



MARMARA ÜNİVERSİTESİ
FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ



**BİYOMEDİKAL UYGULAMALARDA
KULLANILAN SAF TİTANYUM/KOBALT VE
ALAŞIMLARININ TOZ METALURJİSİ
YÖNTEMİ İLE ÜRETİLMESİ VE
UYGULANABİLİRLİĞİNİN ARAŞTIRILMASI**

EBUZER AYĞÜL

DOKTORA TEZİ

Mekatronik Mühendisliği Anabilim Dalı

Mekatronik Mühendisliği Programı

DANIŞMAN

Dr. Öğr. Üyesi Senai YALÇINKAYA

EŞ-DANIŞMAN

Prof. Dr. Yusuf ŞAHİN

İSTANBUL, 2020



MARMARA ÜNİVERSİTESİ
FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ



BİYOMEDİKAL UYGULAMALARDA KULLANILAN SAF TİTANYUM/KOBALT VE ALAŞIMLARININ TOZ METALURJİSİ YÖNTEMİ İLE ÜRETİLMESİ VE UYGULANABİLİRLİĞİNİN ARAŞTIRILMASI

EBUZER AYGÜL
(726215703)

DOKTORATEZİ

Mekatronik Mühendisliği Anabilim Dalı
Mekatronik Mühendisliği Programı

DANIŞMAN

Dr. Öğr. Üyesi Senai YALÇINKAYA

EŞ-DANIŞMAN

Prof. Dr. Yusuf ŞAHİN

İSTANBUL, 2020

ÖNSÖZ

Öncelikle aileme teşekkür etmek istiyorum. Hayatımın tamamı boyunca beni desteklediler, bana inandılar, bana güvendiler ve hedeflerimi gerçekleştirmem konusunda her zaman yanımda oldular. Onların desteği olmasaydı gerek üniversite kariyerimde gerekse hayatımda hiçbir başarı elde edemezdim. İkinci olarak tez danışmanım sayın Dr. Öğr. Üyesi Senai Yalçınkaya'ya bir doktora öğrencisinin isteyebileceği en sabırlı davranışı ve anlayışı göstermiş olduğu için çok teşekkür ederim. Mesai saatleri dışında olsa bile, tez projesi hakkında bana ayırdığı zaman için her zaman minnettar olacağım. Fakat en önemlisi bilimsel araştırmaların sağlık üzerine olan etkilerini ve iyilik yapma duygusunun araştırmaların öznesi olma ruhunu kazandırdığı için minnettarım.

Değerli büyüğüm ve tez projemin eş danışmanı sayın Prof. Dr. Yusuf Şahin'e Sonsuz teşekkür ederim. Bilime ve bilimin getirmiş olduğu etik değerlere katmış olduğu bakış açısı, bilimsel çalışmalarda kazandırmış olduğu geniş görüşlülük, bilimsel çalışmaların analizi, yorumlanması ve yazımına kadar özellikle de bundan sonra üstleneceğim sorumluluklarda katmış olduğu değerler ile fikirlerini hep hissettirecek olan ve yurt dışında olsa bile zaman ayırıp sorunlarımı dinleyip yol gösteren hocama hep minnettar olacağım.

Üçüncü olarak, arkadaşlarıma bana verdikleri tüm destekler için, özelliklede tezim ile beni cesaretlendirdikleri için çok teşekkür etmek istiyorum. Tezimin tüm duraksama aşamalarında sağlamış oldukları kaliteli alaycı dilleri ve motivasyonları için teşekkürler. Tezde kullanılan numunelerin alınması, üretilmesi ve analizi için sağladığı ödenekten dolayı Marmara Üniversitesi BAPKO birimine sonsuz minnettarım.

Son olarak biyomedikal uygulamalarda kullanılan ve insan sağlığı için önemli olan saf titanyum/kobalt ve alaşımlarının üretilmiş olduğu tezimde yer edinmemi sağlayan danışmanım sayın Dr. Öğr. Üyesi Senai Yalçınkaya ve eş danışmanım sayın Prof. Dr. Yusuf Şahin'e sonsuz teşekkür ederim onlara ömür boyu hep minnettar olacağım.

Yürekten sevgi ve saygılarımla,

Sonsuz teşekkürlerimi sunarım.

Haziran 2020

Ebuzer AYGÜL

İÇİNDEKİLER

	SAYFA
ÖNSÖZ	iii
İÇİNDEKİLER	iv
ÖZET.....	viii
ABSTRACT.....	xi
YENİLİK BEYANI	xiii
SEMBOLLER.....	xiii
KISALTMALAR	xiii
ŞEKİL LİSTESİ.....	xvi
TABLO LİSTESİ.....	xix
1 GİRİŞ	1
1.1 Konu ve Kapsam	1
1.2 Amaç.....	5
1.3 Biyomalzemeler.....	6
1.3.1 Biyomalzemelerde aranan temel özellikler	7
1.3.2 Biyomalzemelerin Sınıflandırılması	7
1.3.3 Metalik Biyomalzemeler	8
1.3.3.1 Saf Titanyum ve Alaşımları	10
1.3.3.2 Saf Kobalt ve Alaşımları.....	13
1.3.3.3 Paslanmaz Çelikler	15
1.2 Saf Titanyum/Kobalt ve Alaşımlarının Korozyon Davranışlar	16
1.3 Toz Metalurjisi	17
1.3.4 Saf Titanyum/Kobalt ve Alaşımlarının Korozyon Davranışları	16
2 MALZEMELER VE DETAY.....	19
2.1 Saf Titanyum/kobalt ve Alaşımlarının Toz Metalürjisi yöntemi ile Üretilmesi.....	19
3 DENEYSEL TEKNİKLER.....	28
3.1 Enerji Dağılımlı X-Işını analizi (EDX)	28
3.2 Taramalı Elektron Mikroskobu Analizi (SEM)	28
3.3 X-Işını Difraktometresi (XRD)	29
3.4 Elektrokimyasal Yöntem	30
3.4.1 Tafel Extrapolasyon Yöntemi	30
3.5 Mikro Sertlik Testi	32
3.6 Yoğunluk Ölçümü	33
3.7 EDX Sonuçları.....	33

3.7.1	Saf-Ti-900 °C deki EDX Analizi	33
3.7.2	Saf-Ti 1000 °C deki EDX Analizi	34
3.7.3	Saf-Ti-1150 °C deki EDX Analizi	34
3.7.4	%5HA-Ti 900 °C deki EDX Analizi.....	35
3.7.5	%5HA-Ti 1000 °C deki EDX Analizi.....	35
3.7.6	%5HA-Ti 1150 °C deki EDX Analizi.....	36
3.7.7	%10HA-Ti 900 °C deki EDX Analizi.....	36
3.7.8	%10HA-Ti 1000 °C deki EDX Analizi.....	37
3.7.9	%10HA-Ti 1150 °C deki EDX Analizi.....	37
3.7.10	Ti-6Al-4V 1150 °C deki EDX Analizi	38
3.7.11	Ti-6Al-4Mo 1150 °C deki EDX Analizi.....	38
3.7.12	Ti-6Al-7Nb 1150 °C deki EDX Analizi	39
3.7.13	Ti-6Al-6Nb-Ta 1150 °C deki EDX Analizi.....	39
3.7.14	Ti-6Al-2Nb-Ta 1150 °C deki EDX Analizi.....	40
3.7.15	Saf-Kobalt 1150 °C deki EDX Analizi	40
3.7.16	Co-Cr-W-Si Alaşımı EDX Analizi	41
3.7.17	Tavlanmış Co-Cr-W-Si EDX Analizi.....	41
3.7.18	Co-Cr-W-Mo-Si Alaşımı EDX Analizi	42
3.7.19	Tavlanmış Co-Cr-W-Mo-Si EDX Analizi.....	42
3.8	SEM Sonuçları.....	43
3.8.1	Saf-Ti-900 °C deki SEM Analizi	43
3.8.2	Saf-Ti 1000 °C deki SEM Analizi	44
3.8.3	Saf-Ti-1150 °C deki SEM Analizi	45
3.8.4	%5HA-Ti 900 °C deki SEM Analizi.....	45
3.8.5	%5HA-Ti 1000 °C deki SEM Analizi.....	46
3.8.6	%5HA-Ti 1150 °C deki SEM Analizi.....	46
3.8.7	%10HA-Ti 900 °C deki SEM Analizi.....	47
3.8.8	%10HA-Ti 1000 °C deki SEM Analizi.....	47
3.8.9	%10HA-Ti 1150 °C deki SEM Analizi.....	48
3.8.10	Ti-6Al-4V 1150 °C deki SEM Analizi	49
3.8.11	Ti-6Al-4Mo 1150 °C deki SEM Analizi.....	49
3.8.12	Ti-6Al-7Nb 1150 °C deki SEM Analizi	50
3.8.13	Ti-6Al-6Nb-Ta 1150 °C deki SEM Analizi.....	50
3.8.14	Ti-6Al-2Nb-Ta 1150 °C deki SEM Analizi.....	51
3.8.15	Saf-Kobalt 1150 °C deki SEM Analizi	51

3.8.16	Co-Cr-W-Si Alaşımı SEM Analizi	52
3.8.17	Tavlanmış Co-Cr-W-Si SEM Analizi	52
3.8.18	Co-Cr-W-Mo-Si Alaşımı SEM Analizi	53
3.8.19	Tavlanmış Co-Cr-W-Mo-Si SEM Analizi	53
3.9	XRD Sonuçları	55
3.9.1	Saf-Ti-900 °C deki XRD Analizi	55
3.9.2	Saf-Ti 1000 °C deki XRD Analizi	56
3.9.3	Saf-Ti-1150 °C deki XRD Analizi	56
3.9.4	%5HA-Ti 900 °C deki XRD Analizi	57
3.9.5	%5HA-Ti 1000 °C deki XRD Analizi	58
3.9.6	%5HA-Ti 1150 °C deki XRD Analizi	59
3.9.7	%10HA-Ti 900 °C deki XRD Analizi	60
3.9.8	%10HA-Ti 1000 °C deki XRD Analizi	61
3.9.9	%10HA-Ti 1150 °C deki XRD Analizi	61
3.9.10	Ti-6Al-4V 1150 °C deki XRD Analizi	63
3.9.11	Ti-6Al-4Mo 1150 °C deki XRD Analizi	63
3.9.12	Ti-6Al-7Nb 1150 °C deki XRD Analizi	64
3.9.13	Ti-6Al-6Nb-Ta 1150 °C deki XRD Analizi	66
3.9.14	Ti-6Al-2Nb-Ta 1150 °C deki XRD Analizi	66
3.9.15	Saf-Kobalt 1150 °C deki XRD Analizi	68
3.9.16	Co-Cr-W-Si ve Tavlanmış Numunesi XRD Analizi	68
3.9.17	Co-Cr-W-Mo-Si ve Tavlanmış Numunesi XRD Analizi	69
3.10	Korozyon Sonuçları	70
3.10.1	Saf-Ti 1150 °C	70
3.10.2	Ti-6Al-4V 1150 °C	71
3.10.3	Ti-6Al-7Nb 1150 °C	71
3.10.4	Ti-6Al-4Mo 1150 °C	72
3.10.5	Ti-6Al-2Nb-Ta 1150 °C	72
3.10.6	Ti-6Al-6Nb-Ta 1150 °C	73
3.10.7	Ti-6Al-(6/2)-Nb-Ta 1150 °C	73
3.10.8	Ti-6Al-(4V,7Nb,4Mo) 1150 °C	74
3.10.9	Saf Kobalt 1150 °C	77
3.10.10	Co-Cr-W-Si Alaşımı	78
3.10.11	Tavlanmış Co-Cr-W-Si Alaşımı	78
3.10.12	Co-Cr-W-Mo-Si Alaşımı	79

3.10.13	Tavlanmış Co-Cr-W-Si Alaşımı	79
3.10.14	Co-Cr-W-Si/ Co-Cr-W-Mo-Si Alaşımları	80
3.10.15	Co-Cr-W-Si ve Tavlanmış Numunesi	81
3.10.16	Co-Cr-W-Mo-Si ve Tavlanmış Numunesi	81
3.10.17	Saf Titanyum/Kobalt 1150 °C	84
3.11	Sertlik Sonuçları	86
3.11.1	Saf titanyumun (900, 1000, 1150) °C mikro sertlik değerleri	86
3.11.2	%5 HA-Ti alaşımlarının (900, 1000, 1150) °C mikro sertlik değerleri	86
3.11.3	%10 HA-Ti alaşımlarının (900, 1000, 1150) °C mikro sertlik değerleri	87
3.11.4	β-faz Ti alaşımlarının mikro sertlik değerleri	87
3.11.5	α+β faz ti alaşımlarının mikro sertlik değerleri	88
3.11.6	Saf kobalt ve alaşımlarının mikro sertlik değerleri	88
3.12	Arşimet Prensibi Yöntemi ile Yoğunluk Ölçümü	90
4	SONUÇLAR VE TAVSİYELER	92
5	TARTIŞMA VE DEĞERLENDİRME.....	96
	KAYNAKLAR.....	98
	EKLER.....	106
	EK 1- Saf titanyum, kobalt, alüminyum, molibden, niyobyum, vanadyum ve tantala ait teknik bilgiler.....	106
	EK2- OriginLab ile analitik model korozyoneğrileri.....	110
	ÖZGEÇMİŞ.....	111

ÖZET

BİYOMEDİKAL UYGULAMALARDA KULLANILAN SAF TİTANYUM/KOBALT VE ALAŞIMLARININ TOZ METALURJİSİ YÖNTEMİ İLE ÜRETİLMESİ VE UYGULANABİLİRLİĞİNİN ARAŞTIRILMASI

Bu çalışmada; saf Titanyum/Kobalt ve bunların alaşımları olan biyomedikal uygulamalarda implant olarak kullanılan saf titanyum %5 ve %10 ağırlıkça kalsiyum fosfat (KF) ilaveli Ti malzemeler toz metalürjisi (TM) yöntemi ile üretilmiştir. Bu alaşımlar farklı derecelerde yaklaşık 900, 1000 ve 1150 °C sıcaklıklarda 4 saat süreyle sinterleme işlemine tabi tutulmuştur. Buna ilaveten, saf Ti alaşımına %5 ve %10 KS ilave edilerek 2 saat süreyle top-öğütme karıştırma işleminden sonra 20MPa basınçta preslenmiş ve sinterleme işlemine tabi tutulmuştur. Ayrıca, Ti-6Al-4V, Ti-6Al-4Mo, Ti-6Al-7Nb, Ti-6Al-6Nb-Ta ve Ti-6Al-2Nb-Ta alaşımları 1150 °C’ de 12 saat süre ile oksijenden vakumlanmış ortamda sinterlenerek üretilmişlerdir. Üretilen bu numunelerin mikro yapıları, faz ve tane büyüklükleri; taramalı elektron mikroskobu (TEM/SEM), enerji yayımlı X-ışını analizi (EYX-EDX) ve X-ışını kırınımı (XIK-XRD) yöntemleri aracılığı ile araştırılmıştır. Buna ilaveten, elektrokimyasal korozyon testi, mikro sertlik ölçümü ve yoğunluk ölçümü ile üretilen metal ve alaşımlarının kimyasal/mekanik/fiziksel özellikleri araştırılmıştır.

TM üretim yöntemlerinde geleneksel sinterleme sırasında numunelere farklı katkı maddelerini/kontaminasyonlarını önlemek için sinterleme işlemi asal gaz ortamında gerçekleştirilir. Asal gazlar sinterlenen numune çeşidine göre değişiklik gösterebilir. Örneğin yapılacak çalışmada kullanılan metaller olan titanyum ve alaşımları için yüksek saflıkta argon gazı kullanılmışken kobalt ve alaşımları için azot gazı kullanılmıştır. Hatta birçok uygulamada titanyum ve alaşımları için vakum fırınları ve argon gazı titanyumun oksijen, hidrojen ve nitrojene olan afinitesi/yatkınlığı yüzünden birlikte kullanılmaktadırlar. Bu çalışmada daha maliyetsiz ve kullanım kolaylığı sağlayacağını düşündüğümüz bir yöntem hedeflenen metal ve alaşımlarını üretmek için tercih edilmiştir. Buna göre daha önce belirlenen hedeflerde karıştırılan ve preslenen numuneler atmosferden vakumlanmış kuarz tüplere konularak/yerleştirilerek uygun sıcaklık değerleri ve sürelerinde sinterlenerek üretilmişlerdir. Üretilen numunelerin mikro yapıları; oksijen içeriği, faz yapısı, gözenek yapısı ve tane büyüklükleri SEM, EDX ve XRD metodları ile analizleri yapılmıştır. Fiziksel özelliklerin incelenmesi için metal ve alaşımlarının yoğunluk değerleri ölçülmüştür. Deneysel sonuçlar, saf Ti and KF ilaveli Ti’de yapısal değişimler olduğundan dolayı, mikro-sertlik değerlerinin sıcaklık artışı ile orantılı olarak arttığını göstermiştir. Buna ilaveten, XRD detektör aracılığıyla

çoklu faz 1000 °C de 4 saat sinterleme süresince ortaya çıkmış olup 00-045-0888>P₃Ti₅ olarak ilk defa bu çalışmada tanımlanmıştır. Fakat 1150 °C sıcaklık α -fazından (hegzagonal close paket-altıgen yapı) β -fazına (bcc) geçiş için uygun bir sıcaklık olmuştur çünkü maksimum sertlik değeri bu sıcaklıkta gerçekleşmişken minimum sertlik değeri ise 900 °C de saf Ti'a %10 KF ilave edildiğinde ortaya çıkmıştır. Ayrıca, Ti-6Al-4V alaşımının sertliği 480 kgf/mm² olarak elde edilirken yoğunluk 8.2 gr/cm³ ölçülmüştür.

Biyomedikal uygulamalarda kullanılan bir diğer metal ve alaşımlarını oluşturan saf kobalt ve kobalt alaşımları (Co-Cr-W-Mo-Si ve Co-Cr-W-Si) bu çalışmada saf titanyum ve alaşımlarının özellikleri ile karşılaştırılmak için üretilmiş bir diğer implant türümüzü temsil etmektedir. Birçok araştırmacıların uygulamalarında birbirlerine karşı sözel karşılaştırması verilen metal implant ailesinin en önemli iki üyesi bu çalışmada deneysel karşılaştırmalı olarak verilmiştir. Saf kobalt ve alaşımlarının da mikroyapısal özelliği SEM, EDX ve XRD metodları ile analizleri yapılmıştır. Kobalt alaşımlarında en dikkat çekici öge Mo varlığının alaşımın özelliklerini iyileştirmede oldukça önemli rol oynadığı görülmektedir. Son olarak; alaşımların korozyon özelliklerine gelince (mpy), saf Ti süper davranış gösterirken Mo katkılı kobalt da üstün performans sergilemiştir. Mo ve Nb katkısının kobalt alaşımlarında korozyon davranışları üzerinde olumlu rolü oluşurken titanyum alaşımlarının korozyon davranışlarında olumsuz etkisi olduğu görülmüştür. Bu durum kobalt alaşımlarında ve titanyum alaşımlarının yüzeylerinde ikinci bir koruyucu oksit tabakasını oluşturmamasından kaynaklandığı sanılmaktadır. Keza, Titanyum alaşımlarında β -faz alaşımlarının korozyon dirençlerinin $\alpha+\beta$ faz alaşımlarına göre daha iyi olduğu görülmüştür.

Anahtar kelimeler: Titanyum/Kobalt alaşımı, TM, Biyomedikal, Sıcaklık, SEM, XRD, Sertlik, Korozyon miktarı

ABSTRACT

DEVELOPMENT OF PURE TITANIUM / COBALT AND THEIR ALLOYS BY POWDER METALLURGY METHOD FOR BIOMEDICAL APPLICATIONS AND INVESTIGATION OF THEIR APPLICABILITIES

In powder metallurgy production methods, sintering is performed in an inert gas environment to prevent contamination of samples during conventional sintering. The inert gases may vary depending on the type of samples sintered. For example, high purity argon gas is used for titanium and its alloys, which are used in our study, while nitrogen gas is used for cobalt and its alloys. Even in many applications, vacuum furnaces are preferred for titanium and their alloys and argon gas is used together because of the affinity of titanium to oxygen, hydrogen and nitrogen. In this study, a method that we think will provide more cost-effective and ease of use has been proposed to produce targeted metals and alloys. Accordingly, the samples which were mixed and pressed in the pre-determined targets. They were putting into the quartz tubes, which are vacuumised and then sintered under an appropriate temperature values and durations.

In this study, pure-titanium/Cobalt and their alloys such as Ti-6Al-4V, Ti-6Al-4Mo, Ti-6Al-7Nb, Ti-6Al-6Nb-Ta, Ti-6Al-2Nb-Ta, Co-Cr-W-Mo-Si ve Co-Cr-W-Si alloys, pure titanium and hydroxyapatite (HA) doped titanium alloys used as Surgical Implant Materials by weight percentage (wt%) of 5% and 10% were sintered by powder metallurgy (PM) method. These alloys are sintered under 900, 1000 and 1150 °C temperatures for 4 hours, respectively. In addition, 5wt% HA and 10wt% HA are added to other Ti alloy samples, but titanium and HA powders were milled for 2h in a ball-milling mixer and then pressed for half an hour at 20 MPa pressure. Further, Ti-6Al-4V and Ti-6Al-4Mo alloys sintered at 1150 °C for a period of 12 hours in oxygen vacuumed enviroment. The microstructures of the metal samples were investigated by scanning electron microscope (SEM), energy-dispersive X-ray spectroscopy (EDX) and X-ray diffraction (XRD) method. In addition, mechanical/chemical/physical properties of metals and alloys such as micro hardness, electrochemical corrosion test, and density measurement were investigated.

The microstructures of the samples were evaluated according to oxygen content, phase structure, pore structure and grain size. For these purpose, High resolution images of SEM, EDX analyzes and phase structures with XRD were presented with the phase cards obtained for proof of the targeted propositions.

Density values of metals and their alloys were measured and compared to investigate physical property. The experimental results revealed that the micro hardness values increased with increasing the temperatures for the metals due to micro-structural changes occurred for pure titanium and HA doped titanium alloys. In addition, multiple phase and Ti plus HA structures were detected in XRD diffractometers of the samples at these temperatures. The most importantly for the first time in this study, P3Ti5 phase was revealed with the XRD phase (00-045-0888) for Ti alloy when sintered HA doped at 1000°C for 4h. The temperature of 1150°C is proper important temperature of α -phase (h.c.p) top as sin to β -(b.c.c) phase. The highest hardness was obtained for the pure titanium when produced at 1150°C, but the lowest value belongs to the titanium alloy produced at 900°C with 10 wt% HA doped one. Moreover, the hardness of the Ti-6Al-4V alloy was obtained as 480 kgf /mm² while the density was about 8.2 g/cm³.

Pure cobalt and cobalt alloys (Co-Cr-W-Mo-Si and Co-Cr-W Si), which constitute another metal and its alloys used in biomedical applications, represent another type of implant produced in this study to compare with the properties of pure titanium and its alloys. The two most important members of the metal implant family, which were given verbal comparisons against each other in the practice of many researchers, were given experimentally in this study. Microstructural properties of pure cobalt and alloys were analyzed by SEM, EDX and XRD methods. The most striking element Mo in cobalt alloys appears to play a very important role in improving the properties of the alloy.

Finally, as for the case of corrosion rate (mpy); pure Ti showed the superior property while Mo doped cobalt alloy exhibited a better value over the expected performance. Addition of Mo and Nb to cobalt alloy had a positive role in terms of corrosion rate, however, these elements had a negative effect on it due to formation of second protective oxide layers on Co and Ti alloy. Also, the corrosion rate of β phase in Ti alloy was found to be better than that of $\alpha+\beta$ phase in Ti alloy.

Keywords: Ti-alaşımı/Co-alaşımı, Toz metallurjisi, SEM, XRD analizi, Sıcaklık, Sertlik, Korozyon oranı

YENİLİK BEYANI

BİYOMEDİKAL UYGULAMALARDA KULLANILAN SAF TİTANYUM/KOBALT VE ALAŞIMLARININ TOZ METALURJİSİ YÖNTEMİ İLE ÜRETİLMESİ VE UYGULANABİLİRLİĞİNİN ARAŞTIRILMASI

Çalışmada XRD analizi ile ortaya çıkan yapısal fazlar aşağıda verilmiştir;

(00,044,1254>Ti)/(00,044,1294>Ti)/(00,044,1288>Ti)/(00,015,0806>Co)/(00,005,0727>Co)/(01,072,1807>Ti6O)/(00,051,0635>Ti0,20V0,80)/(00,012,0074>AlMoTi2)/(00,053,0484>Al0,23Nb0,07Ti0,70) ve özellikle HA-katkılı alaşımlarda ilk defa görülen (00,045,0888> P3Ti5) yapısı.

