
22. Brick, Robert M., Gordon, Robert B. ve Phillips, A., Structure and properties of alloys, Third Edition, Mc Graw-Hill Book Company, Materials Science and Engineering Series, New York, 382-401, 1965.
23. Ogurtsow, S.V., State and prospects of the development of industrial methods for the production of metallic titanium, Titanium and Titanium Alloys, Plenum Press, ed. by Williams, J.L., Belov, A.F., Scientific and Technological Aspects, New York and London, 1 (1976) 41-58.
24. Titanium Information, Titanium General Information Characteristic of the Alloys, <http://www.titanium.org/GIsec2b.html> 16 Aralık 2013.
25. German, R.M., Toz Metalurjisi ve Parçacıklı Malzeme İşlemleri, Ed: Sarıtaş, S., Türker, M. ve Durlu, N., Birinci Basım, Türk Toz Metalurjisi Derneği Yayınları:05, Ankara, 2007.
26. Türk TM Derneği, <http://www.turkishpm.org> 24 Aralık 2013.
27. Henriques., V. A. R., Sandim, H.R.Z., Coelho, G.C., da Silva ,C.R.M., Microstructural evolution during hot pressing of the blended elemental Ti-6%Al-7%Nb alloy, Materials Science and Engineering A, 347 (2003) 315-324.
28. Esen, Z., Dericioğlu, A.F., Bor, Ş., Biyomedikal Uygulamalar İçin Ti-Mg Kompozitlerinin Geliştirilmesi, 6. Uluslararası Toz Metalurjisi Konferansı ve Sergisi, Ekim 2011, Ankara, Bildiriler Kitabı, 163-169.
29. Yalçın, B., Toz Metalurjisi Yöntemiyle İmal Edilen Titanyum Alaşımı İmplantların Temel Özelliklerinin Araştırılması, Doktora Tezi, Süleyman Demirel Üniversitesi, Fen Bilimleri Enstitüsü, Isparta, 2007.

30. Choubey, A., Basu, Bikramjit, Balasubramaniam, R., Tribological Behaviour of Ti Based Alloys in Simulated Body Fluid Slolution at Fretting Contacts, Trends, Biomaterials, 18, 2 (2005) 141-147.
31. Sakaguchi, N., Niinomi, M., Akahori, T., Takeda, J., Toda, H., Effect of Ta Content on Mechanical on Properties of Ti-30Nb-XTa-5Zr, Materials Science and Engineering C, 25 (2005) 270-376.
32. Aoki, T., Okafor, I.C.I, Watanebe, I., Hattori, M., Oda, Y. And Okabe, T., Mechanical Properties of Cast Ti-6Al-4V-XCu Alloys, Journal of Oral Rehabilitation, 31 (2004) 1109-1114.
33. Dikici, B., Toz Metalurjisi Yöntemiyle Nikel Titanyum Alaşımlarının Üretimi, Yüksek Lisans Tezi, İstanbul Teknik Üniversitesi, Fen Bilimleri Enstitüsü, İstanbul, 2010.
34. Vinicius, A. R., Henriques, Bellinati, E.C ve Silva, C.R.M, Production of Ti-6Al-7Nb Alloy by Powder Metallurgy, Journal of Materials Processing Technology, 118 (2001) 212-215.
35. Niinomi, B., Mechanical Properties of Biomedical Alloys, Materials Science and Engineering A, 243 (1998) 231-236.

ÖZGEÇMİŞ

Zafer GÖLBAŞI 1988 yılında Adıyaman ili Besni ilçesinde doğdu. 2007 yılında Karadeniz Teknik Üniversitesi Metalurji ve Malzeme Mühendisliği Bölümünde lisans eğitimine başladı. 2011 yılında Metalurji ve Malzeme Mühendisi unvanı ile mezun oldu. Aynı yıl KTÜ Fen Bilimleri Enstitüsü Metalurji ve Malzeme Mühendisliği Anabilim Dalı'nda yüksek lisans öğrenimine başladı. Şubat 2012'de KTÜ Fen Bilimleri Enstitüsü 50/d kadrosuna Araştırma Görevlisi olarak atanıp Ağustos 2012'de ÖYP 33/a kadrosuna nakil olmuştur. İyi derecede İngilizce bilmektedir.