Sinterleme sıcaklığının saf titanyumun mikro sertlik değerini artırdığı görülmüştür. HA katkısı alaşımın mikro sertlik değerlerini düşürmüştür. Kobalt alaşımlarında da ısıtma işleminin mikro sertlik değerini artırdığı görülmektedir. Isıl işlem kobalt alaşımlarında korozyon değerini düşürmüştür. Buna karşın, SEM resimlerinde üçüncü bir fazın oluşumuna sebep olduğu görülmüştür. Ayrıca sıcaklığın artması ile düzgün dağılımlı ve küresel şekilli gözenek yapılarının oluşmasına sebep olduğu görülmüştür. Titanyum alaşımlarında Niyobyum (Nb) katkısı mikro sertlik değerini düşürürken Molibden (Mo) oranı ise mikro sertlik değerini artırmış, ama Mo katkısı kobalt alaşımlarında mikro sertlik değerini düşürmüştür. Alaşımlandırmanın titanyumda yoğunluğu düşürdüğü gözlemlenirken, kobaltta artırdığı gözlemlenmiştir. Mo katkısının titanyumda yoğunluğu düşürücü rolü oluşurken kobaltta ise yoğunluğu artırıcı rol olarak karşımıza çıkmaktadır. Yine titanyum alaşımlarında Nb yoğunluğu düşürücü rolü göze çarpmaktadır. Isıl işlemin kobalt alaşımlarında yoğunluğu artırıcı rolü gözükmemektedir. Yine ısıtma işleminin korozyon miktarı (mpy) değerlerine göre kobalt alaşımlarının korozyon değerlerinde olumsuz etkisi ortaya çıkmıştır. Mo katkısının kobalt alaşımlarında korozyon davranışları üzerinde olumlu rolü titanyum alaşımlarının korozyon davranışlarında olumsuz olduğu görülmüştür. Nb katkısının titanyum alaşımlarında olumlu korozyon değerlerine sahip olduğu açığa çıkmıştır. Bu durum Mo-Co alaşımlarında, Nb-Ti alaşımlarının yüzeylerinde ikinci bir koruyucu oksit tabakasını oluşturmasından kaynaklanmış olduğu sanılmaktadır. Titanyum alaşımlarında β -faz alaşımlarının korozyon değerlerinin $\alpha+\beta$ faz alaşımlarına göre daha iyi olduğu görülmüştür.

HAZİRAN, 2020

Ebuzer AYGÜL

SEMBOLLER

T_i	: Titanyum
Al	: Alüminyum
V	: Vanadyum
M_o	: Molibden
N_b	: Niyobyum
T_a	: Tantal
C_o	: Kobalt
C_r	: Krom
W	: Wolfram
S_i	: Silisyum
α	: Alpha
β	: Beta
N	: Azot
O	: Oksijen
G_a	: Galyum
Z_r	: Zirkonyum
T_{in}	: Titanyum-Nitrit
G_e	: Germanyum
N_i	: Nikel
M_n	: Mangan
C_u	: Bakır
TiO_2	: Titanyum-Dioksit
S_n	: Kalay
H	: Hidrojen

F_e	: Demir
C	: Karbon
P_t	: Platin
E_r	: Erbiyum
Y	: İttriyum
C_e	: Seryum
L_a	: Lantan
Cr_2O_3	: Krom-Oksit
d	: Atomik Düzlemler Arası Mesafe
$Sin\theta$	: X-Işını Gelme Açısı (Bragg Yasası)
λ	: X-Işını Dalga Boyu
P_3Ti_5	: Titanyum-Fosfat
$Ti_{0,80}V_{0,20}$	: Titanyum-Vanadyum
$AlMoTi_2$	: Alüminyum-Molibden-Titanyum
$AlNbTi$	: Alüminyum-Niyobyum-Titanyum
Co_3Mo	: Kobalt-Molibden
D_g	: Numunenin Görünür Yoğunluğu
W_a	: Ölçüm Numunesinin Havadaki Ağırlığı
D_{H_2O}	: Saf Suyun Yoğunluğu
W_b	: Numunenin Sudaki Ağırlığı

KISALTMALAR

HA	: Hidroksiapatit
XRD	: X-Işını Kırınımı
SEM	: Taramalı Elektron Mikroskobu
EDX	: Enerji Dağılımlı X-ışını Spektroskopisi
C.P-Ti	: Ticari Saf-Titanyum
h.c.p	: Hexagonal-Closed-Packed
b.c.c	: Body-Centered-Cubic
T/M	: Toz Metalürjisi
Co-Cr-Mo	: Vitalyum
ASTM	: American Society For Testing And Materials
HCL	: Hidroklorik Asit
Co-Mo-W	: Stellite
f.c.c	: Face-Centered-Cubic
SHS	: Yüksek Sıcaklık Sentezi
MIM	: Metal Enjeksiyon Kalıplama
HIP	: Sıcak İzostatik Presleme
SLM	: Seçici Lazer Ergitme
TEM	: Transmisyon Elektron Mikroskobu
mpy	: Korozyon Oranı (Mills Per Year)
ECORR	: Korozyon Potansiyeli
ICORR	: Korozyon Akımı
NaCl	: Sodyum Klorür
HV	: Vickers Sertlik Deneyi

ŞEKİL LİSTESİ

SAYFA

Şekil 1.1. α/β faz.faz stabilizitörlerin α/β faz transus sıcaklığına etkisi.....	12
Şekil 2.1. Deneysel çalışmada kullanılan metal tozları.....	20
Şekil 2.2. Kobalt alaşımları için kullanılan tozlar ve SLM üretim ünitesi.....	20
Şekil 2.3. Deneysel çalışmada kullanılan Pascal L9FS öğütücü.....	22
Şekil 2.4. Metal tozlarının preslenmesi için kullanılan 11mm çaplı baskı kalıbı.....	22
Şekil 2.5. Numunelerin kuars tüplere kapatılması işlem adımları.....	22
Şekil 2.6. Vakumlanarak kapatılmış kuarz tüpler.....	23
Şekil 2.7. Kuarz tüplere kapatılmış tüm numuneler koruma haznesine.....	24
Şekil 2.8. Üretilmiş ve etiketlenmiş tüm numuneler.....	24
Şekil 2.9. Deneysel çalışmada sinterleme fırını ve sinterleme sonrası kuvarz tüpleri, (a-d) alaşımları sinterlemek için kullanılan fırın, (b) sinterlendikten sonra kuvarz tüpler, (c-e) kuvarz tüpler kırılarak numuneler alınır, (f) üretim işlemi bitmiş titanyum alaşımı.....	25
Şekil 2.10. Numunelerin sıcaklık-zaman eğrileri.....	26
Şekil 2.11. Deneysel çalışmada TM ile üretilmiş saf-titanyum ve alaşımları.....	26
Şekil 2.12. (a) Tav-Co-Cr-W-Mo-Si alaşımı, (b) Co-Cr-W-Mo-Si alaşımı.....	27
Şekil 2.13. (a) Tav-Co-Cr-W-Si alaşımı, (b) Co-Cr-W-Si alaşımı.....	27
Şekil 2.14. TM ile üretilmiş saf-kobalt	27
Şekil 3.1. Taramalı elektron mikroskobu mekanizması.....	29
Şekil 3.2. Bragg yasası.....	30
Şekil 3.3. Tafel extraplasyon eğrisi	30
Şekil 3.4. Elektrokimyasal korozyon hücre şeması.	31
Şekil 3.5. 900 °C’de sinterlenmiş saf-Ti numunesinin EDX görüntüsü. (a) Yüzey topografisi, (b) EDX sonucu.	34
Şekil 3.6. 1000 °C’de sinterlenmiş saf-Ti numunesi verilmiştir. (a) Yüzey topografisi, (b) EDX sonucu.....	34
Şekil 3.7. 1150 °C’de sinterlenmiş saf-Ti numunesine ait EDX analizi. (a) Yüzey topografisi, (b) EDX sonucu.	35
Şekil 3.8. 900 °C’de sinterlenmiş %5HA-Ti numunesi verilmiştir. (a) Yüzey topografisi, (b) EDX sonucu.	35
Şekil 3.9. 1000 °C’de sinterlenmiş %5HA-Ti numunesi verilmiştir. (a) Yüzey topografisi, (b) EDX sonucu..	36

Şekil 3.10. 1150 °C’de sinterlenmiş %5HA-Ti numunesi verilmiştir. (a) Yüzey topografisi, (b) EDX sonucu.	36
Şekil 3.11. 900 °C’de sinterlenmiş %10HA-Ti numunesi verilmiştir. (a) Yüzey topografisi, (b) EDX sonucu.	37
Şekil 3.12. 1000 °C’de sinterlenmiş %10HA-Ti numunesi verilmiştir. (a) Yüzey topografisi, (b) EDX sonucu.	37
Şekil 3.13. 1150 °C’de sinterlenmiş %10HA-Ti numunesi verilmiştir. (a) Yüzey topografisi, (b) EDX sonucu.	38
Şekil 3.14. 1150 °C’de sinterlenmiş Ti-6Al-4V alaşımı verilmiştir. (a) Yüzey topografisi, (b) EDX sonucu.	38
Şekil 3.15. 1150 °C’de sinterlenmiş Ti-6Al-4Mo alaşımı verilmiştir. (a) Yüzey topografisi, (b) EDX sonucu.	39
Şekil 3.16. 1150 °C’de sinterlenmiş Ti-6Al-7Nb alaşımı verilmiştir. (a) Yüzey topografisi, (b) EDX sonucu.	39
Şekil 3.17. 1150 °C’de sinterlenmiş Ti-6Al-6Nb-Ta alaşımı verilmiştir. (a) Yüzey topografisi, (b) EDX sonucu.	40
Şekil 3.18. 1150 °C’de sinterlenmiş Ti-6Al-2Nb-Ta alaşımı verilmiştir. (a) Yüzey topografisi, (b) EDX sonucu.	40
Şekil 3.19. Saf kobaltta ait EDX fazları verilmiştir. (a) Yüzey topografisi, (b) EDX sonucu.	41
Şekil 3.20. Co-Cr-W-Si alaşımına ait EDX fazları verilmiştir. (a) Yüzey topografisi, (b) EDX sonucu.	41
Şekil 3.21. Tavlanmış Co-Cr-W-Si alaşımına ait EDX faz diyagramı verilmiştir. (a) Yüzey topografisi, (b) EDX sonucu.	42
Şekil 3.22. Co-Cr-W-Mo-Si alaşımına ait EDX faz diyagramı verilmiştir. (a) Yüzey topografisi, (b) EDX sonucu.	42
Şekil 3.23. Tavlanmış Co-Cr-W-Mo-Si alaşımına ait EDX faz diyagramı verilmiştir. (a) Yüzey topografisi, (b) EDX sonucu.	43
Şekil 3.24. 900 °C sinterlenmiş saf-titanyuma ait SEM mikroyapı görüntüleri. (a-b) Numuneye ait farklı iki bölgeden alınmış gözenek yapıları ve tane büyüklükleri.	44
Şekil 3.25. 1000 °C sinterlenmiş saf-titanyuma ait SEM görüntüleri. (a-b) Numuneye ait farklı iki bölgeden alınmış gözenek yapıları ve tane büyüklükleri.	44
Şekil 3.26. 1150 °C sinterlenmiş saf-titanyuma ait SEM görüntüleri. (a-b) Numuneye ait farklı iki bölgeden alınmış gözenek yapıları ve tane büyüklükleri.	45

Şekil 3.27. %5-HA katkılı titanyum alaşımının 900 °C sinterlenen mikroyapısına ait SEM görüntüleri. (a-b) Numuneye ait farklı iki bölgeden alınmış gözenek yapıları ve tane büyüklükleri.	45
Şekil 3.28. %5-HA katkılı 1000 °C'de sinterlenen titanyum alaşımına ait SEM görüntüleri. (a-b) Numuneye ait farklı iki bölgeden alınmış gözenek yapıları ve tane büyüklükleri.	46
Şekil 3.29. . %5-HA katkılı 1150 °C de sinterlenen titanyum alaşımına ait SEM görüntüleri. (a-b) Numuneye ait farklı iki bölgeden alınmış gözenek yapıları ve tane büyüklükleri.....	47
Şekil 3.30. %10-HA 900 °C katkılı titanyum alaşımına ait SEM görüntüleri. (a-b) Numuneye ait farklı iki bölgeden alınmış gözenek yapıları ve tane büyüklükleri..	47
Şekil 3.31. %10-HA katkılı 1000 °C'de sinterlenen titanyum alaşımına ait SEM görüntüleri. (a-b) Numuneye ait farklı iki bölgeden alınmış gözenek yapıları ve tane büyüklükleri	48
Şekil 3.32. %10-HA katkılı 1150 °C'de sinterlenen titanyum alaşımına ait SEM görüntüleri. (a-b) Numuneye ait farklı iki bölgeden alınmış gözenek yapıları ve tane büyüklükleri.	48
Şekil 3.33. Ti-6Al-4V titanyum alaşımına ait SEM görüntüleri verilmiştir. (a-b) Numuneye ait farklı iki bölgeden alınmış gözenek yapıları ve tane büyüklükleri.....	49
Şekil 3.34. Ti-6Al-4Mo titanyum alaşımına ait SEM görüntüleri verilmiştir. (a-b) Numuneye ait farklı iki bölgeden alınmış gözenek yapıları ve tane büyüklükleri.	49
Şekil 3.35. Ti-6Al-7Nb titanyum alaşımına ait SEM görüntüleri. (a-b) Numuneye ait farklı iki bölgeden alınmış gözenek yapıları ve tane büyüklükleri.	50
Şekil 3.36. Ti-6Al-6Nb-Ta titanyum alaşımına ait SEM görüntüleri verilmiştir. (a-b) Numuneye ait farklı iki bölgeden alınmış gözenek yapıları ve tane büyüklükleri.....	50
Şekil 3.37. Ti-6Al-2Nb-Ta titanyum alaşımına ait SEM görüntüleri. (a-b) Numuneye ait farklı iki bölgeden alınmış gözenek yapıları ve tane büyüklükleri.....	51
Şekil 3.38. Saf-kobalt alaşımına ait SEM görüntüleri. (a-b) Numuneye ait farklı iki bölgeden alınmış gözenek yapıları ve tane büyüklükleri.....	51
Şekil 3.39. Co-Cr-W-Si alaşımına ait SEM görüntüleri. (a-b) Numuneye ait farklı iki bölgeden alınmış gözenek yapıları ve tane büyüklükleri.....	52
Şekil 3.40. Tavlanmış Co-Cr-W-Si alaşımına ait SEM görüntüleri. (a-b) Numuneye ait farklı iki bölgeden alınmış gözenek yapıları ve tane büyüklükleri.	52
Şekil 3.41. Co-Cr-W-Mo-Si alaşımına ait SEM görüntüleri verilmiştir. (a-b) Numuneye ait farklı iki bölgeden alınmış gözenek yapıları ve tane büyüklükleri.	53

Şekil 3.42. Tavlanmış Co-Cr-W-Mo-Si alaşımına ait SEM görüntüleri verilmiştir. (a-b) Numuneye ait farklı iki bölgeden alınmış gözenek yapıları ve tane büyüklükleri.....	54
Şekil 3.43. 900 °C’de üretilmiş saf titanyumun XRD analizi	55
Şekil 3.44. 1000 °C’de üretilmiş saf titanyumun XRD analizi	56
Şekil 3.45. 1150 °C’de üretilmiş saf titanyumun XRD analizi	56
Şekil 3.46. 900 °C, 1000 °C ve 1150 °C sinterlenmiş saf-titanyumun XRD analizi.....	57
Şekil 3.47. 900 °C sinterlenmiş %5 HA içerikli Ti alaşımının XRD analizi.	58
Şekil 3.48. 900 °C sinterlenmiş %5 HA içerikli Ti alaşımının XRD analizi.....	58
Şekil 3.49. 1150 °C sinterlenmiş %5 HA içerikli Ti alaşımının XRD analizi	59
Şekil 3.50. Farklı sıcaklıklarda (900 °C, 1000 °C ve 1150 °C)’de üretilmiş %5 HA katkılı titanyum alaşımının XRD analizi.....	60
Şekil 3.51. %10 HA katkılı Ti (900 °C) alaşımına ait XRD analizi.....	60
Şekil 3.52. %10 HA katkılı Ti (1000 °C) alaşımına ait XRD analizi.....	61
Şekil 3.53. %10 HA katkılı Ti (1150 °C) alaşımına ait XRD analizi.....	62
Şekil 3.54. Farklı sıcaklıklarda (900 °C, 1000 °C ve 1150 °C)’de üretilmiş %10-HA katkılı titanyum alaşımının XRD analizi.....	62
Şekil 3.55. Ti-6Al-4V titanyum alaşımının XRD analizi.....	63
Şekil 3.56. Ti-6Al-4Motitanyum alaşımının XRD analizi.....	63
Şekil 3.57. Ti-6Al-7Nb titanyum alaşımının XRD analizi.....	64
Şekil 3.58. 1150 °C’de üretilmiş Ti-6Al-4V, Ti-6Al-4Mo ve Ti-6Al-7Nb titanyum alaşımının XRD analizi.....	65
Şekil 3.59. Ti-6Al-6Nb-Ta titanyum alaşımının XRD analizi.....	66
Şekil 3.60. Ti-6Al-2Nb-Ta titanyum alaşımının XRD analizi.....	66
Şekil 3.61. 1150 °C’de üretilmiş Ti-6Al-6Nb-Ta ve Ti-6Al-2Nb-Ta titanyum alaşımının XRDanalizi.....	67
Şekil 3.62. Saf kobalt alaşımına ait XRD analizi.....	68
Şekil 3.63. Co-Cr-W-Si ve Tavlanmış alaşımının XRD analizi.	68
Şekil 3.64. Co-Cr-W-Mo-Si ve Tavlanmış alaşımının XRD analizi.	70
Şekil 3.65. Saf-titanyum. (a) tafel eğrisi, (b) açık devre voltajı.....	70
Şekil 3.66. Ti-6Al-4V alaşımına ait: (a) tafel eğrisi, (b) açık devre voltajı.....	71
Şekil 3.67. Ti-6Al-7Nb alaşımına ait: (a) tafel eğrisi, (b) açık devre voltajı.	71
Şekil 3.68. Ti-6Al-4Mo alaşımına ait: (a) tafel eğrisi, (b) açık devre voltajı.	72
Şekil 3.69. Ti-6Al-2Nb-Ta alaşımına ait: (a) tafel eğrisi, (b) açık devre voltajı.....	72

Şekil 3.70. Ti-6Al-6Nb-Ta alaşıma ait (a) tafel eğrisi, (b) açık devre voltajı	73
Şekil 3.71. β -faz Ti-alaşımlarına ait (a) tafel eğrisi, (b) açık devre voltajı.	74
Şekil 3.72. $\alpha+\beta$ faz alaşımlarına ait (a) tafel eğrisi, (b) açık devre voltajı.	74
Şekil 3.73. Saf titanyum ve alaşımlarını ait tafel eğrilerinin karşılaştırması.	75
Şekil 3.74. Saf titanyum ve alaşımlarını açık devre voltajlarının karşılaştırması.	76
Şekil 3.75. Saf titanyum ve alaşımlarını ait korozyon oranları (mpy).	77
Şekil 3.76. Saf-kobalt alaşıma ait (a) tafel eğrisi, (b) açık devre voltajı	77
Şekil 3.77. Co-Cr-W-Si alaşıma ait (a) tafel eğrisi, (b) açık devre voltajı.....	78
Şekil 3.78. Tav-Co-Cr-W-Si alaşıma ait (a) tafel eğrisi, (b) açık devre voltajı.....	79
Şekil 3.79. Co-Cr-W-Mo-Si alaşıma ait (a) tafel eğrisi, (b) açık devre voltajı.....	79
Şekil 3.80. Tavlınmış Co-Cr-W-Mo-Si alaşıma ait (a) tafel eğrisi, (b) açık devre voltajı....	80
Şekil 3.81. Şekil 3.79. Co-Cr-(W/Mo) alaşımlarına ait (a) tafel eğrisi, (b) açık devre voltajı...	80
Şekil 3.82. Isıl işlem Co-Mo alaşıma ait (a) tafel eğrisi, (b) açık devre voltajı.	81
Şekil 3.83. Isıl işlem Co-Cr-W alaşıma ait (a) tafel eğrisi, (b) açık devre voltajı.	81
Şekil 3.84. Saf kobalt ve alaşımlarına ait korozyon oranları (mpy).	82
Şekil 3.85. Saf kobalt ve alaşımlarına ait açık devre voltajları.	83
Şekil 3.86. Saf kobalt ve alaşımlarına ait korozyon oranları (mpy).....	84
Şekil 3.87. Saf Ti/Co'a ait, (a) ait tafel eğrileri, (b) açık devre eğrileri	84
Şekil 3.88. Saf titanyum/kobalt ve alaşımlarının korozyon oranları (mpy)	85
Şekil 3.89. Saf-Ti/Co ve bunların alaşımlarının mikro sertlik değerlerinin karşılaştırılması...	89

TABLO LİSTESİ

SAYFA

Tablo 1.1. Metalik biyomalzemelerin mekanik özellikleri	9
Tablo 1.2. Titanyum alaşımları için α , β veya nötr stabilizatörler.....	12
Tablo 2.1. Saf-Ti ve %(5/10) HA-katkılı Ti-alaşımları.....	21
Tablo 2.2. $\alpha+\beta$ ve β -Ti alaşımlarının kimyasal formülleri	21
Tablo 2.3. Saf-kobalt ve alaşımlarının kimyasal formülleri.....	21
Tablo 3.1. Ti ve alaşımlarının korozyon parametereleri	75
Tablo 3.2. Co ve alaşımlarının korozyon parametereleri.	82
Tablo 3.3. Saf-titanyumun farklı sıcaklık mikro sertlik değerleri	86
Tablo 3.4. %5 HA katkılı titanyumun farklı sıcaklık mikro sertlik değerleri.....	86
Tablo 3.5. %10 HA katkılı titanyumun farklı sıcaklık mikro sertlik değerleri.	87
Tablo 3.6. β -Ti alaşımlarının mikro sertlik değerleri.....	87
Tablo 3.7. $\alpha+\beta$ Tialaşımlarının mikro sertlik değerleri.....	88
Tablo 3.8. Saf-kobalt ve alaşımlarının mikro sertlik değerleri.....	88

1. GİRİŞ

1.1. Konu ve Kapsam

Medikal alanda kullanılan malzemelere metalik biyomalzemeler ve bu bilim dalına da biyomalzeme bilimi denir. Biyomalzemeler insan doku ve organlarının işlevlerini kısmen ya da tamamen yerine getirmek amacı ile kullanılan doğal ya da yapay malzemelerdir. Günümüzde sık olarak kullanılan metalik biyomalzemeler paslanmaz çelikler, Kobalt-bazlı metalik biyomalzemeler, titanyum ve titanyum alaşımlarıdır (Kobalt-Co, Titanyum-Ti) [1]. Cerrahi alanda implant olarak ilk kullanılan biyomalzeme paslanmaz çeliktir. Sonrasında kobalt-bazlı bir metal olan Vitalyum (Co-Cr-W) kullanılmıştır [2,3]. Biyometaller gerek insan vücudu ve dokusuna gerekse birbirlerine karşı göstermiş oldukları dinamik ve mekanik özellikler sayesinde sınıflandırılırlar.

Titanyum ve alaşımları en yaygın kullanılan biyomalzemeler olsa da kullanım yerine ve implantasyon durumuna göre kullanılan biyomalzemeler farklılık gösterebilir. Örneğin kobalt-bazlı Co-Cr-W (Kobalt-Krom-Wolfram) alaşımı titanyum ve alaşımlarına oranla biyomalzeme sektöründe daha erken dönemde yer edinmiştir. Co-Cr-W alaşımının mikro yapısını geliştirmek ve daha ince yapıli bir alaşım üretmek için, Co-Cr-W alaşımına Mo (Molibden) eklenerek Co-Cr-W-Mo-Si alaşımı elde edilmiştir [4]. Bu iki alaşım Co-Cr bazlı alaşımların en önemli iki üyesi olup dental uygulamalarda ve yapay eklem yapımında sıkça kullanılmaktadırlar. Ayrıca alaşıma Molibden katkısı, alaşımın mukavemet değerini artırdığı gibi alaşımı fazla yük altındaki eklemlerde de kullanmaya uygun hale getirmektedir. Co-Cr bazlı alaşımlar paslanmaz çelik ve titanyum alaşımlarına kıyasla daha yüksek aşınma direncine sahiptirler. Ayrıca korozyon ve sıcaklığa karşıda yüksek etki gösterdikleri bilinir. Biyomalzemeler arasında Co-Cr alaşımlarının biyoyumluluk değerlerinin paslanmaz çeliklerden daha iyi olduğu, fakat titanyum ve alaşımlarının değerlerinin Co-Cr bazlı alaşımların biyoyumluluk değerlerinden çok üstün oldukları bilinir [5].

Titanyum ve titanyum alaşımları oda sıcaklığında yüzeyinde bir bağışık oksit tabakası oluşturmaktadır. Bu tabaka iyon geçişi ve yoğun elektron akışını önler, bu da titanyumun metalik biyomalzeme olarak kullanılmasını eşsiz kılmaktadır. Titanyum ve alaşımları, mükemmel biyoyumluluk, hafiflik, mekanik özelliklerin mükemmel dengesi ve mükemmel korozyon direnci gibi üstün özelliklere sahiptir. Temel olarak, yapay kalça eklemleri, yapay diz eklemleri, kemik plakaları, diş implantları, sert dokuların yerini alan implant cihazlarında, kuron, köprü ve diş macunu gibi dişçilik ürünleri için de kullanılır. Ayrıca alerji problemleri

açısından, titanyum ve alaşımları biyomedikal uygulamalar için diğer metalik biyomalzemelere oranla daha avantajlıdır [6,7]. Ticari olarak en iyi biyoyumlu metalik malzeme olarak kabul edilen saf titanyum (Cp-Ti) yer kabuğunda Al, Fe ve Mg' den sonra en çok bulunan dördüncü metaldir. Her ne kadar ticari olarak saf (C.P.) titanyum paslanmaz çelikten daha iyi korozyon direnci ve doku toleransı sunsa da nispeten düşük mukavemeti ve olumsuz aşınma özellikleri, kalp pili kılıfları, kalp kapağı kafesleri ve yeniden yapılandırma cihazları gibi bazı uygulamalarla kullanımını sınırlandırmıştır [8]. Toplam eklem protezleri için yüksek mukavemeti, düşük elastik modülü, mükemmel korozyon direnci ve iyi doku toleransı sunan Ti-6Al-4V (Titanyum-Alüminyum-Vanadyum) alaşımı Amerika Birleşik Devletleri'nde 1970'lerin sonlarına doğru önemli ölçüde kullanımını artmıştır. Ti-6Al-4V alaşımı kalça ve diz protezleri, travma/fiksasyon cihazları (tırnaklar, plakalar, vidalar ve teller), aletler ve diş implantları uygulamalarında sıklıkla kullanılmaktadır [9]. Mevcut titanyum alaşımlarında alüminyum ve vanadyum elementlerinin mevcudiyetinden kaynaklanan klinik olarak kanıtlanmış herhangi bir sorun bildirimi olmamasına rağmen, potansiyel toksisite/toksit oluşumu, apatit/kalsiyum fosfat oluşumunun potansiyel inhibisyonu/önlenmesi ve nörolojik bozukluklarla olası birleşme ile ilgili endişeler bildirilmiştir. Uzun süreli kullanımda korozyon ve aşınma sebebiyle oluşabilecek metal iyonları salınımında vanadyumun olası toksik etkileri gut hastalığına alüminyumun ise Alzheimer hastalığına sebep olabileceği araştırmacılar tarafından öngörülmüştür [10,11]. Vanadyumun bu olası toksisite etkilerini ortadan kaldırmak için yeni geliştirilen titanyum alaşımları büyük oranda Ta, Nb ve Mo metallerini içerir. Temel olarak, toksik olmayan elementler, biyomedikal uygulamalar için titanyum alaşımının alaşım elementleri için seçilmelidir. Bu amaçla, saf metallerin sitotoksitesi hakkındaki verilere atıfta bulunmak çok yararlıdır. Fakat unutulmamalıdır ki asıl biyoyumluluk metallerin uygun kombinasyonu sonucu üretilmesinden geçmektedir. Çünkü vanadyumun yerine seçilen elementler teknik olarak titanyumdan hem daha yüksek ergime sıcaklığına sahiptir hem de daha büyük özgül ağırlığı vardır, buda uygun kompozisyonlu birleşimi üretmede büyük bir sorun olarak karşımıza çıkarmaktadır [12]. Tantalum (Ta) ve Niobium (Nb), Titanyuma oranla daha iyi elektrokimyasal özelliğe ve daha iyi biyoyumluluk değerlere sahip olduğu bilinmektedir [13]. Fakat mekanik güç olarak daha düşük değerlere sahiptir, bu da başlı başına biyomalzeme olarak kullanımını güçleştirmekte ancak katkı maddesi olarak kullanımını kolaylaştırmaktadır. Toksik olmayan ve iyi derecede biyoyumluluk gösteren Ta, Nb ve Mo olası toksik etki gösterebilecek olan Vanadyumun (Va) yerine kullanılarak Ti-6Al-7Nb, Ti-6Al-4Mo, Ti-6Al-6Nb-Ta ve Ti-6Al-2Nb-Ta üretilir. Tantal (Ta) iyi bir β -faz stabilizatörü olduğu bilindiği için de Tantal'ın mikro yapı üzerindeki etkileri araştırılabilir [14].

Titanyumun düşük sıcaklıktaki doğal hali sıkı paket altıgen kristal kafes yapısındadır (h.c.p) ve bu duruma α -faz hali denir. Titanyum metali ısıtıldığında 882 °C'de α -faz halinden hacim merkezli kübik kafes yapısına (b.c.c) geçer bu durum β -faz olarak adlandırılır. Bu iki yapıdaki fark, titanyumun elastik modülünün sertliğini tanımlayan kompaktlık seviyeleridir. Bundan dolayı, titanyum alaşımlarının β -stabilizasyonu, elastik modülü azaltmak için yaygın bir yöntemdir [15]. Titanyum ve alaşımları genel olarak 3 ana fazda bulunabilirler. Bunlar α -fazı, β -fazı ve $\alpha+\beta$ -fazı olarak sıralanabilir. Bu fazların birbirine dönüşümü ile titanyum ve alaşımlarının özellikleri karakterize edilebilir. %70/80 oranında en yüksek kullanım değerine sahip titanyum alaşımı $\alpha+\beta$ -fazına örnek olarak verilebilir. α -fazında kullanılan ve alfa stabilizatör elementler olarak bilinen elementler Al, O, N, Ga, Zr, Tin ve Ge'dir. β -fazında kullanılan stabilizatörlere örnek olarak ise V, Mo, Cr, W, Nb, Ta, Ni, Co, Mn ve Cu verilebilir [16,17].

Titanyum alaşımlarında Al katkısı alaşımın hafifliğini ve sünekliğini artırır. Ayrıca Al alaşımın α -faz bölgesini genişletip β -faz geçişini yükseltir. Al süper alaşımların gelişiminde kendini gösteren kritik sıcaklıkları değiştiren ya da hafifçe dönüştüren titanyum alaşımlarındaki temel elementtir. Bu yüzden Ti-Al alaşımı çok bileşenli süper titanyum alaşımlarının keşfi için bir basamak olarak görülmektedir. Alaşıma eklenen Al miktarı arttıkça metalin dayanımı artar, ancak kritik değerden sonraki Al değeri son dayanım değerini artırmaz. Sonuç olarak en iyi Al katkı miktarı %6-8 arasında ve 800-900 °C değerinde bir tavlama ile elde edilir [18,19].

Tıbbi uygulamalarda metalleri biyomalzeme olarak kullanmak yerine yapay minerallerden yapay kemik üretilip kullanma çalışmaları olduğu bilinmektedir. Fakat yapay kemik tozlarının düşük mekanik mukavemeti bu malzemeleri kemik protezi olarak kullanmayı imkânsız hale getirmektedir. Bunlardan en önemli ve en çok kullanılan hidroksiapatit (HA)'dır [20]. Bu yüzden HA'yı bir kompozit oluşturmak için titanyum (Ti) alaşımı gibi daha yüksek bir mekanik mukavemete sahip olan biyouyumlu bir malzeme ile birleştirmek araştırmacılar için daha ilgi çekici olmuştur. Üretilen HA/Ti alaşımlarından daha biyouyumluluk daha esnek ve osseointegrasyon özelliği daha fazla olan bir alaşım beklenmektedir. Osseointegrasyon uygulanan biyomalzeme ve canlı doku arasında fonksiyonel ve yapısal bağlanma arada başka hiçbir doku olmaksızın bütünleşme haline verilen addır ve biyomalzeme dilinde oldukça sık kullanılır. Osseointegrasyonu artıran ve düzenleyen etmenlerin başında biyouyumluluk gelir. Ayrıca biyomalzemelerin üretim tekniğinin de osseointegrasyonu hızlandırdığı gözlemlenmiştir. Malzemelerin mikro yapılarını ve mekanik özelliklerini değiştiren sadece katkılanan alaşım türleri değildir aynı zamanda üretim yönteminin de malzemelerin

mikroyapılarını ve mekanik özelliklerini değiştirdiği bilinmektedir [21]. Bu çalışmada hedeflenen biyomalzemeleri üretmek için toz metalürjisi yöntemi seçilmiştir.

Toz metalürjisi (T/M) teknolojisi küçük, karmaşık yapılı ve boyutsal hassasiyeti yüksek parçaların seri imalatına uygun olmasından dolayı hedeflenen biyometal alaşımlarını üretmek için oldukça elverişli bir yöntem olduğu kanaatine varılmıştır. Üretilmesi hedeflenen metallerin ergime sıcaklığının oldukça yüksek olması ve bu sıcaklıklara ulaşmanın yarattığı zorluk nedeniyle malzemeye ait bazı özellikler ancak T/M ile sağlanabilir. Toz metalürjisi, farklı boyut ve şekillere sahip metal tozlarının, sağlam, hassas ve yüksek performanslı parçalara dönüştürülmesi aşamalarını kapsayan oldukça geniş kapsamlı bir malzeme üretim yöntemidir. Bu yöntemde; karıştırılmış veya ön ısıtma ile alaşım haline getirilmiş tozlar bir kalıba doldurulur ve belirli bir presleme basıncı uygulanarak istenen şekilde preslenir. Daha sonra elde edilen bu ham numuneler atmosfer kontrollü bir fırında sinterleme yolu ile preslenmiş olan bu metal tozların ısıl bağlanması sağlanır [22,23]. Uygun atmosfer kontrolü tamamıyla malzeme ve özelliklerine bağlı bir işlemdir. Örneğin Co-Cr alaşımları azot ortamında sinterlenmeye ihtiyaç duyarken, Titanyum ve alaşımları ise yüksek saflıkta argon gazı atmosferinde sinterlenir. Hatta titanyumun Oksijen, Hidrojen ve Azota afinitesi/ilgisi oldukça yüksektir. Bu yüzden bazı uygulamalarda Argon gazı atmosferi sinterlenme sırasında Titanyumu korumaya yetmez ve genellikle vakum kontrollü bir fırında sinterleme tercih edilir. Bu çalışma; vakum kontrolü ve inert/soygaz atmosfer ihtiyacını sonlandırabilecek bir uygulama ile ortaya çıkmayı hedeflemektedir. Preslenmiş saf titanyum/kobalt ve titanyum alaşımları kuvars tüpler içerisine alınarak atmosferden vakumlanmış ve bir kül fırın içerisinde herhangi bir ikincil koruma işlemine ihtiyaç duyulmaksızın numuneler sinterlenmiştir. Mikro yapısal özellikler, oksijen içeriği, gözeneklilik ve tane büyüklüğüne bağlı olmalarına göre SEM, EDX, XRD vb. metodlar ile analiz edilir [24]. Yapılan deneysel çalışmalar ve analizler karşılaştırılarak bu çalışmanın literatüre katkı sağlaması hedeflenmiştir. Temel olarak üretilen alaşımların mekanik, fiziksel ve korozyon davranışlarının incelenmesi hedeflenmiştir. Bu analizler için SEM, EDX, XRD, Elektrokimyasal korozyon, yoğunluk ölçümü ve Mikro Sertlik ölçüm testlerinden yararlanılmıştır. Alaşımları üretmek için Toz metalürjisi yöntemi seçilmiştir. Biyoalaşımları sinterleme esnasında kullanılan koruyucu asal gaz atmosferi yerine numuneler kuvars tüplerin içerisinde oksijenden mühürlenerek sinterlenmiştir. Kullanılan analiz ünitelerine ait deneysel veriler aşağıda verilmiştir;

XRD analizi **XRD-6100** Shimadzu cihazı kullanılarak yapılmıştır. XRD ölçüm detayları şu şekildedir; Cu X-Işını tüpü, Voltaj = 40,0 (kV), ve akım = 30,0 (mA). Numunelerin tane

büyüklikleri, gözenek yapıları ve yüzey morfolojisinin belirlenmesi için **FEI XL30 Sirion** taramalı electron mikroskobu kullanıldı. Numunelerin mikro sertlik değerleri **FM-310** Vickers sertlik test ölçüm cihazı ile elde edildi. Arşimet prensibi ile numunelerin yoğunluğunu ölçmek için **XB 320M** cihazı kullanıldı. Son olarak numunelerin korozyon oranları elektrokimyasal korozyon testi ile belirlendi. Gamry firmasının **interface-1000** seri nolu elektrokimyasal analiz cihazı numunelerin korozyon ölçümlerinin alınmasında kullanıldı. Elektrokimyasal tafel eğri analizleri **Gamry Echem Analyst** yazılımı kullanılarak elde edildi.

1.2. Amaç

Bu çalışmada biyomedikal uygulamalarda kullanılan saf titanyum/kobalt ve bunların alaşımları toz metalürjisi yöntemi ile üretilmiştir. Toz metalürjisi üretim süreçlerinde özellikle biyomalzeme üretiminde koruyucu asal gaz atmosferine ihtiyaç duyulmaktadır. Sinterleme işlemi sırasında kullanılan bu koruyucu atmosfer genelde malzeme türüne göre değişiklik göstermek ile birlikte oldukça maliyetli ve zor bir işlem süreci vardır. Bu çalışmada beklenen temel amaçlardan en önemlisi koruyucu atmosfere ihtiyaç duymaksızın numunelerin vakumlu kuvars tüplerde üretilmesidir. Çalışmanın olası sonuçlarından birinin araştırmacıları asal gaz ve vakum kontrollü fırın maliyetinden kurtarıp avantajlı bir üretim süreci sunmaktır. Bunun yanı sıra bu araştırmanın amacı ve doğrultusu tez kapsamı dahilinde aşağıda verilmiştir;

- Farklı sıcaklık değerleri ve HA katkı miktarları ile saf-Ti (900, 1000, 1150) °C, %5HA- katkılı titanyum alaşımı (900, 1000, 1150) °C ve %10HA- katkılı titanyum alaşımı (900, 1000, 1150) °C üreterek sıcaklığın ve HA katkı miktarlarının, titanyumun mikro yapı ve mekanik etkileri üzerindeki değişimlerini ortaya konulması hedeflenmektedir.
- Diğer amaçlarımızdan bir tanesi ise; Vanadyumun olası toksisite etkilerine karşı Ti-6Al-4V alaşımı yerine Ti-6Al-7Nb ve Ti-6Al-4Mo alaşımlarını üretip kullanılabileceğini ıspatlamak.
- β -faz Titanyum alaşımları olan Ti-6Al-6Nb-Ta ve Ti-6Al-2Nb-Ta alaşımlarını üretmek ve Nb katkısının alaşımın üzerindeki etkilerini ortaya çıkarmak.
- Niyobyum katkısının titanyum alaşımlarının üzerindeki değişimini gözlemlemek.
- Alaşımlarda katkı elementlerin mikroyapı dönüşümlerine etkilerini SEM/XRD metodları aracılığı ile incelemek.
- Bundan başka, kobalt ve alaşımlarının titanyum ve alaşımlarına karşı göreceli korozyon direnci/davranışlarını belirlemek incelemek.
- Molibden katkısının titanyum ve kobalt alaşımları üzerindeki etkilerinin incelemek.

- Sıcaklığın kobalt alaşımları üzerindeki etkilerinin incelenmek.
- TM ile üretilen numuneler mikroyapısal olarak analiz edilmektedir. Mikroyapı ise alaşımların tane boyutu, gözenek çapı ve oksitlenme miktarına göre değerlendirilmektedir. Bu çalışmadaki numunelerin mikroyapıları SEM, EDX ve XRD analizleri yapılarak belirlenmiştir.

1.3. Biyomalzemeler

İnsan vücudundaki canlı doku veya organların görevlerini yapmak amacı ile kullanılan doğal ya da yapay malzemelere biyomalzemeler denir. Bu malzemeler ile ilgilenen bilim dalında biyomalzeme bilimi denir. Biyomalzeme bilimi bilimsel anlamda yeni sayılabilir fakat çok eski çağlardan beri uygulama olarak var olduğu bilinmektedir [25]. Özellikle dişçilikte kullanılan altın, gümüş gibi değerli metaller bulunan lahit mumyalarında görülmüştür. Yine benzer şekilde bu mumyalarda kullanılan yapay gözler ve burun da bunlara kanıt olarak ileri sürülmüştür. Biyomalzemelerin vücut içi implantlarda kullanılmaya başlanması 19. yy ortalarında altın ile olmuştur. Fakat bu değerli metalin pahalı olması ve zor ulaşılabilirliği araştırmacıları farklı metalleri araştırıp bulmaya ve kullanmaya sevk etmiştir. 1938’de geliştirilen vitalyum (Co-Cr-Mo) ilk metal protezdir [26]. Vitalyum gibi kobalt temelli birçok alaşım geliştirilmiş olmasına karşın metallerin uğradığı korozyon canlılar için tehlike oluşturmaya başlamıştır. İnsan vücudu içerisindeki oksijenli tuzlu su çözeltisi metallerin korozyona uğramasını hızlandırır bu yüzden korozyon metaller için en önemli etmen halini almıştır [27].

Uygun özellikli biyomalzeme bulma çalışmaları titanyumun, Amerika ve İngiltere’de biyomalzeme olarak kullanılmaya başlanmasına kadar sürmüştür. Titanyumun alaşımlandırıp zenginleştirme çalışmaları araştırmacıları Ti-6Al-4V alaşımını keşfedip geliştirilmesine neden olmuştur. Ti-6Al-4V alaşımı yüksek mukavemeti, düşük elastik modülü, mükemmel korozyon direnci ve iyi doku toleransı ile günümüzde hala en çok kullanılan Titanyum alaşımıdır [28]. Ti-6Al-4V alaşımı Amerika Birleşik Devletleri’nde 1970’lerin sonlarına doğru bulunmuştur. Günümüzde ise bu alaşımla alakalı görece toksik etkiler ileri sürülmüş ve daha iyi biyouyumluluk değerlerinde biyomalzeme geliştirmeye çalışılmaktadır [29]. Biyomalzeme biliminde önemli olan insan vücuduna uygun dinamik ve mekanik özellikte biyomalzemeler üretmektir. En uygun özellikli alaşım üretilene kadar malzeme geliştirme çalışmalarına devam edileceği oldukça aşîkârdır.

1.3.1. Biyomalzemelerde Aranılan Temel Özellikler

Biyolojik sistemlerle etkileşime giren biyomalzemelerin insan sağlığı üzerindeki etkileri son on yılda oldukça artmıştır. Biyomalzemelerin uygun kullanımı insan sağlığını düzenler ve ömrü artırır. Biyomalzemeler yaygın olarak, incinme, hastalık veya yaralanma nedeniyle kaybedilen vücudun herhangi bir dokusunu, organını veya işlevini artırmak, onarmak veya değiştirmek için kullanılırlar [30]. Biyomalzeme biliminde sert doku implantları sıklıkla önemli bir rol oynar. 2030 yılına gelindiğinde, total kalça protezlerinin ve diz artroplastilerinin, şu anki oranlardan sırasıyla %174 ve % 673 artacağı tahmin edilmektedir [31]. Bu durum insan eklemlerinde ağrı veya fonksiyon kaybına neden olan osteoartrit, osteoporoz ve incinme gibi dejeneratif hastalıklardan kaynaklanacağı öngörülmektedir. Disk dokusunun morfolojik, biyokimya-yapısındaki değişikliklerin ağrı oluşturmaları (Dejeneratif hastalıklar), aşırı biyolojik yükleme veya normal biyolojik kendi kendini iyileştirme işlemlerinin yokluğunun bir sonucu olarak kemiğin mekanik özelliklerinin bozulmasına neden olur [32]. Araştırmacıların hedefi, başarısızlık veya yenilenme ameliyatlarına gerek kalmadan daha uzun süre veya tüm kullanım ömrü boyunca çalışan implantlar geliştirmektir. Bu durum yaşlı hastalar için en az 15 ila 20 yıl ve genç hastalar için 20 yıldan daha uzun bir hizmet süresi gerektirir. Sonuç olarak, vücut ortamında üstün korozyon direnci, mükemmel biyouyumluluk ve düşük elastikiyet modülü ve sitotoksikite olmadan implant malzemelerinin geliştirilmesi, özellikle yük taşıma uygulamaları için vazgeçilmezdir. İmplant materyalleri, maruz kaldıkları yükleri kırmaya maruz kalmayacak şekilde sürdürebilecek kadar mekanik güce sahip olmalıdır [33]. Ayrıca, bir biyoimplant, aşınma vücut ortamında, yorulma dayanımı ve kırılma tokluğuna ek olarak yüksek aşınma direncine sahip olmalıdır [34]. Düşük aşınma direnci, çevresindeki dokuda aşınma kalıntılarının serbest kalmasına yol açar. Elde edilen aşınma kalıntıları kemik erimesi (osteolizise) yol açan iltihap/tahriş (inflamatuvar) reaksiyonları başlatır. Son olarak, bu, kemik ve implant arasındaki bağlar, vücudun bu aşınma kalıntılarını sindirme girişimleri nedeniyle tahrip edildiğinden implant gevşemesine neden olur.

1.3.2. Biyomalzemelerin Sınıflandırılması

Genel olarak, fiziksel özellikler bir implant tasarlanırken dikkat edilmesi gereken ana faktörlerdir. Şimdiye kadar implantlar için en yaygın kullanılan biyomalzemeler; polimerler, seramikler ve metalik biyomalzemelerdir [35].

Üç ortak biyomalzemenin de aşağıdaki gereksinimleri karşılaması gerekir:

- ✓ Olumsuz doku reaksiyonlarını önlemek için biyolojik olarak uyumlu bir kimyasal kompozisyon.
- ✓ Malzeme bozulmasına karşı mükemmel direnç (örneğin metaller için korozyon direnci veya polimerlerde biyolojik bozulmaya karşı direnç).
- ✓ Eklem dayandığı döngüsel yüklemeyi sürdürmek için kabul edilebilir güç.
- ✓ Kemik rezorpsiyonunu en aza indirmek için düşük bir parça.
- ✓ Aşınma kalıntısı oluşumunu en aza indirmek için yüksek aşınma direnci.

Ortopedik ve çene-yüz cerrahisinde çeşitli malzeme tiplerinin uygulanabilirliği büyük ölçüde mekanik özelliklerine bağlıdır. Metalik malzemelerin, spesifik özelliklerine bağlı olarak hemen hemen her türlü yükü taşımaya uygun olduğu, seramiklerin ise sadece baskı gerilmeleri ile yüksek oranda yüklenebileceği gösterilmiştir [36].

1.3.3. Metalik Biyomalzemeler

Kemik tozlarının (greftlerinin) yerine kullanılmak üzere tasarlanan metaller doku ve organların beklediği bazı gereksinimleri yerine getirmelidir:

- (a) Biyolojik ortamda bozulmayı önlemek için iyi bir korozyon direncine sahip olmalıdır.
- (b) Biyolojik uyumluluk, biyolojik sistemlerde toksik, zarar verici veya alerjik reaksiyonlar oluşmayacak şekilde olmalı.
- (c) Kırılma ve gerilmeyi engellemek için, yüksek yorulma dayanımı ve insan kemiğine benzer bir parça gibi yeterli mekanik özellikler gereklidir.

Maliyet tasarrufu ve iyi işlem kabiliyeti için, malzemelerin, örneğin döküm, deformasyon, kaynak veya lehim yoluyla işlenmesi nispeten kolay olmalıdır. Bulunabilirlik, biyomedikal uygulamalar için malzeme seçiminde önemli bir faktördür [37,38]. Genel olarak, fiziksel özellikler yalnızca kalp pili elektrotları gibi özel fonksiyonel uygulamalarda önemli bir rol oynar. Ortopedik ve çene yüz cerrahisinde uygulama için iyi kimyasal ve biyolojik özellikler ön şarttır. Kalça yapay eklemleri (endoprotezleri) gibi yüksek yüklü implantlar için en önemli mekanik özellikler, yorulma dayanımı ve Young modülüdür. Metaller yük taşıyan alanlarda kullanım için iyi mekanik özelliklere sahiptir. Yüksek bir modülden dolayı gerilme korunması ana dezavantajdır [39]. Bu sorunu çözmek için, düşük modüllü Titanyum alaşımlı metaller tanıtılmıştır. Şimdiye kadar implantlar için en yaygın kullanılan metaller paslanmaz çelik, CoCr alaşımları ve Ti alaşımları olmuştur. CoCr alaşımları ve paslanmaz çelik karşılaştırıldığında, düşük yoğunluklu, yüksek özgül mukavemet, üstün korozyon direnci, mükemmel biyouyumluluk ve düşük elastikiyet modülü gibi benzersiz özelliklerin kombinasyonundan dolayı ortopedik uygulamalarda Titanyum ve bazı Titanyum alaşımlarının kullanılması tercih

edilir [40]. Biyomalzeme üretiminde kullanılan Co, Fe, V, Al, Cu, Cr, Ni ve Titanyum gibi çok sayıda metal az miktarda kullanılması koşuluyla doku ve organlara uyumluluk gösterirler. Korozyon, saf metal ve alaşımların, çevreleriyle istenmeyen bir kimyasal reaksiyona girerek bozunmasına denir [41]. İnsan vücudundaki doku sıvısı oksijenli tuzlu su çözeltisidir kan ise, su, çözülmüş oksijen, klorür ve hidroksit gibi çeşitli agresif iyonlar içerir. Bu nedenle, insan vücudu biyomalzeme uygulamaları için oldukça koroziv bir ortamdır. İmplantasyonu yapılan malzeme koroziv davranışlar sonucu zayıflar, daha da önemlisi korozyon ürünleri doku içerisine girerek hücrelere zarar verirler. Soy metallerin korozyona karşı direnci ise mükemmeldir. Fakat imalat ve kullanımları oldukça pahalı bir süreçtir [42]. Yeni kullanılan metaller tümüyle korozyona karşı dayanıklı olmasa da çeşitli alaşımlama yöntemleri ile koroziv özellikleri artırılarak biyomalzeme olarak kullanıma uygun hale getirilebilmektedir. Sonuç olarak çeşitli alaşımlama ve üretme teknikleri sonrasında üretilen paslanmaz çelik, Kobalt-Krom-Molibden alaşımları, Titanyum ve Titanyum alaşımları aşamalı olarak, biyomedikal uygulamalarda kullanılan temel biyomalzemeler haline gelmiştir. Biyomedikal alanda kullanılan metalik biyomalzemelerin başlıcaları; paslanmaz çelik, kobalt-krom alaşımları, nikel-titanyum alaşımları ve titanyum ve alaşımlarıdır [43]. Yaygın olarak kullanılan bu metaller Tablo 1.1’de verilmiştir.

Tablo1.1. Metalik biyomalzemelerin mekanik özellikleri [43].

Malzeme	ASTM	Koşul	Elastisite Modülü (GPa)	Akma Dayanımı (MPa)	Çekme Dayanımı (MPa)	Yorulma Dayanımı Sınırı (10 ⁷ Çevrimde) (MPa)
Paslanmaz Çelik	F745	Tavlanmış	190	221	483	221-280
	F55, F56, F138, F139	Tavlanmış	190	331	586	241-276
		%30 Soğuk İşlenmiş	190	792	930	310-448
		Soğuk Dövülmüş	190	1213	1351	820
Co-Cr Alaşımları	F75	Döküm/Tavlanmış	210	448-517	655-889	207-310
		Sıcak İzostatik Preslenmiş Toz Metalürjisi Ürünü	253	841	1277	725-950
	F799	Sıcak Dövülmüş	210	896-1200	1399-1586	600-896
	F90	Tavlanmış	210	448-648	951-122	Kullanılabilir Değil
		%44 Soğuk İşlenmiş	210	1606	1896	586
	F562	Sıcak Dövülmüş	232	965-1000	1206	500
		Soğuk İşlenmiş Yaşlandırılmış	232	1500	1795	689-793(Eksenel Gerilme R=0,05, 30Hz)
Ti- Alaşımları	F67	%30 Soğuk İşlenmiş	110	485	760	300
	F136	Dövülmüş, Tavlanmış	116	896	965	620
		Dövülmüş, Isıl İşlem Yapılmış	116	1034	1103	620-689

1.3.1.1. Saf Titanyum ve Alaşımları

Saf titanyum, biyolojik ortamda paslanmaz çelik ve kobalt-krom'dan daha iyi korozyon direnci ve doku uyumluluğuna sahiptir. Saf titanyum, az miktarda oksijen, azot, hidrojen, demir ve karbonun dâhil edilmesiyle oluşmaktadır. Saf titanyum ve alaşımlarının fiziksel ve mekaniksel özellikleri, oksijen, demir ve azot gibi diğer elementlerin küçük miktarlarının eklenmesiyle büyük ölçüde etkilenebilir [44]. (1977/Waterstratt), implant uygulamaları için titanyum alaşımı dökmenin uygulanabilirliğini fark etmiştir. Birçok çalışma, döküm makinelerinin, uygun yatırım malzemelerinin ve diş protezlerinin kesin tekniğinin gelişimini incelemek için çalışmalarını takip ettiği rapor edilmiştir. Fakat titanyum'un, özellikle yüksek sıcaklıklarda (600 °C'nin üzerinde) oksijene olan afinitesi, titanyumu döküm işlemiyle üretilmesini oldukça karmaşık ve zahmetli olmasını sağlamaktadır [44].

Saf titanyumun kirlenmesini önlemek için özel eritme yöntemleri, yatırım malzemeleri ve donanım gerektirir buda oldukça pahalı ve zahmetli bir süreçtir. Çevresel malzemelerle reaksiyonlara ek olarak, konvansiyonel alaşımlara kıyasla aşırı düşük titanyum yoğunluğu döküm zorluğuna neden olabilir ve geleneksel bir kırık kol döküm makinesi tutarlı ve eksiksiz dökümler için yeterli merkezkaç kuvveti garanti edemez [45]. Titanyum ve alaşımları, mükemmel özellikleri nedeniyle biyomateryal olarak geliştirilmiştir. Protez olarak kullanımı için gereklilikler, insanlar daha uzun yaşadıkça ve spor ya da koşu sırasında daha fazla yaralanmalara veya karayolu trafiğinde ve diğer kazalarda ağır yaralanmalara maruz kaldıkça bu ihtitacı artmaya devam edilecektir. Hafif, güçlü ve tamamen biyouyumlu olan Titanyum, insan vücudundaki implantasyon gereksinimlerini doğal olarak karşılayan az sayıda malzemedendir.

Titanyum alaşımları, iyi yerel nokta kaynak kabiliyetinin ek avantajları, mekanik ve elektrokimyasal işlemlerle kolay şekillendirme ve son işlem avantajları nedeniyle biyomateryal uygulamalarda yaygın olarak kullanılmaktadır [46]. Titanyum, Alüminyum, demir ve Magnezyumun ardından dünyanın en bol bulunan dördüncü yapısal metaldir. Doğada temel durumunda değildir, TiO_2 veya $FeTiO_3$ olarak bulunur. Çeşitli işlemlerden geçirilerek saf hale getirilir. Bugün, her zamankinden daha fazla, titanyum alaşımı biyomateryal uygulamalarında önemli bir malzeme olarak kabul edilmektedir. Birçok çalışma, titanyumun maddi yönlerinin yanı sıra vücut fonksiyonlarının yerine koyulmasında kullanım potansiyelini de incelemiştir. Genel olarak, titanyumun uzun implantasyon süreleri boyunca istikrarlı olduğu ve korozyona karşı dirençli olduğu bilinmektedir [47]. Titanyumun metalik olmayan elementler için yüksek afinitesi nedeniyle, saf titanyumun rutilden (kırmızı) (TiO_2), en istikrarlı titanyum oksid veya

titanyum cevherlerinden elde edilmesi zordur. Mekanik özellikleri ve mükemmel korozyon direnci sayesinde biyomedikal uygulamalarda olduğu kadar, havacılık endüstrisinde titanyum ve alaşımları önemlidir.

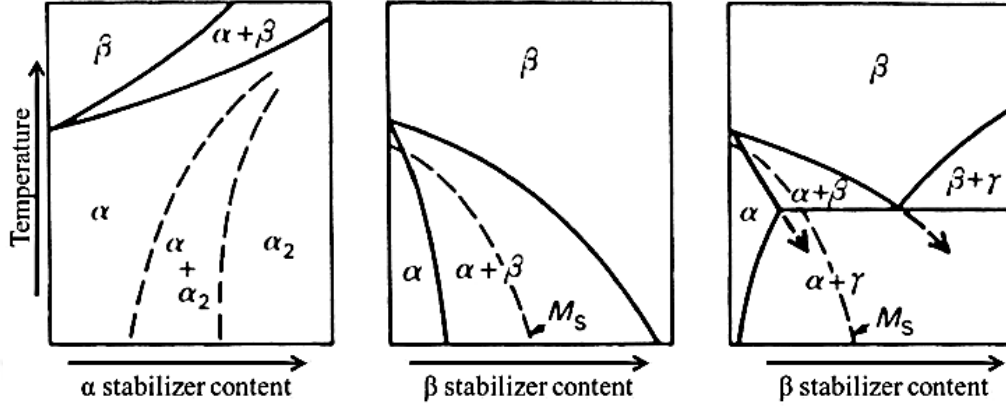
Titanyum alaşımları da kayda değer korozyon direncine sahiptir. Alüminyum alaşımları için koruma mekanizmasına benzer şekilde, geçirgen olmayan bir TiO_2 filmi, malzeme oksijen içeren bir atmosfere maruz kaldığında derhal taze bir yüzeyde oluşur. Bu tür Titanyum oksit filmi, HCL, H_2SO_4 veya kloridler gibi asitlere karşı bağışıklık kazanır (pasif). Koruyucu oksit filmi, oksijen veya nem varlığında kendini yenileyebilir. Saf titanyum, düşük sıcaklıklarda bir sıkı paket altıgen (h.c.p) yapıya sahiptir, ancak α/β dönüşüm sıcaklığında (yaklaşık 882 °C) vücut merkezli bir kübik (b.c.c) yapıya bir allotropik faz dönüşümüne uğrar. Faz dönüşümü, Ti'ye eklendiğinde belirli bir faz oluşturma eğilimlerine bağlı olarak α veya β stabilizatörleri veya nötr elementler olarak sınıflandırılabilen alaşım ilavelerinden güçlü bir şekilde etkilenebilir. Buna göre, titanyum alaşımları, α 'ya yakın (biraz α -fazlı), α/β (iki fazlı) ve β faz bileşenlerini içerebilir. h.c.p/b.c.c faz dönüşümü ve alaşım bileşenlerini ilave ederek faz bileşenlerini manipüle etme kabiliyeti nedeniyle, Titanyum alaşımları sadece katı çözelti kuvvetlendirmesiyle değil, aynı zamanda işlemde geçirme veya işlem sonrası ısıtma işlemleriyle de güçlendirilemez. Sonuç olarak, çeşitli faz konfigürasyonları çok çeşitli mekanik özelliklerden sorumludur. Daha önce kısaca bahsedildiği gibi, katkılanan alaşım elementleri Ti faz dönüşümlerini etkiler. Alaşım elementleri α/β transus sıcaklığını etkileyebilir ve bu nedenle α veya β -faz bölgesini teşvik eder veya korur. Alaşım elementleri daha önce tartışıldığı gibi α veya β faz stabilizatörü veya nötr olarak sınıflandırılabilir. Bu alaşımları destekleyen elementlerden bazıları Tablo 1.2'de verilmiştir [48-50].

Tablo 1.2. Titanyum alaşımları için α , β veya nötr stabilizatörler [47,48].

Tür	α -Stabilizatör	β -Stabilizatör	Nötr
Element	Al, O, N, C, Ga	Mo, W, V, Ta, Cu, Mn, Cr, Fe, Ni, Co, H	Zr, Sn, Si

Bu elementler, h.c.p/altıgen veya b.c.c/kübik merkezli yapısının titanyumun yapısında oluşturulmasına yönelik farklı eğilimler sergiler ve tutulan fazı değiştirebilirler. Buna karşılık, bazı elementler nötr yapıdadır veya faz stabilitesi üzerinde çok zayıf bir etkiye sahiptir, ancak başka fonksiyonlar sağlayabilirler. Örneğin, Zr ve Sn her iki fazı da güçlü bir şekilde desteklemese de, faz dönüşümünü geciktirir. Ayrıca, Zr ve Sn hem α hem de fazlarda yoğun katı çözünürlüğe sahiptir ve alaşımı güçlendirebilir [51]. Şekil 2.1 Ti'ye bir α veya β

stabilizatörü eklendiğinde α/β durum dönüşüm sıcaklık değişimini gösterir. Daha fazla α stabilizatörü ile α/β transus sıcaklığı artar ve α faz bölgesi bu nedenle ‘genleşir’. Tersine, daha fazla stabilizatörle, transus sıcaklığı azalır ve β fazı düşük sıcaklıklarda tutulabilir [51]. α/β faz stabilizatörlerinin α/β transus sıcaklığına etkisi şekil 2.1’de gösterilmiştir.



Şekil 1.1. α/β faz stabilizatörlerin α/β transus sıcaklığına etkisi [52].

Ti-6Al-4V alaşımı yapısında bulunan Vanadyumun olası toksisite etkisine karşı görece bir olumsuz rapor bildirilmiştir. Hücre üzerindeki toksit etki oranı/testi (Sitotoksitesite) açısından, vanadyum hem elementel halde hem de oksit olarak toksiktir [52]. V elementinin ve Al iyonlarının alaşımdan ayrılmasının nedeni olarak potansiyel olarak problemlidir. Bu, Alzheimer hastalığı, nöropati ve osteomalazi ile sonuçlanabilir [53].

Bu nedenle, özellikle biyomedikal alaşımlar için yeni nesil alaşımları tasarlarken ilaveleri dikkatlice düşünmek önemlidir. Bu alaşımlar Ti-6Al-7Nb ve Ti-6Al-4Mo olabilir. Bu alaşımlar, V yan elementlerinin insan yan etkileri üzerindeki toksisitesini ortadan kaldıran toksik elementler V yerine toksik olmayan Nb, Mo içerir. Ti-6Al-7Nb ($\alpha+\beta$) alaşımı, 1978 yılında İsviçre SULZER Medical Technology Company tarafından geliştirilmiştir. 1985'te klinik uygulamada cerrahi implantlar için iyi bir alaşımdır. Bundan 2 kat daha yüksek mukavemetli diş döküm malzemelerinden yapılır. Saf titanyumun, mekanik özellikleri Co-Cr alaşımlarından daha iyi ve bitmiş diş, Co-Cr alaşımından daha ince bir şekle ve daha hafif yoğunluğa sahiptir [54]. Her ne kadar Ti-6Al-7Nb ve Ti-6Al-4Mo alaşımları iyi biyoyumluluk ve korozyon direncine sahip olsalar da, hala sitotoksik element Al içerenler gibi hala birçok eksiklikler vardır. Bu yüzden α -faz duruma göre daha kararlı olan β -faz bölgesine alaşımı çekmek için Ti-6Al-6Nb-Ta ve Ti-6Al-2Nb-Ta alaşımları da çalışmada incelenecektir. Çünkü, β -titanyum alaşımları, sitotoksitesite olmayan, düşük elastik modül ve yüksek biyomekanik adaptasyon gibi avantajlar içerirler.

Titanyumun düşük sıcaklıktaki doğal hali kapalı paket kristal kafes yapısındadır (h.c.p) ve bu duruma α -faz hali denir. Titanyum metali ısıtıldığında 882°C 'de α -faz halinden hacim merkezli kübik kafes yapısına (b.c.c) geçer bu durum β -faz olarak adlandırılır. Bu iki yapıdaki fark, titanyumun elastik modülün sertliğini tanımlayan kompaktlık seviyeleridir. Bundan dolayı, titanyum alaşımlarının beta-stabilizasyonu, elastik modülü azaltmak için yaygın bir yöntemdir. Titanyum ve alaşımları genel olarak 3 ana fazda bulunabilir bunlar α -fazı, β -fazı ve $\alpha+\beta$ -fazı olarak sıralanabilir [55]. Bu fazların birbirine dönüşümü ile titanyum ve alaşımlarının özellikleri karakterize edilebilir. %(70-80) oranında en yüksek kullanım değerine sahip titanyum alaşımı $\alpha+\beta$ -fazına örnek olarak verilebilir. α -fazında kullanılan ve alfa stabilizatör elementler olarak bilinen elementler Al, O, N, Ga, Zr, ve Ge'dir. β -fazında kullanılan stabilizatörlere örnek olarak ise V, Mo, Cr, W, Nb, Ta, Ni, Co, Mn ve Cu verilebilir. Titanyum alaşımlarında Al katkısı alaşımın hafifliğini ve sünekliğini artırır. Ayrıca Al alaşımın α -faz bölgesini genişletip β -faz geçişini yükseltir. Al süper alaşımların gelişiminde kendini gösteren kritik sıcaklıkları değiştiren ya da hafifçe dönüştüren Titanyum alaşımlarındaki temel elementtir [56]. Bu yüzden Ti-Al alaşımı çok bileşenli süper Titanyum alaşımlarının keşfi için bir basamak olarak görülmektedir. Alaşıma eklenen Alüminyum miktarı arttıkça metalin dayanımı da artar ancak kritik değerden sonraki Al değeri son dayanım değerini artırmaz. Sonuç olarak en iyi Al katkı miktarı % 6-8 arasında ve $800-900^{\circ}\text{C}$ değerinde bir tavlama ile elde edilir.

1.3.1.2. Saf Kobalt ve Alaşımları

Stelite (Co-Mo-W) adı verilen Kobalt-Molibden-Tungsten alaşımı 20.yüzyılın başlarında geliştirilmiştir, yüksek sıcaklıkta daha iyi mukavemet ve iyi korozyon direnci ile bilinir. Bu alaşım 1930'larda "Vitalyum" adı ile biyomedikal uygulamalarda kullanılmaya başlanmıştır. Daha sonra bu alaşımın içeriği değiştirilerek kobalt-krom-molibden (Co-Cr-Mo) alaşımı, kobalt-nikel-krom-tungsten-demir (Co-Ni-Cr-W-Fe) alaşımı ve kobalt-nikel-krom-molibden (Co-Ni-Cr-Mo) alaşımı geliştirilmiştir. Vitalyum (Co-Cr-Mo) alaşımı uzun yıllardan beri dental uygulamalarda ve son zamanlarda yapay eklemlerin üretilmesinde kullanılmaktadır. Co-Ni-Mo alaşımı ise nispeten daha yeni bir implant olup fazla yük altındaki eklemlerde (diz ve kalça gibi) ve protezlerde kullanılmaktadır [57,58].

Kobalt-Krom alaşımlarının biyomedikal alanda kullanılması genelde Kobalt-Krom-Molibden esaslı olmakla beraber yüksek statik ve dinamik mukavemetleri sayesinde yük taşıyan kalça ve eklem implantlarında tercih edilmektedir. Kobalt ve krom %65 kobalta kadar katı ergiyik oluştururken, eklenen krom yapıyı daha mukavim kılar ve korozyon direncini artırır. Molibden ise tane küçültücü etki göstererek yapının mukavemetine ekstra katkı sağlar [59]. Uluslararası

Amerikan Test ve Materyalleri Topluluğu (ASTM) F75 döküm Co-Cr-Mo alaşımı genel olarak Vitallium ve Haynes 21 olarak bilinmektedir ve biyomedikal alanda uzun süredir kullanılmaktadır [60]. Bu alaşımın en temel özelliği yapısındaki yüksek krom oranı sayesinde sahip olduğu klor ortamındaki yüksek korozyon direncidir. Yüzeyde oluşan krom oksit tabakası (genelde Cr₂O₃) bu korozyon direncini sağlamaktadır [61]. Yapı olarak kobaltça zengin martix içerisinde dentritler arası ve tane sınırlarında M₂₃C₆ (buradaki M yerine; Kobalt, Krom veya Molibden gelebilmektedir) yapısında metal karbürler bulundurmaktadır. ASTM F75 alaşımı 1350-1450 °C lerde seramik kalıplara dökülerek femur başı üretiminde kullanılmaktadır [62].

ASTM F90 dövme Co-Cr-W-Ni alaşımı genel olarak Haynes 25 ve L-605 olarak bilinmektedir [63]. Yapıya tungsten ve nikel katılarak fabrikasyon sürecinde daha iyi işlenilebilirlik kazandırılmıştır. ASTM F90'ın mekanik özellikleri tavlama sonra ASTM F75 ile benzer olmasına rağmen %44 oranında soğuk işlem gördükten sonra mekanik özellikleri ASTM F75'in iki katına çıkmaktadır. Tavllanmış ve soğuk işlem görmüş ASTM F90 alaşımı arasındaki mekanik özellikler açısından bu farklılık deformasyon işleminin yapılışı sırasında büyük bir hassasiyet gerektirmektedir. Aksi durumda mekanik özelliklerdeki kontrol dışı değişim beklenmeyen olumsuz etkilere yol açmaktadır. ASTM F799 döküm Co-Cr-Mo alaşımı ASTM F75 ile benzer bileşime sahip olmasına rağmen döküm işlemi ardından yaklaşık 800 °C' de sıcak dövme uygulanması ASTM F75' den farklı yanadır [64]. Bu alaşım genel olarak termomekanik işlem görmüş Co-Cr-Mo olarak bilinmektedir. Yorulma dayanımı, akma ve çekme mukavemeti ASTM F75'in iki katı kadardır [12]. ASTM F562 dövme Co-Ni-Cr-Mo alaşımı MP35N olarak bilinmekle beraber ilk olarak havacılık sektöründe kullanılmak üzere geliştirilmiştir. Yüksek mukavemet, yüksek süneklik ve yüksek korozyon direnci gösteren bu malzemede mukavemetlendirme mekanizması soğuk işlem ile yüksek oranlı kobalt matrixin kristal yapısının bazı bölgelerde değiştirilmesidir. Sistemin iki farklı kristal yapı içermesi dislokasyon hareketini engellemekte ve mukavemet artışını getirmektedir. Bu dört Co-Cr temelli alaşımdan döküm CoCrMo alaşımı ve dövme CoNiCrMo alaşımı günümüzde implant malzemesi olarak en yaygın kullanılanlarıdır. Co-Cr alaşımları paslanmaz çelikler ile karşılaştırıldıklarında daha yüksek mukavemet, sertlik ve yorulma direnci; daha düşük süneklik, tokluk ve talaşlı şekillendirebilirlik gösterirler.

Maliyet açısından karşılaştırıldıklarında ise kobalt-krom alaşımları paslanmaz çeliklere nazaran oldukça pahalıdır. Kobalt-krom alaşımlarının elastisite modülü 220-253 GPa aralığında olmakla beraber paslanmaz çeliğinkinden yüksektir [65]. Özellikle kalça eklemlerinde görülen metal-metal temasında sertlik ve toklukları nedeniyle aşınma konusunda gösterdikleri direnç

bu alaşımların önemli avantajlarıdır. Yük taşıma kabiliyeti, yüksek aşınma direnci ve görece düşük üretim maliyetine sahip olmasına rağmen kobalt-krom alaşımları osteointegrasyon bakımından düşük bir seviyededir ve biyoinert olarak lanse edilir. Biyomalzeme olarak kullanılacak bir ürünün osteointegrasyon bakımından düşük seviyede olması kısıtlayıcı bir etkindir. Bu sebepten literatürde başta yüzey modifikasyonları olmak üzere kobalt kromun alaşımı yüzeyini biyoaktif hale getirmek amacı ile yapılan çalışmalar bulunmaktadır. R. Martinez ve arkadaşları ASTM F75 standartlı Co-Cr alaşımının yüzeyini biyoaktif hale getirmek için farklı bileşenlere sahip cam-seramikler ile ısıtılma yolu ile etkileşime sokmuş ve biyoaktivite yönünden en uygun olan çözelti bileşimini tespit etmişlerdir. **Vuong-Hung Pham ve arkadaşları** Co-Cr alaşımın yüzeyini DC sputtering methodu ile tantalum kaplayarak biyoaktivitesini arttırırken mekanik özelliklerinede katkı yapacağı öngörüsünden yola çıkarak bir çalışma yapmış ve tantalum kaplamanın Co-Cr alaşımının biyoaktivitesini arttırdığını görmüşlerdir [66].

Yüksek derecede korozyon direncine sahip kobalt bazlı alaşımları aynı zamanda üstün yorulma ve kırılma direncine de sahiptirler. Kobalt bazlı alaşımlar genel olarak oda sıcaklığında da bulunan denge matrisi sıkı paket altıgen yapıda (fcc) yapıda bulunurlar. Fakat ısıtılınca yüksek sıcaklıklarda bazı kafes yapıları yüzey merkezli kübik (hcp) yapılara dönüşür [67].

1.3.1.3. Paslanmaz Çelikler

Kemik kırığı plakalarını ve vidalarını inşa etmek için kullanılan “Sherman Vanadyum Çeliği”, özellikle insan kullanımı için tasarlanmış ilk metaldir [68]. Yetersiz korozyon direnci nedeniyle Vanadyum çeliği implantlarda artık kullanılmamaktadır. Yüksek korozyon direncinden ötürü, östenitik paslanmaz çelikler (özellikle 316 ve 316L tipleri) birçok endüstriyel uygulamada kullanılmaktadır. Soğuk işlem ve ısıtılma ile bu çelikleri sertleştirilebilir. Bu paslanmaz çelik grubu mıknatıs özelliğine sahip değildir ancak diğerlerinden daha iyi korozyon direnci içerir. Sonuçlar, geniş kapsamlı mevcut özelliklerin ısıtılma veya soğuk çalışmaya bağlı olduğunu gösterebilir. 316L paslanmaz çelikler vücudun içinde belirli koşullar altında, örneğin çok stresli ve oksijeni az kalmış bir bölgede paslanabilmektedir [69]. Bununla birlikte, eski bir paslanmaz çelik uygulaması insan vücudu için tıbbi cihazlar üretmektedir.

Yapay eklemler ve özellikle son on yılda, vasküler stentler ve nöral implantlar bu cihazlar arasında olmuştur. Bu tür stentleri üretmek için, ticari implant BioDur®316LS1 özel olarak kullanılmıştır. Bu stent, kan plazma ortamlarında etkili mekanik ve korozyon özelliklerine sahip olmalıdır [70]. İnsan vücuduna yerleştirilir yerleştirilmez, Paslanmaz çelik implantlar x-ışınlarına neredeyse radyoaktif olabilir. Radyoaktiviteyi arttırmak için implantlara uygulanan

altın, platin veya tantal kaplamalar, (İmplant radyopakitesini arttırmak için yeni bir yöntem) paslanmaz çelik alaşımın bileşiminde değişiklik yapmaktır. Bu yöntem, platin gibi değerli metallerin paslanmaz çelik ile alaşımlanmasını içerir. Paslanmaz çeliğin radyopaklığı ve iletkenliği bu gibi platin ilavesiyle geliştirilebilir, nihayet tıbbi uygulamalar için yeni bir paslanmaz çelik sınıfı ile sonuçlanır [71].

Bununla birlikte, mekanik özelliklerde veya implantların korozyon direncinde önemli bir azalma olmadan, böyle bir alaşımlamanın yapılabileceği gösterilmelidir. Metal ilavelerinin paslanmaz çeliklerin korozyon performansına etkisi üzerine çeşitli çalışmalar yapılmıştır. Bazı kanıtlar, soy metallerin değiştirilmiş çeliklerinin, korozyon kırılmasının strese karşı daha duyarlı olduğunu göstermektedir. Özel dereceye, bileşime ve uygulamaya göre, paslanmaz çelikler çok sayıda alaşım elementi içerir. Y, Ce, La, Er, Pt, V gibi yüksek oksijen afinitesi ile ilgili elementlerin ve diğer nadir toprak elementlerinin çeliklere az miktarda eklenmesinin korozyona neden olabileceği iyi bilinmektedir. Ayrıca, yeni araştırmalar paslanmaz çelik alaşımlarını korozyona karşı korumak için en pratik yöntemlerden birinin koruyucu kaplamalar kullandığını göstermiştir [72,73].

1.4. Saf Titanyum/Kobalt ve Alaşımlarının Korozyon Davranışları

Metaller ve alaşımlar, vücudun agresif doku sıvısına maruz kaldıklarında elektrokimyasal saldırılarla bozunmaya uğrarlar. İnsan vücudundaki girişken sulu ortam, klorür, fosfat ve bikarbonat iyonları gibi çeşitli anyonları içerir. Katodik ve anodik reaksiyonlar nedeniyle, alaşımın metalik bileşenleri iyonlarına oksitlenir ve çözünmüş oksijen hidroksit iyonlarına indirgenir. Korozyona dayanıklı metalik implantlar pasif haldedir. Pasif metaller yüzeylerinde iyon salınımını ayıran ince, kompakt bir oksit katmanına sahiptir. Bu salıverme vücutta alerjik ve toksik reaksiyonlara neden olabilir [74,75].

Titanyum, yüzeyinde istikrarlı kendini koruyan oksit tabakasının hızlı oluşumu nedeniyle mükemmel korozyon direncini elde eder. Bu katman çoğunlukla TiO_2 'den oluşur. İmplant materyallerinin yüzey oksit filmi kırıldığında ve altındaki metali açığa çıkardığında, korozyon ilerler ve yeni film yenilenmediği sürece metal iyonları sürekli olarak salınır. Oksit film reformasyonu veya yeniden pasifleştirme için gereken süre, çeşitli malzemeler için farklıdır [76]. Biyouyumluluk özeliği ile bilinen Co-bazlı metalik alaşımlar korozyon, sıcaklığa karşı gösterdiği yüksek etki ve iyi aşınma direnci ile bilinirler. Genel olarak döküm yöntemi ile elde edilen Co-bazlı alaşımlar, medikal alanda ilk önce diş implantı olarak kullanılarak girmiştir. Bunun akabinde vücut ortamında yapılan birçok mekanik ve dinamik test, Co-bazlı alaşımların biyouyumlu olduğunu ve biyoimplantlar olarak kullanılabileceğini göstermiştir [77,78]. Co-

bazlı alaşımlar Cr ilavesi ile dayanımı artırılmakta ayrıca Mo ilavesi ile de mekanik özelliklerinde iyileşme gösteren ince taneli bir yapı elde edilmektedir. Başlıca Co-Cr ve Co-Cr-Mo dişçilikte, yeni geliştirilen yapay eklemlerde, kalça ve diz eklemlerinde protez sapı malzemesi olarak kullanılmaktadırlar. Co-bazlı alaşımların en temel özelliği yapısındaki yüksek krom oranı sayesinde sahip olduğu klor ortamındaki yüksek korozyon direncidir. Yüzeyde oluşan krom oksit tabakası (genelde Cr_2O_3) Co-bazlı alaşımların temel korozyon direncini sağlayan öğedir [79].

1.5. Toz Metalurjisi

Toz metalürjisi (TM), farklı boyut ve şekillere sahip tozların, sağlam, hassas ve yüksek performanslı parçalara dönüştürülmesi aşamalarını kapsayan oldukça geniş kapsamlı bir malzeme üretim yöntemidir. Toz metalürjisi üretim aşamasında; karıştırılmış veya ön ısıtma ile alaşım haline getirilen tozlar bir kalıba doldurulur ve belirli bir presleme basıncı uygulanarak istenen boyutlarda preslenir [80]. Daha sonra elde edilen bu ham numuneler atmosfer kontrollü bir fırında sinterleme yolu ile preslenmiş olan bu metal tozların ısı kaynaşması sağlanır. TM üretim yöntemi ile kontrol edilebilir gözenekli yapıya sahip metaller de seri olarak üretilebilir. Bu üretim yöntemi genel olarak uygun karışım oranlarına sahip metal tozlarının bir karıştırıcı ile karıştırılması ve ardından bir kalıp içerisine preslenmesi esasına dayanır [81,82]. Bu numuneler daha sonra uygun asal gaz korumalı ortamında ve istenen sıcaklıkta sinterlenerek metal alaşımlar elde edilir.

Toz metalürjisi yöntemi kullanılarak elde edilecek numunelerin en önemli safhalarından bir tanesi sinterleme işlemidir. Sinterleme işlemi, ergime sıcaklığının altında ve genellikle malzemenin oksitlenebilme ihtimalinden dolayı koruyucu argon gazı ortamında gerçekleştirilir. Sinterleme işleminde, ısıtılmış numunenin korozyondan korunması amacıyla atmosferle ilgisi kesilmiş fırın içerisinde bazı yağlayıcılardan temizlenmesi için kimi zaman ön ısıtmaya tabi tutulur. Oksit indirgenme işleminin ardından fırının sıcak bölgesinde sinterleme işlemi gerçekleştirilir [83]. Daha sonra fırından çıkan sinterlenmiş parça soğumaya bırakılır. Sinterleme işlemi kimi zaman istenen malzemenin özelliklerine göre geleneksel yöntemlerde kullanılmaktadır.

Sinterleme işlemi, ısınan metal parçacıkların birbirine bağlanmasını sağlayarak önemli ölçüde mukavemet artışına ve özelliklerin değişimine sebep olan bir ısıtma işlemidir. Sinterleme konusu, toz metalurjisinin en karmaşık ve en kapsamlı konusudur. Sinterleme işlemi aynı zamanda, ham numuneyi yüksek performanslı parçalara dönüştürdüğünden dolayı toz

metalürjisinde uygulanan en önemli tekniklerinden bir tanesidir. Sinterleme sırasında polimer ve yağlayıcıların yakılması, parçacıklar arası bağlama, boyut değişimi ve mikro yapıda önemli miktarda farklılaşma meydana gelir. Sinterleme süresince, birbirine temas eden metal parçacıklar yüksek sıcaklıklarda birbirine daha kuvvetli şekilde bağlanmasını sağlar. Bu bağlanma olayında, ergime sıcaklığının altında çoğu zaman katı halde atom hareketleriyle gerçekleşebilir. Bazen de, sıvı faz oluşumu ile birlikte gerçekleşebilir. Bağlanma olayında kimi zaman, temas eden parçacıklar arasında boyun oluşmasıyla sonuçlanabilir Toz metalurjisi ile numune üretim yöntemleri; kendiliğinden ilerleyen yüksek sıcaklık sentezi (SHS), metal enjeksiyon kalıplama (MIM), sıcak izostatik presleme (HIP) ve kıvılcım plazma sinterleme (SPS) gibi birçok yöntem vardır. Toz metalürjisi (TM) teknolojisi küçük, karmaşık yapılı ve boyutsal hassasiyeti yüksek parçaların seri imalatına uygun olmasından dolayı yoğun bir şekilde birçok alanda kullanılmaktadır [84,86].

Bazı metallerin ergime sıcaklığının oldukça yüksek olması ve bu sıcaklıklara ulaşmanın yarattığı zorluk nedeniyle malzemeye ait bazı özelliklerin ancak TM ile sağlanabilmesi kaçınılmaz olmuştur. Süper alaşım ve sert metaller gibi önemli bazı malzemelerin bu yöntem ile üretilmesi ancak toz metalurjisi ile olmaktadır. Çok sayıda malzeme üretim yöntemi olmasına rağmen söz konusu bu yöntemin uygulanabilirliği, boyut kontrolü ve şekil karmaşıklığı TM yönteminin göstermiş olduğu üstün özelliklerden sadece birkaç tanesidir [87]. Geleneksel sinterleme yöntemi metal tozlarının bir kalıp içinde preslenmesi ve daha sonra erime noktasına yakın sıcaklıklara kadar ısıtılarak yapılan bir işlemdir. Yüksek sıcaklıklarda metal tozları sert bir kompakt oluşturmak için argon gazı korumalı fırın içerisinde istenen özelliklerin durumuna göre yeterince tutulur. Geleneksel sinterleme işlemi sırasında gözeneklilik kontrol etmek ve gözenek oranını ayarlamak mümkün olmaktadır [88]. Metalik parçacıkların mukavemetini arttırmak için ve tozların arasında oluşturulan bağı güçlendirmek için ısıtma işlemi uygulanır. Bu işlem kullanılan metalin erime sıcaklığının %70-90 aralığında yapılır. Sinterleme işlemi esnasında gözenek boyutu karıştırılan tozların özelliklerine göre değişkenlik göstermekle birlikte çoğunlukla azaldığından büzülme meydana gelir ve gözenek oranı azalır. Yapılacak bu çalışmanın önemli ayrıntılarından biri de asal gaz atmosferi yerine Toz metalürjisi ile üretilen numunelerin kuvars tüplerde vakumlanarak sinterlenecek olmasıdır.

2.0 MALZEMELER VE DETAYI

2.1. SafTitanyum/Kobalt ve Alaşımlarının Toz Metalürjisi Yöntemi ile Üretilmesi

Toz metalürjisi, farklı boyut ve şekillere sahip metal tozlarının, sağlam, hassas ve yüksek performanslı parçalara dönüştürülmesi aşamalarını kapsayan oldukça geniş kapsamlı bir malzeme üretim yöntemidir. Bu işlem sırasında; karıştırılmış veya ön ısıtma ile alaşım haline getirilen tozlar bir kalıba doldurulur ve belirli bir presleme basıncı uygulanarak istenen şekilde preslenir. Daha sonra elde edilen bu ham numuneler atmosfer kontrollü bir fırında sinterleme yolu ile preslenmiş olan bu metal tozların ısıl bağlanması sağlanır.

Toz metalürjisi üretim tekniklerinden yararlanılarak bu çalışmada saf titanyum/kobalt ve alaşımları üretilmiştir. Saf titanyum/kobalt ve titanyum alaşımlarını üretmek için geleneksel yöntemlerde kullanılan atmosfer kontrolü yerine metaller oksijenden vakumlanmış kuarz tüplerin içerisinde üretilmişlerdir. Kobalt alaşımlarını üretmek için ise Toz metalürjisi üretim yöntemlerinden yenilikçi bir yöntem olarak karşımıza çıkmakta olan seçici lazer ergitme (SLM) yöntemi kullanılmıştır. Bu yöntem metal tozlarının yüksek yoğunluklu lazer ışığı altında ergitilerek üst üste katmanlanarak oluşturulduğu bir yenilikçi üretim metodudur. SLM yöntemi katmanlı üretim teknikleri arasında teorik değerlere en yakın sonucu veren üretim yöntemi olduğu için seçilmiştir. Bu çalışmada saf titanyum ve alaşımları için üretimi hedeflenen alaşımlarda kullanılan metal tozları (Ti, Al, Nb, Mo, Ta, Co, V, HA) firmasından (Nanografi Nanotechnology) elde edilmiştir. Deneysel çalışmada kullanılan tozların karakteristik özellikleri aşağıda verilmiş ve Şekil 2.1’de gösterilmiştir.

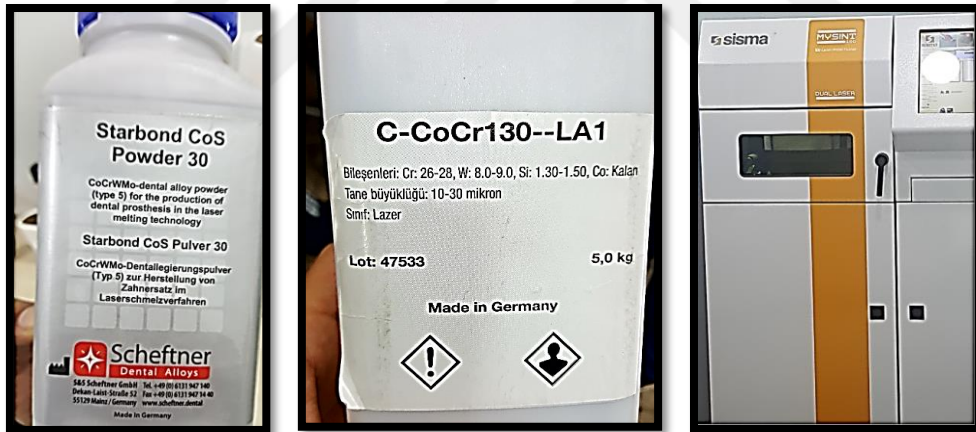
- Titanyum (saflık %99,4 149 Mikron).
- Kobalt (saflık %99,5 37 Mikron).
- Niyobyum (saflık %99,8 44 Mikron).
- Vanadyum (saflık %99,5 44 Mikron).
- Molibden (saflık %99,5 149 Mikron).
- Tantalum (saflık %99,9 44 Mikron)
- Alüminyum (saflık %99,5 44 Mikron).



Şekil 2.1. Deneyisel Çalışmada Kullanılan Metal Tozları.

Toz metalürjisi üretim teknikleri kullanılarak üretilen kobalt alaşımları için metal tozları ve SLM üretim ünitesi Şekil 2.2’de verilmiştir. Bu tozların temin edildiği firma ve tozların boyutu aşağıda sıralanmaktadır.

- Kobalt (safılık %99,5 37 Mikron) Nanografi Nanotechnology.
- Co-Cr-Mo-W-Si ISO 9693-1 Scheftner Dental Alloys 30 Mikron.
- Co-Cr-W-Si Mediloy S-Co Bego 30 Mikron.



Şekil 2.2. Kobalt Alaşımları için Kullanılan Tozlar ve SLM Üretim Ünitesi.

Deneyisel çalışma için üretilmesi hedeflenen numuneler 5 gram numune temel alınarak hazırlanmıştır. Toplam ağırlığı belirlendikten sonra kimyasal kompozisyonu çıkarılan saf titanyum ve %(5/10) HA katkılı titanyum alaşımları Tablo 2.1’de verilmiştir.

Tablo 2.1. Saf-Ti ve %(5/10) HA-Katkılı Ti-Alaşımları.

Element	Titanyum	%5HA+Ti	%10HA+Ti	Sinterleme Sıcaklığı	Adet
Wt (%)	100	0	0	900 °C, 1000 °C, 1150 °C	3
Wt (%)	95	5	0	900 °C, 1000 °C, 1150 °C	3
Wt (%)	100	0	10	900 °C, 1000 °C, 1150 °C	3

Tablo 2.2’de verilen titanyum alaşımları Ti-6Al-4V, Ti-6Al-7Nb ve Ti-6Al-4Mo bir grup olarak Ti-6Al-4V alaşımının olası toksisite özelliği için önerilmişken; Ti-6Al-2Nb-Ta ve Ti-6Al-6Nb-Ta çalışmada üretilen saf Ti ve titanyum alaşımlarına karşın β -faz bölgesini yükseltmek için kullanılmıştır.

Tablo 2.2. $\alpha+\beta$ ve β -Ti Alaşımlarının Kimyasal Formülleri.

Element	Ti	Al	V	Mo	Nb	Ta	Kimyasal formül
Wt (%)	90	6	4	-	-	-	Ti-6Al-4V
Wt (%)	90	6	-	4	-	-	Ti-6Al-4Mo
Wt (%)	87	6	-	-	7	-	Ti-6Al-7Nb
Wt (%)	87	6	-	-	6	1	Ti-6Al-6Nb-Ta
Wt (%)	91	6	-	-	2	1	Ti-6Al-2Nb-Ta

Tablo 2.3’te deneysel çalışmada verilmiş olan saf kobalt ve alaşımlarının kimyasal kompozisyonu ve ağırlıkça oranları verilmiştir.

Tablo 2.3. Saf-kobalt ve alaşımlarının kimyasal formülleri.

Element	Kobalt	Krom	Molibden	Volfram	Silisyum	Kimyasal formül
Wt (%)	100	-	-	-	-	saf-Co
Wt (%)	63-65	26-28	-	8-9	1,30-1,50	Co-Cr-W-Si
Wt (%)	59	25	3,5	9,5	1	Co-Cr-Mo-W-Si

Ağırlıkça yüzdeleri belirlenen ve kimyasal kompozisyonları çıkarılan alaşımlar (Pascal L9FS Ball-Milling) isimli öğütücüde zirkon taşlar ile 2 saat öğütme ve karıştırma işlemine tabi tutulmuştur. Bu işlem için kullanılan cihaz Şekil 2.3’te gösterilmiştir.



Şekil 2.3. Deneysel Çalışmada Kullanılan Pascal L9FS Öğütücü.

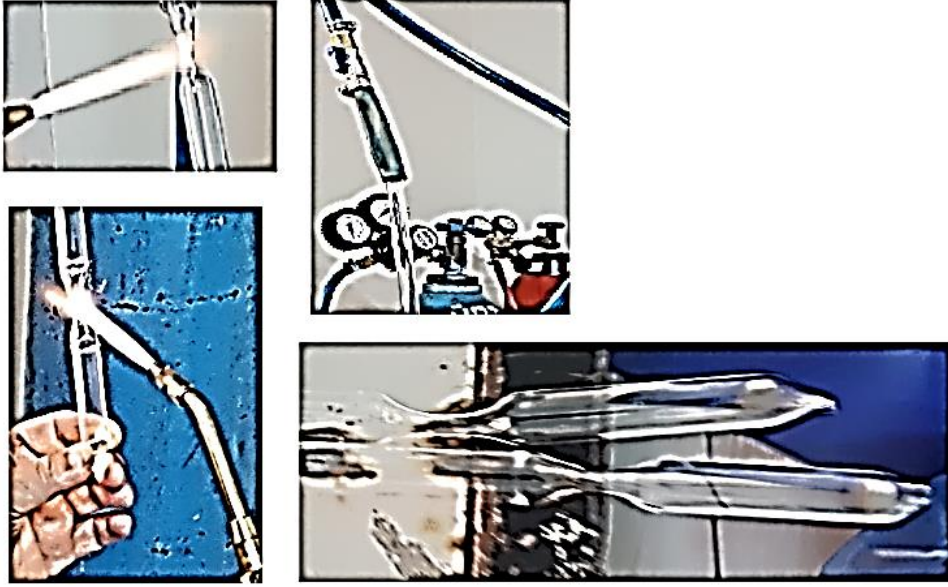
Daha sonra tozlar 11 mm çaplı bir dairesel baskı kalıbı içerisine alınmış ve ardından yüksek basınç kontrolü hassasiyetli bir hidrolik preste 10 dakika süre ile 20 MPa basınçta preslenmiştir. Bu işlem için kullanılan baskı kalıbı Şekil 2.4’de gösterilmiştir.



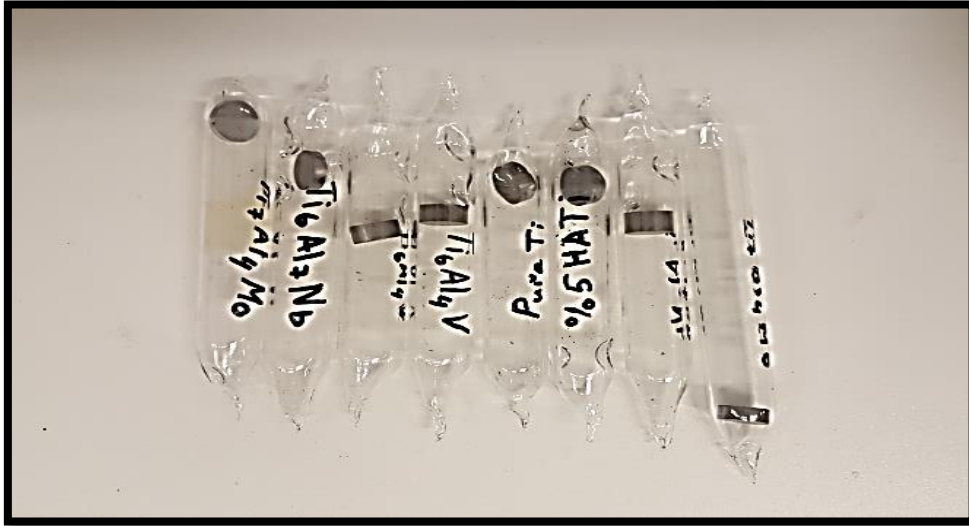
Şekil 2.4. Metal Tozlarının Preslenmesi için Kullanılan 11 mm Çaplı Baskı Kalıbı.

Toz metalürjisi geleneksel üretim yöntemlerine göre uygun maliyetli bir üretim yöntemidir. Sinterleme işlemi sırasında inert gaz atmosferinde üretim toz metalürjisinin olmazsa olmazıdır. Kullanılan asal gazlar malzemenin karakteristik özelliklerine göre değişiklik göstermektedir. Örneğin Titanyum ve alaşımları için yüksek saflıkta argon ve helyum gazı kullanılırken, Co ve alaşımları için nitrojen kullanılmaktadır. Titanyumun oksijen, hidrojen ve azota karşı oldukça yüksek afinitesi vardır. Bu nedenle üretim işlemi asal gaz ortamında yapılır. Hatta çoğu deneysel uygulamada titanyumu korumak için vakum sinterlemesi ve asal gaz birlikte kullanılırlar. Yapılan bu çalışmada pahalı vakum fırınlar ve yüksek saflıkta asal gaz ihtiyacını karşılayabileceğini düşündüğümüz bir yöntem önerilmiştir. Buna göre hazırlanan numuneler vakumlu kuarz tüplere alınarak sinterlenmesi öngörülmektedir. Preslenen numuneler ayrı ayrı

kuvars tüplerin içerisine alınmıştır, kuvars tüplerin açık ucu bir hortum yardımı ile vakuma alındıktan sonra uygun bir mesafeden taşınabilir bir hidrojen oksijen kaynağı yardımı ile tüp ergitilerek diğer ucu da kapalı olacak şekilde kesilmiştir. Şekil 2.5’de Preslenmiş metal tozlarının sinterleme öncesi Vakumlu kuarz tüplere kapatma işlem basamakları gösterilmiştir.

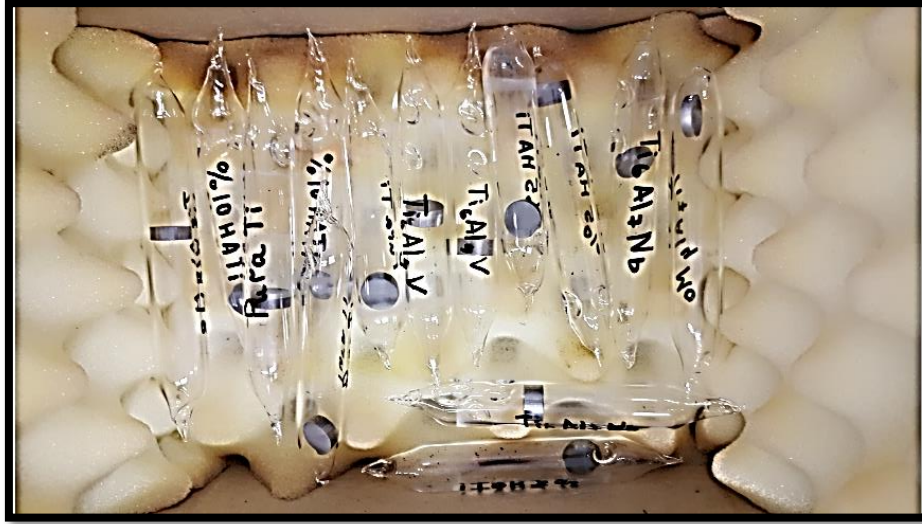


Şekil 2.5. Numunelerin Vakumlanmış Kuars Tüplere Kapatılması İşlem Adımları.

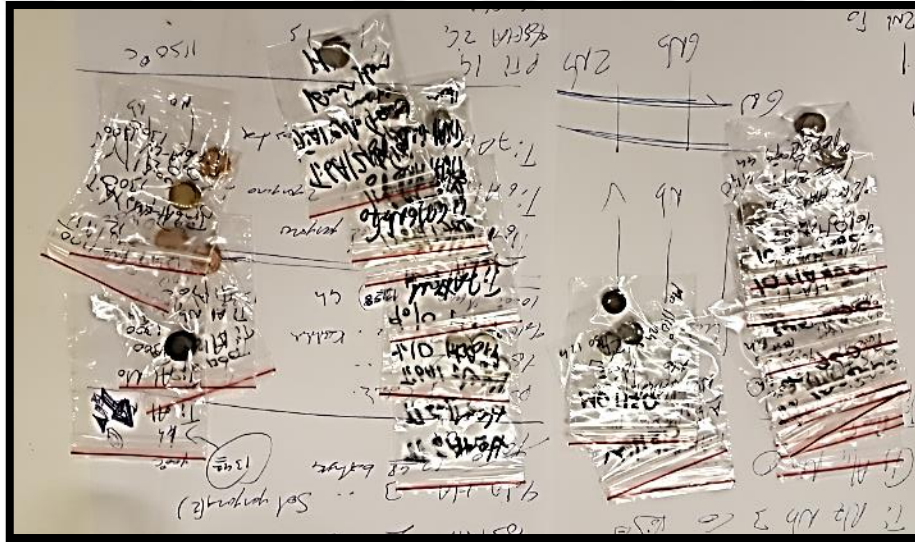


Şekil 2.6. Vakumlanarak Kapatılmış Kuars Tüpler.

Şekil 2.6’da Hidrojen kaynağı yardımı ile kapatılmış kuars tüpler verilmiştir. Kuars tüplerin kırılganlığı ve hassaslığı yüzünden numunelerin muhafaza edildiği özel kap Şekil 2.7’de verilmiştir. Şekil 2.8’de üretimden sonra tüm numuneler etiketlenerek oksitlenmemesi için havası alınmış bir poşette muhafaza edilmiştir.



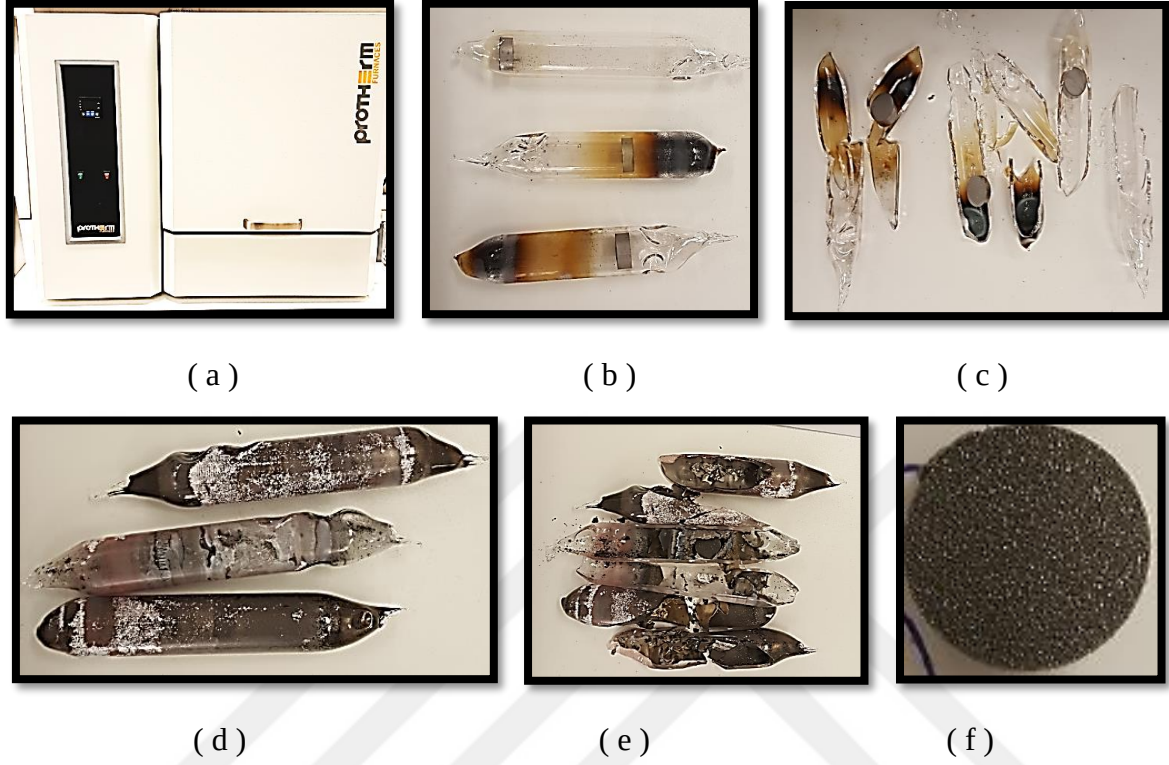
Şekil 2.7. Kuarz Tüplere Kapatılmış tüm Numuneler Koruma Haznesi.



Şekil 2.8. Üretilmiş ve Etiketlenmiş tüm Numuneler.

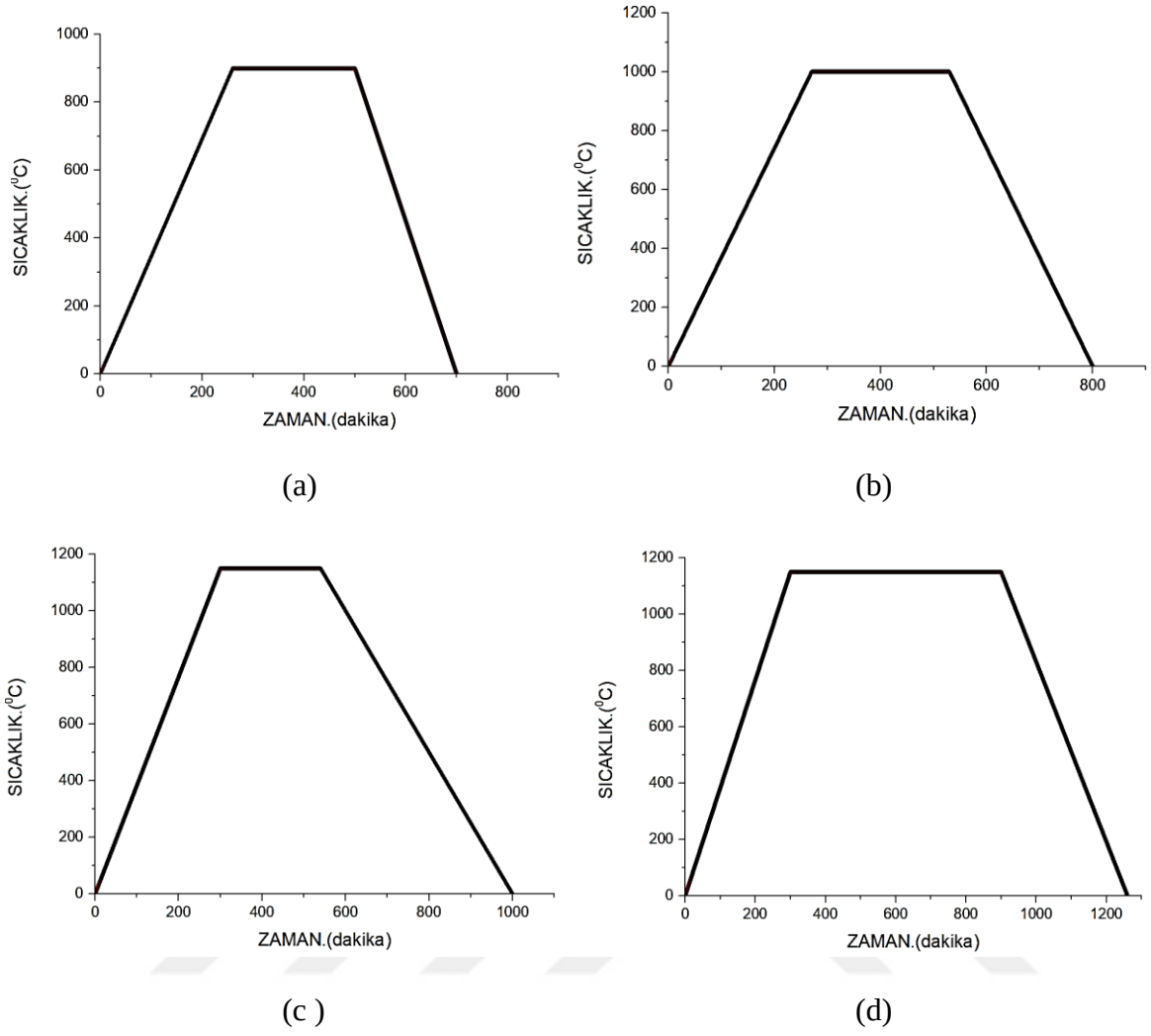
Numunelerin oksijenden vakumlanarak kuarz tüplere kapatılması işleminden sonra artık numuneler asal bir gaz atmosferine ihtiyaç duymaksızın sinterlenmeye tabi tutulmuştur. Sinterleme işlemi Şekil 2.9 (a) verilen Protherm firmasının üretmiş olduğu **Chamber fırın** kullanılmıştır. (b) Üretimi gerçekleştirilmiş ve henüz fırından alınmış 3 adet numune verilmiştir. Tüplerin üretim aşamasından sonra da sağlam olduğu görülmektedir, bundan dolayı üretilen numuneler oksijenle temas etmeden üretilmesi başarılmıştır. (c) üretim aşamasından sonra oda sıcaklığına kadar soğutulan tüpler kırılarak numuneler muhafaza edilir, (f) tüplerden henüz alınmış bir adet numunenin resmi verilmiştir. (d) ve (b) Tüpün içindeki kirlilik oldukça göze çarpmaktadır. Kuarz tüpler başlangıçta oksijenden vakumlanarak kapatılmıştı. Bu yüzden saf numunelerde (b) tüpün yüzeyi oldukça temiz kalmıştır. (d) Fakat numune HA katkılı olduğu

için yapısından çıkan gazlar kirliliğe sebep olmuştur. Deneysel uygulamalarda gazların yoğunluğu tüpleri kırar ve üretimi zorlaştırır. Fakat bu çalışmada yapılan hassas çalışma tüplerin sağlam kaldığı ve üretime engel olmadığı görülmüştür.

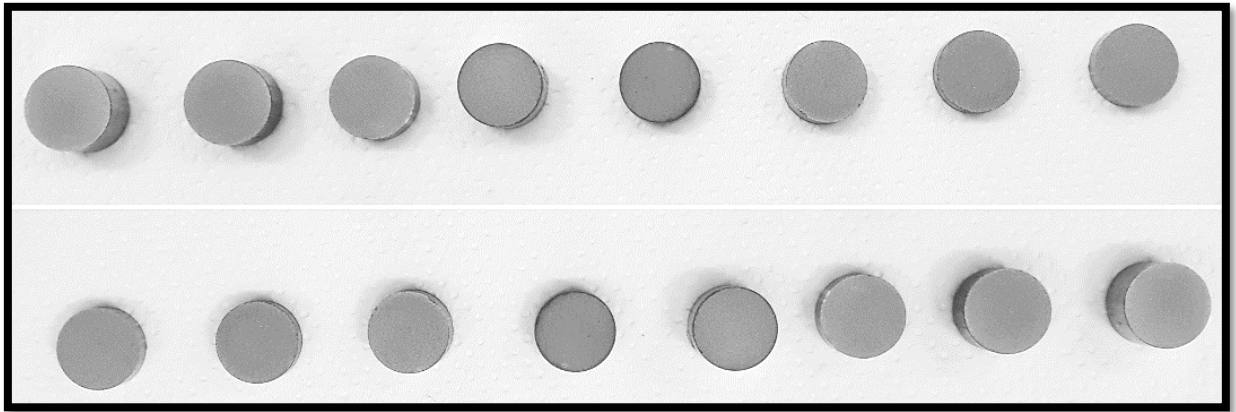


Şekil 2.9. Deneysel Çalışmada Sinterleme Fırını ve Sinterleme Sonrası Kuarz Tüpleri, **(a, d)** Alaşımları sinterlemek için kullanılan fırın, **(b)** Sinterlendikten sonra kuvarz tüpler, **(c, e)** Kuvarz tüpler kırılarak numuneler alınır, **(f)** Üretim işlemi bitmiş titanyum alaşımı.

Saf titanyum sırasıyla (900; 1000; 1150) °C’de 4 saat süre ile sinterlenerek 3 adet üretilmiştir. %5 HA katkılı saf titanyum sırasıyla (900; 1000; 1150) °C’de 4 saat süre ile sinterlenerek 3 adet numune numune üretilmiştir. %10 HA katkılı saf titanyum sırasıyla (900; 1000; 1150) °C’de 4 saat süre ile sinterlenerek 3 adet numune üretilmiştir. Ti-6Al-6Nb-Ta, Ti-6Al-2Nb-Ta, Ti-6Al-7Nb, Ti-6Al-4Mo ve Ti-6Al-4V 12 saat sinterlenerek birer adet numune üretilmiştir. Bu üretim işlemleri sırasında kullanılan sinterleme fırınına ait sıcaklık zaman eğrileri Şekil 2.11’de verilmiştir. Şekil 2.10 (a) 900 °C, 4 saat süre ile sinterlenen numunelerin sıcaklık zaman eğrisi verilmiştir, (b) 1000 °C, 4 saat süre ile sinterlenen numunelerin sıcaklık zaman eğrisi verilmiştir, (c) 1150 °C, 4 saat süre ile sinterlenen numunelerin sıcaklık zaman eğrisi verilmiştir ve (d) 1150 °C, 12 saat süre ile sinterlenen numunelerin sıcaklık zaman eğrisi verilmiştir.



Şekil 2.10. Numunelerin Sıcaklık-Zaman Eğrileri.



Şekil 2.11. Deneysel Çalışma da TM ile Üretilmiş Saf-Titanyum ve Alaşımları.

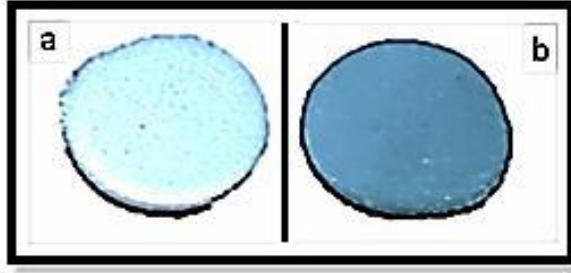
Şekil 2.11’de bu çalışmada 3 adet saf titanyum (900 °C, 1000 °C ve 1150 °C), 3 adet %5 HA (900 °C, 1000 °C ve 1150 °C), katkılı titanyum alaşımı, 3adet %10 HA (900 °C, 1000 °C ve

1150 °C), katkılı titanyum alaşımı ve Ti-6Al-4V, Ti-6Al-4Mo, Ti-6Al-7Nb, Ti-6Al-6Nb-Ta, Ti-6Al-2Nb-Ta (1150 °C, 12 saat) üretilmiştir. .

Bu çalışmada mekanik ve mikro yapıları Titanyum alaşımları ile karşılaştırılmak için seçilmiş saf kobalt Şekil 2.14 ve alaşımları Şekil 2,12 Co-Cr-W-Mo-Si ve (2,13) Co-Cr-W-Si'dir.



Şekil 2.12. a-) Tav-Co-Cr-W-Mo-Si Alaşımı, b-) Co-Cr-W-Mo-Si Alaşımı.



Şekil 2.13. a-) Tav-Co-Cr-W-Si Alaşımı, b-) Co-Cr-W-Si Alaşımı.



Şekil 2.14. TM ile Üretilmiş Saf-Kobalt.

Toz metalürjisi üretim yöntemlerinde mikroyapısal özellik en önemli etmendir. Mikroyapısal özellikler, oksijen içeriği, gözeneklilik ve tane büyüklüğüne bağlı olmalarına göre analiz edilirler. Bu nedenle vakumlu kuvars tüplerde üretilen numuneler yukarıda sayılan kıstaslara göre değerlendirilecektir. Bundan sonraki bölümlerde yapılan analizlerde bu değerlendirmeler verilecektir.

3. DENEYSEL TEKNİKLER

Saf titanyum/kobalt ve bunların alaşımlarının hazırlanması ve karakterizasyonu için 6 teknik kullanılmıştır bunlar; Örneklerin kuarz tüplere kapatılarak sinterlenmesi, XRD ölçüm tekniği, Numunelerden SEM/EDX alınması, elektrokimyasal korozyon testi, mikro sertlik ölçümü ve son olarak yoğunluk ölçümü yapılmıştır. Üretilmiş deneysel numunelerinde uygulanan testler karşılaştırılmalı sonuçları ile birlikte aşağıda verilmiştir. Bunların başlıcaları; örneklerin kuarz tüplere kapatılarak sinterlenmesi, XRD ölçüm tekniği, Numunelerden SEM/ EDX ve XRD alınması, elektrokimyasal korozyon testi, mikro sertlik ölçümü ve son olarak yoğunluk ölçümü yapılmıştır. Üretilmiş numunelere uygulanan bu testler karşılaştırılmalı sonuçları ile birlikte aşağıda verilmiştir.

3. 1. Enerji Dağılımlı X-Işını Analizi (EDX)

Enerji dağıtıcı X-ışını spektroskopisi (EDX), iş parçası numune yüzeyinin temel bileşiminin tanımlanması (elementel analiz) ve miktarının belirlenmesi için bir tekniktir. Temel bileşimi tanımlamak için, yüksek enerji ışınıyla ışınlanan numune atomundan yayılan X ışınları, X ışını enerjisini gösteren bir spektruma çevrilir [89]. EDX sistemi genellikle SEM veya transmisyon elektron mikroskobu (TEM) sistemine gömülüdür. EDX' in en büyük yararı, mikro yapıyı analiz etmedeki kolaylık ve eşzamanlı bileşimi tanımlayabilmesidir. EDX sensörü FEI XL30 Sirion taramalı elektron mikroskobu kullanılarak (SEM) yapılmıştır.

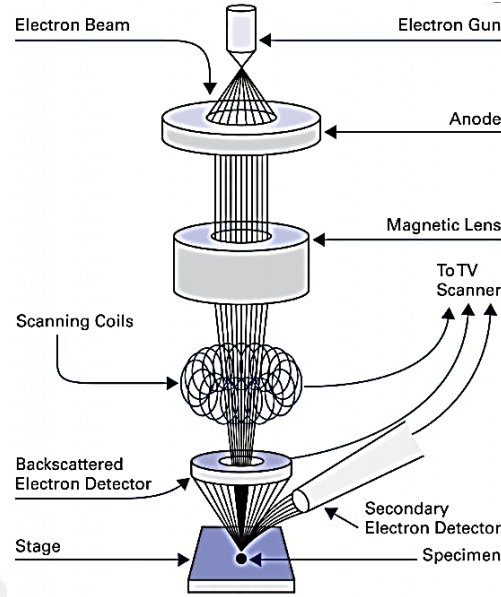
3.2. Taramalı elektron mikroskobu analizi (SEM)

Taramalı elektron mikroskobu (SEM), nanometre ölçeğine kadar görüntüleme ve gözleme örneklerinde kullanılan en yaygın tekniktir. SEM kullanmanın avantajları

- (i) Yüksek çözünürlüklü topografik görüntü sağlama yeteneği.
- (ii) Minimal numune hazırlama.
- (iii) Farklı çalışma modlarında değişikliklerdir.

SEM büyütülmüş ve yüksek çözünürlüklü bir görüntü üretir. Taramalı elektron mikroskobu genellikle bir elektromanyetik lens, bir alan emisyon tabancası, bir vakum pompası, dedektörler ve deflektörlerle donatılmıştır [90]. Bir saha emisyon tabancası, 1-30 kV aralığında hızlandırılmış elektronlar sağlar. Çeşitli dedektörler, elektronlar ve örnekler arasında oluşturulan farklı sinyalleri toplar ve bunları elektronik aletler aracılığıyla ikincil elektron görüntüsüne, geriye saçılmış elektron görüntüsüne veya X-ışını sinyallerine

dönüştürür. Bir deflektör sistemi genellikle iki manyetik sapma bobinden oluşur. Şekil 3.1 SEM mekanizmasının şemasını göstermektedir.

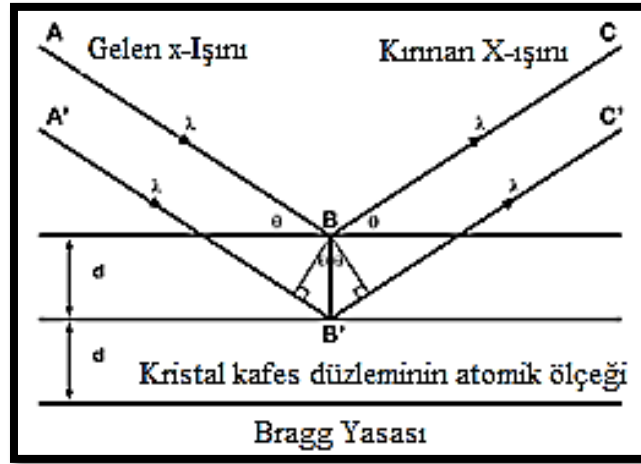


Şekil 3.1. Taramalı Elektron mikroskobu Mekanizması [91].

SEM gözlemi için numuneleri bir ön işlem sürecinden geçer. Örneğin, iletken olmayan örnek gözlemlemesi durumunda, örnekler genellikle altın veya karbon kullanılarak kaplanmalıdır, oysa iletken örnekler için doğrudan incelenebilir. İletken olmayan numunelerin altın kaplanması için püskürtme kaplayıcı cihazı kullanılır. Bununla birlikte, SEM deneyinden önce, herhangi bir kontaminasyonu önlemek için her numunenin temizlenmesi gerekir. Numuneyi hazneye monte ettikten sonra, sistem 1.3×10^{-3} Pa'ya ulaşana kadar vakuma alınır. Numunelerin yüzey morfolojisi, bir alan emisyonlu taramalı elektron mikroskobu (FEI XL30 Sirion) kullanılarak gözlemlenmiştir.

3. 3. X ışını difraktometrisi (XRD)

X-ışını kırınımı (XRD), tek kristalli numunelerin veya çok kristalli numunelerin kristal yapısını tanımlamak için kullanılan yaygın bir tekniktir [92]. Malzemenin yapısal bilgilerinin yanı sıra kristalit boyut, kafes gerilme, kimyasal bileşim ve kristal oryantasyonunu elde etmek için malzemeyi tahrip etmeyen bir yöntemdir. Özel bir dalga boyuna sahip olan bir x-ışını demeti ile bombardıman edilen bir kristal yüzey ile x-ışını demeti arasında Bragg ($2d\sin\theta = n\lambda$) özel bir bağ olduğunu söyler [93]. Burada n bir tam sayıya eşit olarak, λ kullanılan ışığın dalga boyu, θ kullanılan ışığın gelme açısı ve d atomik düzlemler arasındaki mesafedir. Bragg'ın yasası, Şekil 3.2'de gösterilmiştir.

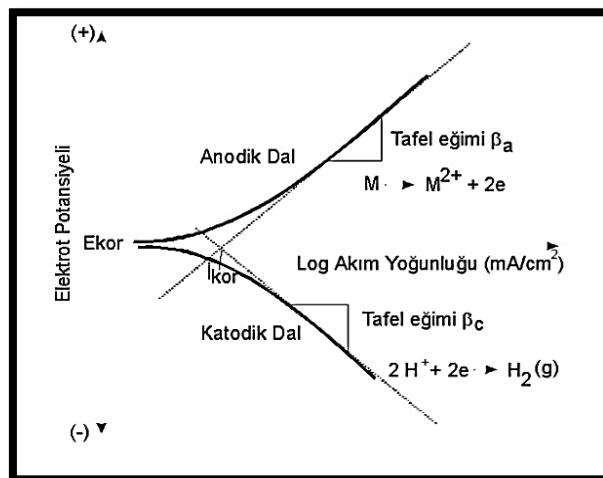


Şekil 3.2. Bragg Yasası [94].

3. 4. Elektrokimyasal Yöntemi

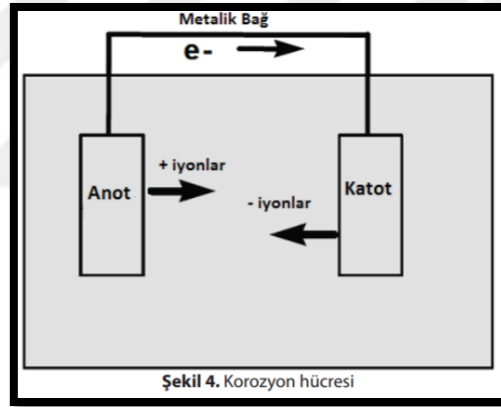
3. 4. 1. Tafel Ekstrapolasyonu Yöntemi

Korozyon, bir ortamdaki metal ve alaşımlarının çevreleri ile etkileşime girerek bozulmasıdır. Bu bozulma elektrokimyasal ya da kimyasal şeklinde olabilir. Günümüzde birçok korozyon ölçüm tekniği mevcuttur bu teknikler arasında en çok göze çarpan diğerlerine göre avantajları ile elektrokimyasal korozyon ölçme yöntemidir. Elektrokimyasal korozyon anodik ve katodik polarizasyon eğrilerinin oluşturulması ve kullanılması esasına dayanır [95-96]. Elektrokimyasal yöntem uygun kullanımı, çok küçük korozyon hızları tayini, anlık korozyon hızı tayini ve diğer yöntemlere göre çok daha duyarlı sonuç verme gibi avantajlara sahiptir. Yapılan bu çalışmada korozyon hızı akım-potansiyel eğrileri yardımıyla yarı logaritmik ölçekte çizilen eğri (Tafel ekstrapolasyonu yöntemi) ile tayin edilmiştir.



Şekil 3.3. Tafel extraplasyon eğrisi [97].

Şekil 3.3’de görülen Tafel bölgeleri uygulanan gerilim ile akımın logaritmasının lineer olarak değişimi sonucu oluşur. Bu Tafel bölgelerinde çizilen doğrunun eğimi deneysel olarak elde edilen korozyon hızının tayininde kullanılır. Çözelti ve korozyona uğrayan metal arasında elektrokimyasal dengenin oluşması sonucunda oluşan korozyon reaksiyonunda oluşan anodik reaksiyon metalin çözünmesi sonucu oluşur, katodik reaksiyon ise çözelti ortamında bulunan O_2 ve H^+ iyonlarının indirgenmesi sonucu oluşur. Bu durumda korozyon sırasında anodik ve katodik reaksiyonlar korozyona uğrayan elektrot yüzeyine aynı anda yürürler. Elektrot potansiyeli bir karma potansiyel değerine (E_{corr} , korozyon potansiyeli) ve bu potansiyele karşılık gelen akıma da (I_{corr} , korozyon akımı) denir. E_{corr} ve I_{corr} değerleri tafel eğrilerine karşılık çizilen doğruların eğim değerlerine eşittir. Elektrokimyasal korozyon ıslak ortam da ölçme esasına dayanmaktadır. Metalik biyomalzemelerde vücudun ıslak ortamında bulunan metal ve alaşımları, çevresel etkileşim sonucunda elektrokimyasal bozulmaya uğrarlar. Bu olumsuz durum korozyon doku ve organ zehirlenmesine neden olurken aynı zamanda malzemenin de fiziksel veya kimyasal özelliklerinde değişikliğe neden olur.



Şekil 3.4. Elektrokimyasal korozyon hücre şeması [98].

Elektrokimyasal korozyon testine başlamadan önce elektrolit olarak %3,5 NaCl içeren sulu çözelti hazırlanmıştır, korozyon testi yapılacak olan saf metal ve alaşımları yüksek elekli (mesh) zımpara kâğıdı ve ultrasonik olarak temizlenmiştir. Daha sonra bakalite alınmış metal alaşımları elektrot olarak bağlantısı yapılarak korozyon düzeneği içine yerleştirilmiştir. Korozyonu ölçülen metaller elektrot ve grafit katot kullanılarak belirlenen potansiyel aralığında tafel eğrileri ve açık devre voltajları elde edilmiştir. Çalışma elektrotlarına (hazırlanan Ti/Co ve alaşımları) karşılık kullanılan referans elektrotları ise kalomeldir. Gamry firmasının interface 1000 seri nolu elektrokimyasal analiz cihazı tüm korozyon ölçümlerinin alınmasında kullanılmıştır. Katot olarak grafit kullanılmıştır. Testten önce numunelerin açık çevrim potansiyeline (E_{corr}) 40 dakikada ulaşması sağlanmıştır. Elektrokimyasal tafel eğri analizleri

Gamry Echem Analyst yazılımı kullanılarak elde edilmiştir. Titanyum metali oksijene afinitesi oldukça yüksek olan bir metaldir. Bu yüzden taze metal yüzeyi oda sıcaklığında bile hava veya nem ile temasa geçer geçmez yüzeyinde bağışık bir oksit tabakası oluşur. Bu oksite olmuş tabakası genelde su veya nemli ortamlarda oluşur ve en yoğun bilineni TiO_2 nin oksit tabakası hasar görse bile ortamda su veya oksijen varsa kendini onarır. Aslında titanyumu biyomalzeme olarak eşsiz kılan bu oksit tabakasıdır. Çünkü implantasyon sırasında doku ile arasında koruyucu bir bağ olarak görev yapar ve etrafında kalsiyum iyonlarının oluşumunu tetikleyerek kemik oluşumunu hızlandırır. Bu da titanyumu en önemli biyometal yapmıştır. Doğal yollardan oluşan bu oksit tabakası 10 nm kalınlıktadır ve oldukça ince olmasına rağmen kimyasal olarak çok dirençlidir. Bu oksite tabakası aynı zamanda hidrojen ve azota karşı da doğal bir bariyer olarak görev yapar ve TiH_2 ve TiN oluşumunu önler. Titanyum sulu bir elektrolitte elektrokimyasal redüksiyona izin veren iyi katottur. Bu katot sulu ortamlarda bu bağışık oksit tabakası nedeni ile anodik akıma karşı olağan üstü bir direnç gösterir. Dış hekimliği uygulamalarında tükürükte temas halinde olmadığı için en aygın kullanılan implanttır.

3.5. Mikrosertlik Testi

Sertlik, bir malzemenin başka bir malzeme içine girmesi (penetrasyonunu) engellediği direnç olarak tanımlanmıştır [99]. Çizmeye, sürtünmeye, kesmeye ve plastik deformasyona karşı direnç olarak da tarif edilmiştir. Sertlik özelliği, bir numunenin aşınma direncini ve sünekliğini gösterebilir. Sertlik testi sırasında, yüzey malzemesi standart bir zamanda elmas gibi sert malzemeden yapılmış bir girinti kullanılarak bir gerilimeye maruz bırakılır. Mikro sertlik testinde yaygın olarak kullanılan iki tür baskı ucu vardır, Vickers elmas piramidi ve Knoop uzun elmas piramidi [100]. Bu uçlar (girintiler) arasındaki fark, ucun geometrisinin değişmesidir. Vickers ölçme metodu genellikle geometrik olarak benzer girintiler üretirken, Knoop girinti geometrik olarak benzer bir girinti üretmez. Girintinin köşegeni, mikroskop altında ölçülebilir. Vickers sertliği ile metal sertliğini ölçmek için belirlenmiş bir tekniktir [101]. Vickers sertlik ölçümü; malzeme deneyleri arasında numuneyi en az tahrip eden deney motududur. Bir malzemenin vickers sertliği ile mekanik özellikleri arasında benzer özellikler rapor edilmiştir. Sertlik ölçümleri, numunelerin yüzeyinin sertlik değerlerini elde etmek için Vickers sertlik cihazı (makinesi) (MicroHardness Tester FM-310e) kullanılmıştır. Sertlik değerleri 10 Sn bekleme süresi 100 gr yük altında alınmıştır. Her bir numunenin yüzeyinden 5 farklı noktadan sertlik değerleri alınmıştır ve 5 Vickers değerinin ortalaması nihai sertlik değeri olarak kabul edilmiştir.

3.6. Yoğunluk Ölçümü

Arşimet prensibi kullanılarak numunelerin yoğunlukları hesaplanmıştır. Ölçme işlemi birkaç kez tekrarlanmıştır ve nihai olarak ortalama değer alınmıştır. Yoğunluk hesaplama aşamasında, aşağıdaki formül kullanılmıştır;

$$D_g = [W_a / (W_a - W_b)] * D_{H_2O} \quad (1)$$

D_g , W_a , W_b , D_{H_2O} değerleri sırasıyla numunenin görünür yoğunluğunu, kuru numunenin havadaki ağırlığını, numunenin suda asılı ağırlığını ve su yoğunluğunu göstermektedir [102].

Buna göre ölçülen yoğunluk değerleri sırasıyla;

Saf-Ti 4,146 gr/cm³

Ti-6Al-2Nb-Ta 4,250 gr/cm³

Ti-6Al-6Nb-Ta 3,906 gr/cm³

Ti-6Al-7Nb 3,472 gr/cm³

Ti-6Al-4V 3,631 gr/cm³

Ti-6Al-4Mo 3,178 gr/cm³

Saf-Co 7,868 gr/cm³

Co-Cr-W-Si 8,668 gr/cm³

Tavlanmış Co-Cr-W-Si 8,35 gr/cm³

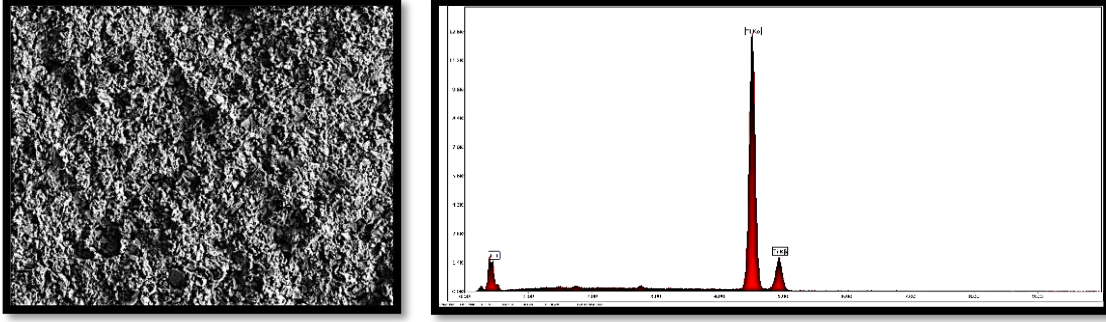
Co-Cr-W-Mo-Si 8,769 gr/cm³

Tavlanmış Co-Cr-W-Si 8,691 gr/cm³

3.7. EDX SONUÇLARI

3.7.1. Saf-Ti-900 °C deki EDX Analizi

Şekil 3.5 de 900 °C’de sinterlenmiş saf-Ti numunesine ait EDX analizi gösterilmiştir. Şekil 3.5 (a) yüzeyi temsil ederken Şekil 3.5 (b) de ise görülen saf-titanyuma ait pikler $Ti_{K\alpha}$, $Ti_{K\beta}$, Ti_{KL} fazlarına aittir. Görülen tüm pikler istenen başka pik olmadan başarıya ulaşmıştır. Numunenin yüzeyinde oksitlenme bulunmamaktadır.



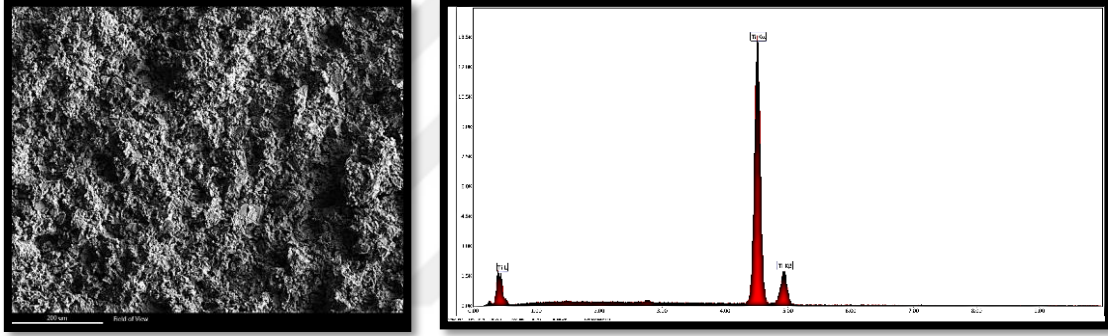
(a)

(b)

Şekil 3.5. 900 °C’de sinterlenmiş saf-Ti numunesinin EDX görüntüsü **(a)** Yüzey topografisi, **(b)** EDX sonucu.

3.7.2. Saf-Ti 1000 °C deki EDX Analizi

Şekil 3.6 de 1000 °C’de sinterlenmiş saf-Ti numunesinin EDX grafiği verilmiştir.



(a)

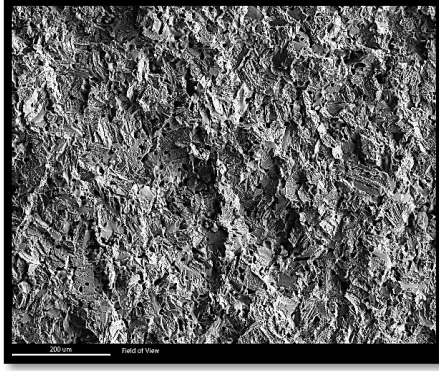
(b)

Şekil 3.6. 1000 °C’de sinterlenmiş saf-Ti numunesi verilmiştir. **(a)** Yüzey topografisi, **(b)** EDX sonucu.

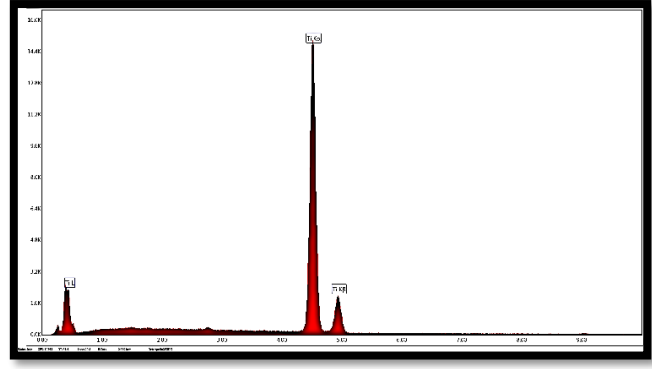
Şekil 3.6 (a) da bir önceki resme göre daha gözenekli bir yapı gözlenmekte iken Şekil 3.6 (b)’de ise görülen saf-titanyuma ait pikler $Ti_{K\alpha}$, $Ti_{K\beta}$, Ti_{KL} fazlarına aittir. Numunenin kimyasal yapısında oksitlenme görülmemektedir.

3.7.3. Saf-Ti 1150 °C deki EDX Analizi

Şekil 3.7 de 1150 °C’de sinterlenmiş saf-Ti numunesine ait EDX analizi verilmiştir. Şekil 3.7’de görülen saf-titanyuma ait pikler $Ti_{K\alpha}$, $Ti_{K\beta}$, Ti_{KL} fazlarına aittir. Numunenin kimyasal yapısında oksitlenme görülmemektedir.



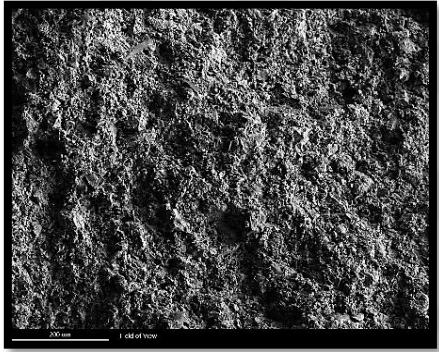
(a)



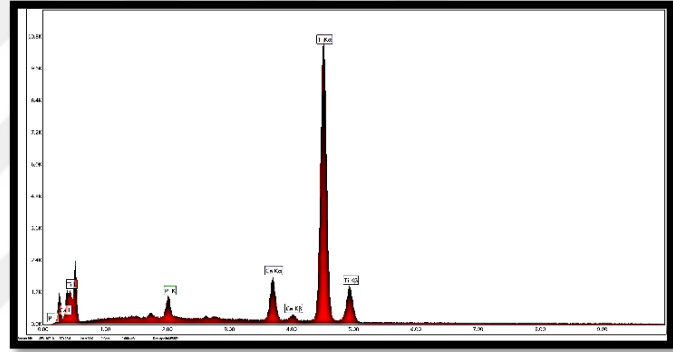
(b)

Şekil 3.7. 1150 °C’de sinterlenmiş saf-Ti numunesine ait EDX analizi. **(a)** Yüzey topografisi, **(b)** EDX sonucu.

3.7.4. %5HA-Ti 900 °C deki EDX Analizi



(a)



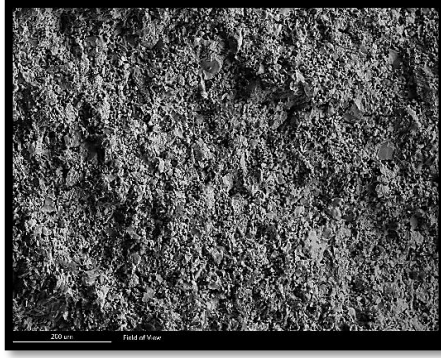
(b)

Şekil 3.8. 900 °C’de sinterlenmiş %5HA-Ti numunesi verilmiştir. **(a)** Yüzey topografisi, **(b)** EDX sonucu.

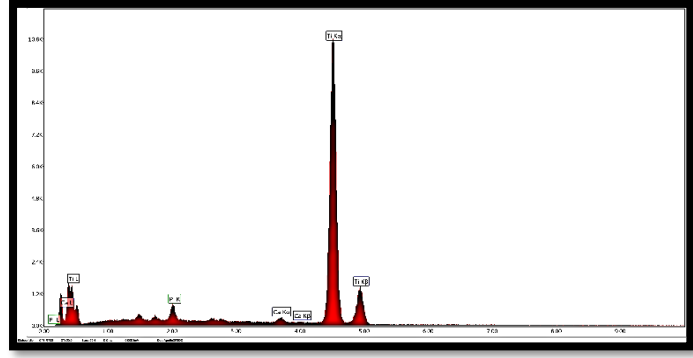
Şekil 3.8 de görülen pikler sırasıyla Ti, Ca ve P’ ye ait oldukları görülmektedir. Piklere bakıldığında istenmeyen başka elementler bulunmamaktadır. Ayrıca HA katkısından gelen Ca ve P elementlerine ait pikler başarıya ulaşıldığının bir kanıtı olmaktadır. Üretimden sonra alaşımda bulunan ağırlıkça TiK miktarı 89,8, CaK miktarı 7,77 ve PK miktarı 2,43 olduğu görülmektedir.

3.7.5. %5HA-Ti 1000 °C deki EDX Analizi

Şekil 3.9’da görülen pikler sırasıyla Ti, Ca ve P’ ye ait oldukları görülmektedir. Piklere bakıldığında istenmeyen başka elementler bulunmamaktadır. Ayrıca HA katkısından gelen Ca ve P elementlerine ait pikler başarıya ulaşıldığının bir kanıtı olmaktadır. Üretimden Sonra alaşımda bulunan ağırlıkça TiK miktarı 94,8, CaK miktarı 3,3 ve PK miktarı 1,9 olduğu görülmektedir.



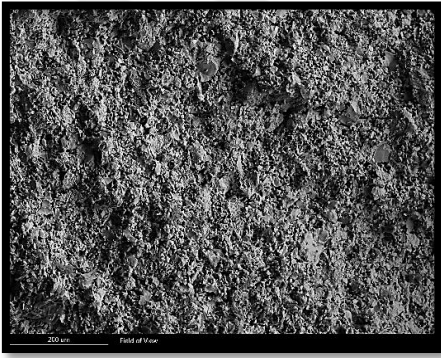
(a)



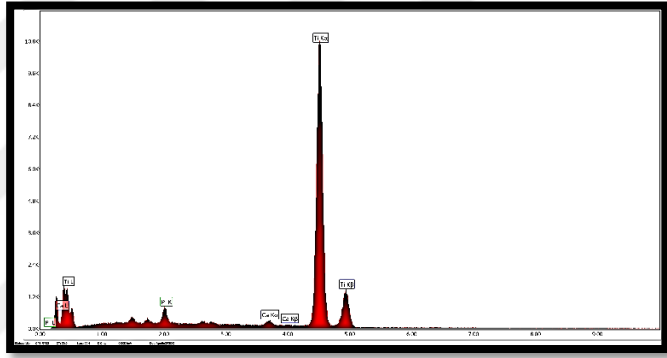
(b)

Şekil 3.9. 1000 °C’de sinterlenmiş %5HA-Ti numunesi verilmiştir. **(a)** Yüzey topografisi, **(b)** EDX sonucu.

3.7.6. %5HA-Ti 1150 °C deki EDX Analizi



(a)



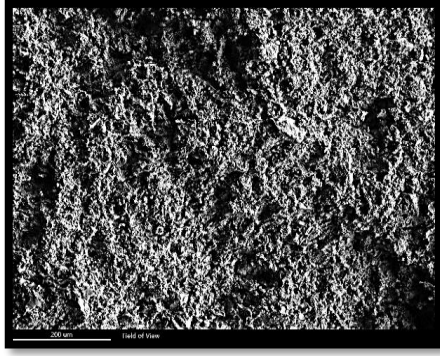
(b)

Şekil 3.10. 1150 °C’de sinterlenmiş %5HA-Ti numunesi verilmiştir. **(a)** Yüzey topografisi, **(b)** EDX sonucu.

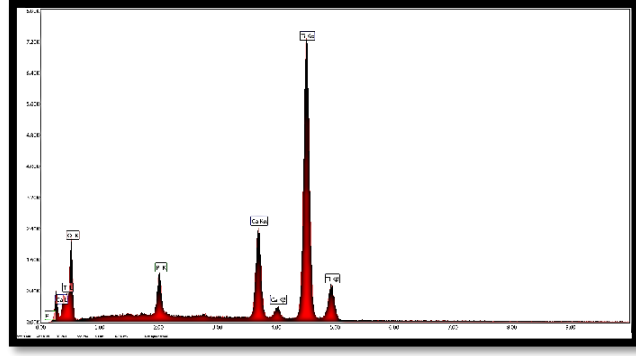
Şekil 3.10 da görülen pikler sırasıyla Ti, Ca ve P’ ye ait oldukları görülmektedir. Piklere bakıldığında istenmeyen başka elementler bulunmamaktadır. Ayrıca HA katkısından gelen Ca ve P elementlerine ait pikler başarıya ulaşıldığının bir kanıtı olmaktadır. Üretimden Sonra alaşımda bulunan ağırlıkça TiK miktarı 85,6 CaK miktarı 7,4 ve PK miktarı 3,5 olduğu görülmektedir.

3.7.7. %10HA-Ti 900 °C deki EDX Analizi

Şekil 3.11 de görülen pikler sırasıyla Ti, Ca ve P’ ye ait oldukları görülmektedir. Piklere bakıldığında istenmeyen başka elementler bulunmamaktadır. Ayrıca HA katkısından gelen Ca ve P elementlerine ait pikler başarıya ulaşıldığının bir kanıtı olmaktadır. Üretimden Sonra alaşımda bulunan ağırlıkça TiK miktarı 67,07 CaK miktarı 9,35, PK miktarı 3,19 ve OK 20,39 olduğu görülmektedir. Burada HA miktarının oksitlenmeyi artırdığı görülmüştür.



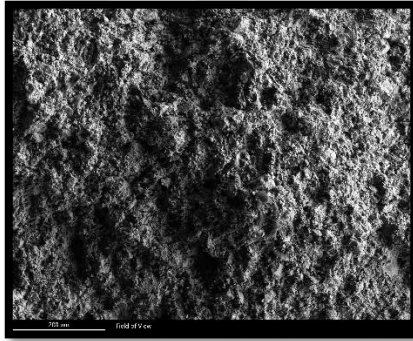
(a)



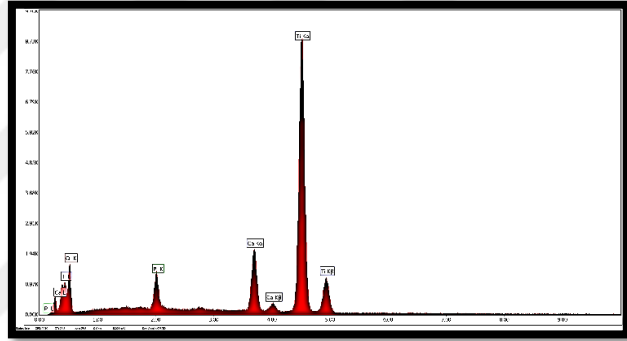
(b)

Şekil 3.11. 900 °C’de sinterlenmiş %10HA-Ti numunesi verilmiştir. **(a)** Yüzey topografisi, **(b)** EDX sonucu.

3.7.8. %10HA-Ti 1000 °C deki EDX Analizi



(a)



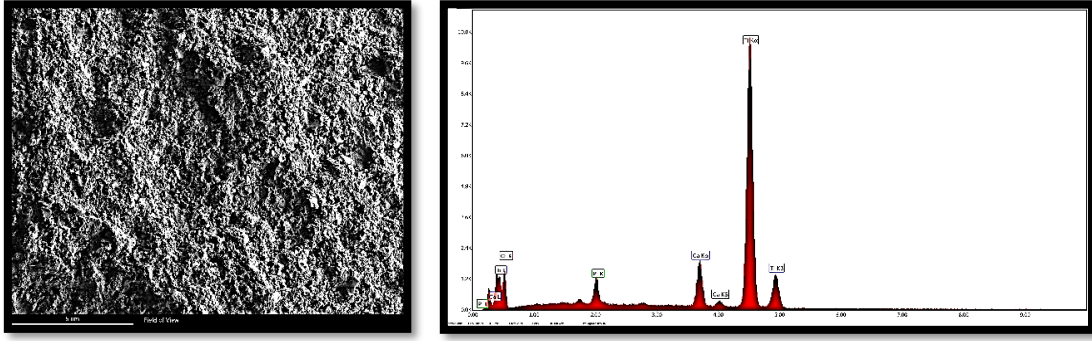
(b)

Şekil 3.12. 1000 °C’de sinterlenmiş %10HA-Ti numunesi verilmiştir. **(a)** Yüzey topografisi, **(b)** EDX sonucu.

Şekil 3.12 de görülen pikler sırasıyla Ti, Ca ve P’ ye ait oldukları görülmektedir. Piklere bakıldığında istenmeyen başka elementler bulunmamaktadır. Ayrıca HA katkısından gelen Ca ve P elementlerine ait pikler başarıya ulaşıldığının bir kanıtı olmaktadır. Üretimdem Sonra alaşımda bulunan ağırlıkça TiK miktarı 65,32 CaK miktarı 9,18, PK miktarı 3,21 ve OK 22,89 olduğu görülmektedir. Burada HA miktarının oksitlenmeyi artırdığı görülmüştür.

3.7.9. %10HA-Ti 1150 °C deki EDX Analizi

Şekil 3.13 da görülen pikler sırasıyla Ti, Ca ve P’ ye ait oldukları görülmektedir. Piklere bakıldığında istenmeyen başka elementler bulunmamaktadır. Ayrıca HA katkısından gelen Ca ve P elementlerine ait pikler başarıya ulaşıldığının bir kanıtı olmaktadır. Üretimdem Sonra alaşımda bulunan ağırlıkça TiK miktarı 58,63 CaK miktarı 11,4 PK miktarı 3,02 ve OK 26,91 olduğu görülmektedir. Burada HA miktarının oksitlenmeyi artırdığı görülmüştür.



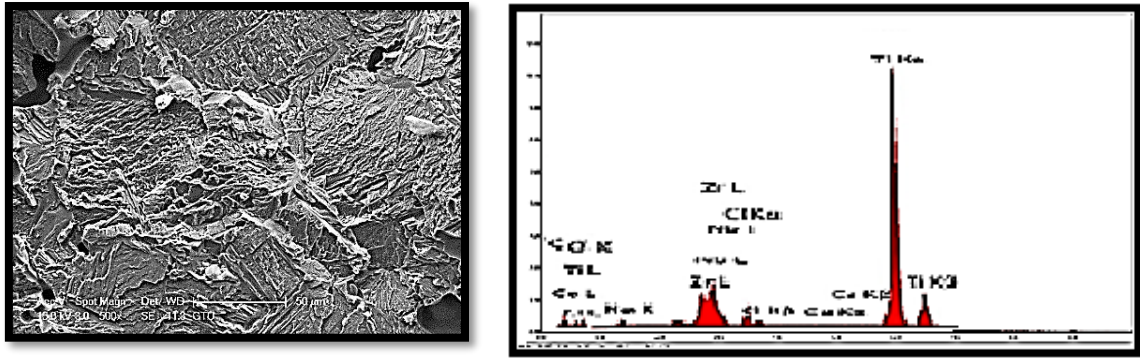
(a)

(b)

Şekil 3.13. 1150 °C’de sinterlenmiş %10HA-Ti numunesi verilmiştir. **(a)** Yüzey topografisi, **(b)** EDX sonucu.

3.7.10. Ti-6Al-4V 1150 °C deki EDX Analizi

Şekil 3.14 de görülen pikler sırasıyla Ti, Al ve V’ye ait oldukları görülmektedir. Piklere bakıldığında istenmeyen başka elementler bulunmamaktadır. Ayrıca HA katkısından gelen Ca ve P elementlerine ait pikler başarıya ulaşıldığının bir kanıtı olmaktadır. Üretimdem Sonra alaşımda bulunan ağırlıkça TiK miktarı 89,4 AlK miktarı 6,9 ve VK miktarı 3,7 olduğu görülmektedir.



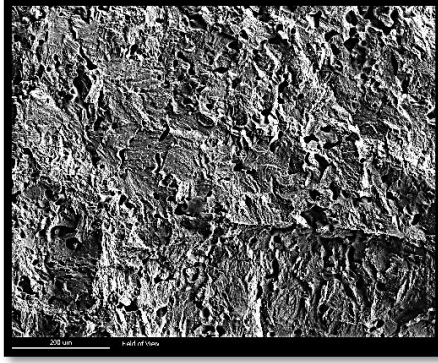
(a)

(b)

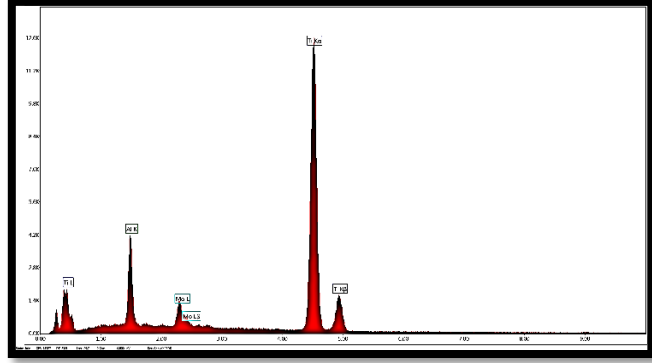
Şekil 3.14. 1150 °C’de sinterlenmiş Ti-6Al-4V alaşımı verilmiştir. **(a)** Yüzey topografisi, **(b)** EDX sonucu.

3.7.11. Ti-6Al-4Mo 1150 °C deki EDX Analizi

Şekil 3.15 de görülen pikler sırasıyla Ti, Al ve Mo metallerine ait oldukları görülmektedir. Piklere bakıldığında istenmeyen başka elementler bulunmamaktadır. Ayrıca HA katkısından görülen oksitlenme burada görülmemektedir. Üretimdem Sonra alaşımda bulunan metallerin ağırlıkça yüzdelерinin TiK 86,59, AlK 8,36, MoL5,05 olduğu görülmektedir.



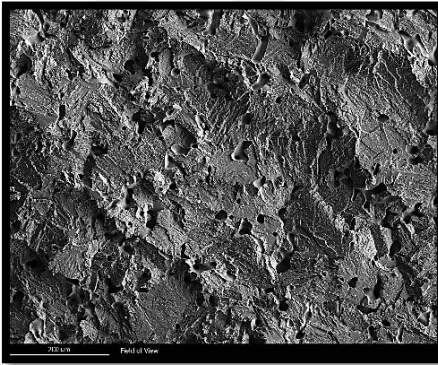
(a)



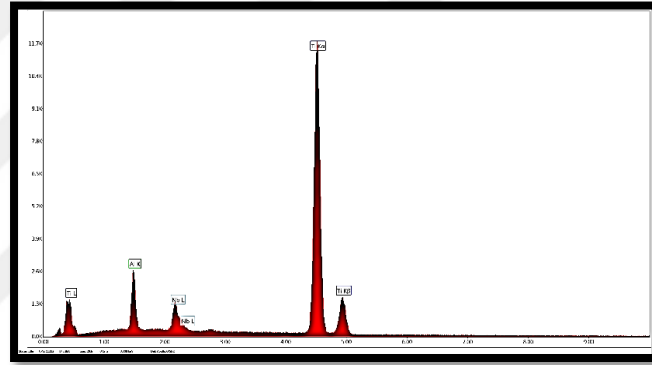
(b)

Şekil 3.15. 1150 °C’de sinterlenmiş Ti-6Al-4Mo alaşımı verilmiştir. **(a)** Yüzey topografisi, **(b)** EDX sonucu.

3.7.12. Ti-6Al-7Nb 1150 °C deki EDX Analizi



(a)



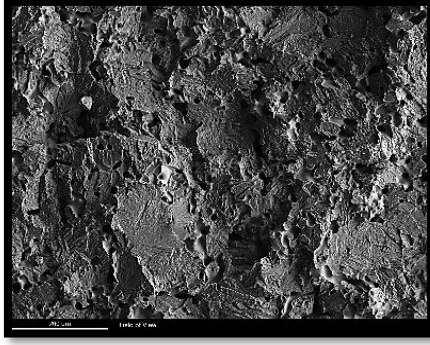
(b)

Şekil 3.16. 1150 °C’de sinterlenmiş Ti-6Al-7Nb alaşımı verilmiştir. **(a)** Yüzey topografisi, **(b)** EDX sonucu.

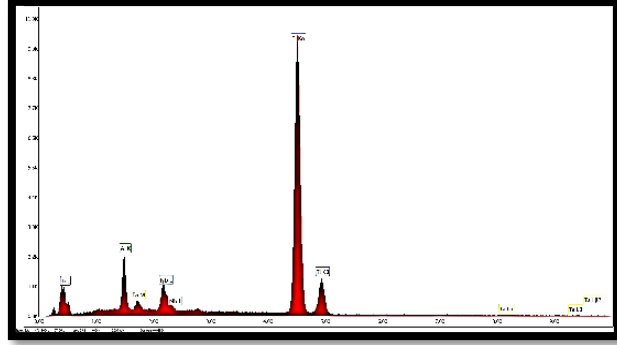
Şekil 3.16 da görülen pikler sırasıyla Ti, Al ve Nb metallerine ait oldukları görülmektedir. Piklere bakıldığında istenmeyen başka elementler bulunmamaktadır. Ayrıca HA katkısından görülen oksitlenme burada görülmemektedir. Üretimden sonra alaşımda bulunan metallerin ağırlıkça yüzdelерinin TiK 89,02 AlK 5,7 ve NbL 5,29 olduğu görülmektedir.

3.7.13. Ti-6Al-6Nb-Ta 1150 °C deki EDX Analizi

Şekil 3.17’de görülen pikler sırasıyla Ti, Al, Nb ve Ta metallerine ait oldukları görülmektedir. Piklere bakıldığında istenmeyen başka elementler bulunmamaktadır. Ayrıca HA katkısından görülen oksitlenme burada görülmemektedir. Üretimden sonra alaşımda bulunan metallerin ağırlıkça yüzdelерinin TiK 87,12 AlK 5,35 NbL 5,93 ve TaM 1,6 olduğu görülmektedir.



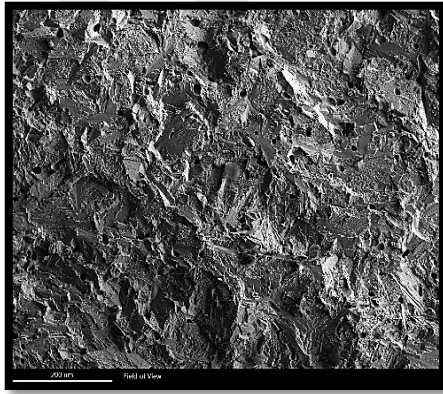
(a)



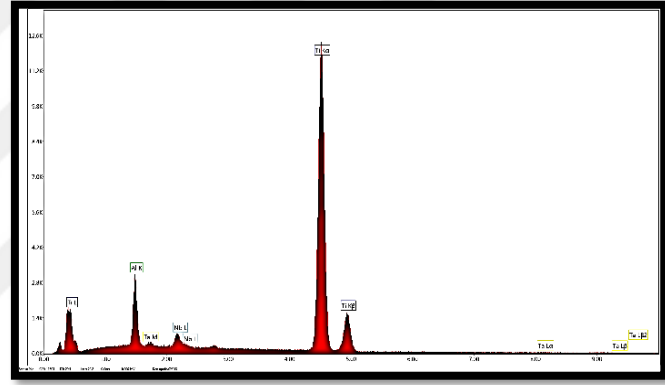
(b)

Şekil 3.17. 1150 °C’de sinterlenmiş Ti-6Al-6Nb-Ta alaşımı verilmiştir. **(a)** Yüzey topografisi, **(b)** EDX sonucu.

3.7.14. Ti-6Al-2Nb-Ta 1150 °C deki EDX Analizi



(a)



(b)

Şekil 3.18. 1150 °C’de sinterlenmiş Ti-6Al-2Nb-Ta alaşımı verilmiştir. **(a)** Yüzey topografisi, **(b)** EDX sonucu.

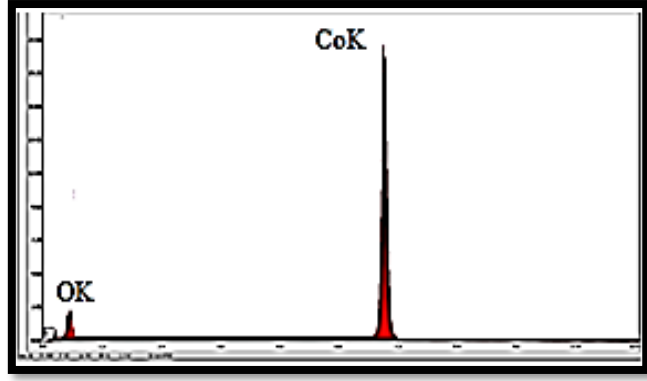
Şekil 3.18’de görülen pikler sırasıyla Ti, Al, Nb ve Ta metallerine ait oldukları görülmektedir. Piklere bakıldığında istenmeyen başka elementler bulunmamaktadır. Ayrıca HA katkısından görülen oksitlenmenin burada görülmemektedir. Üretimden Sonra alaşımda bulunan metallerin ağırlıkça yüzdelерinin TiK 89,73 AlK 6,67 NbL 2,77 ve TaM 0,84 olduğu görülmektedir

3.7.15. Saf-Kobalt 1150 °C deki EDX Analizi

Şekil 3.19 da saf kobalta ait EDX analizi verilmiştir. Bu alaşımda kobalt’ın K-kabuk enejisinden alınan pikin yoğunluğu göze çarpmaktadır. Az miktarda da olsa numunenin oksitlendiği görülmektedir. Bu oksit miktarının ağırlıkça yüzdesi %5 değerden az miktarda olduğu ölçülmüştür.



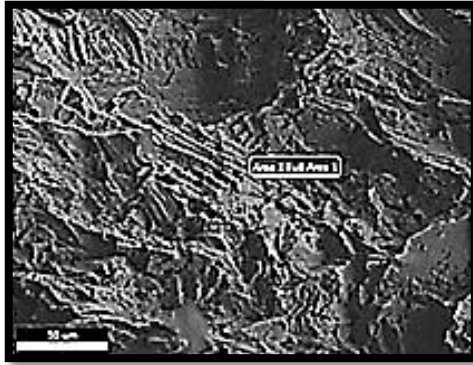
(a)



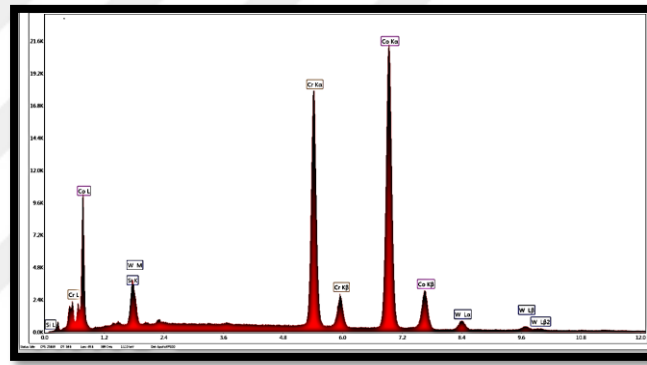
(b)

Şekil 3.19. Saf kobaltta ait EDX fazları verilmiştir. **(a)** Yüzey topografisi, **(b)** EDX sonucu.

3.7.16. Co-Cr-W-Si Aalaşımı EDX Analizi



(a)



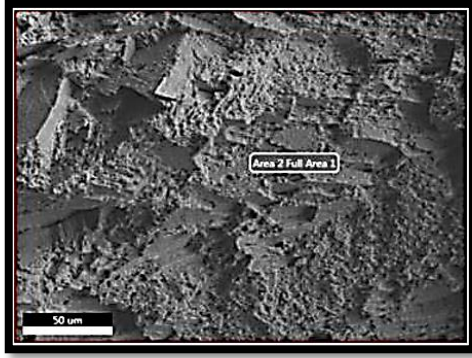
(b)

Şekil 3.20. Co-Cr-W-Si alaşıma ait EDX faz diyagramı verilmiştir. **(a)** Yüzey topografisi, **(b)** EDX sonucu.

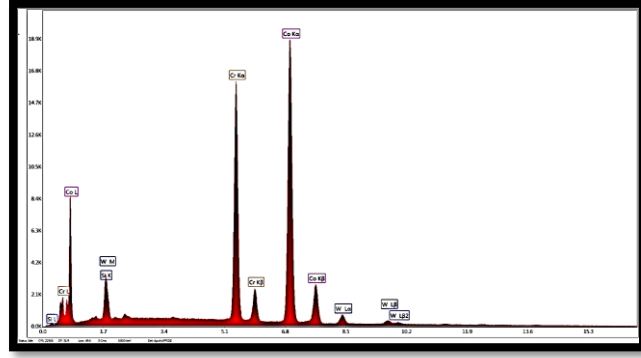
Şekil 3.20 da görülen pikler sırasıyla Co, Cr, W ve Si metallerine ait oldukları görülmektedir. Piklere bakıldığında istenmeyen başka elementler bulunmamaktadır. Üretimden sonra alaşımda bulunan metallerin ağırlıkça yüzdelerinin CoK 63,01 CrK 26,97 WL 6,86 ve SiK 1,38 olduğu görülmektedir.

3.7.17. Tavlanmış Co-Cr-W-Si EDX Analizi

Şekil 3.21 de görülen pikler sırasıyla Co, Cr, W ve Si metallerine ait oldukları görülmektedir. Piklere bakıldığında istenmeyen başka elementler bulunmamaktadır. Üretimden Sonra alaşımda bulunan metallerin ağırlıkça yüzdelerinin CoK 62,83 CrK 26,45 WL 7,82 SiK 1,41 ve OK 2,48 olduğu görülmektedir.



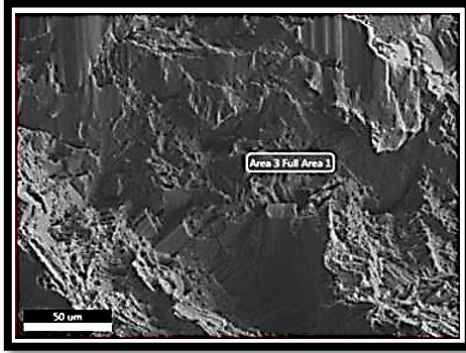
(a)



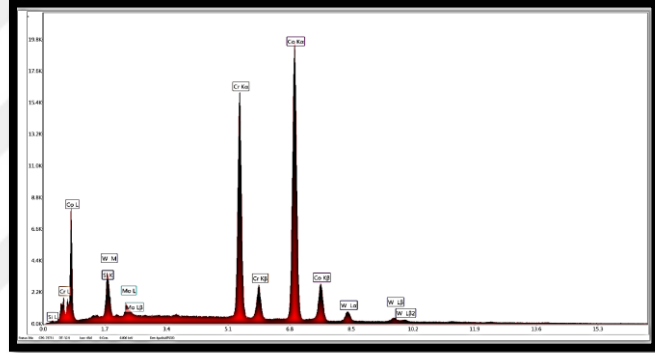
(b)

Şekil 3.21. Tav-Co-Cr-W-Si alaşıma ait EDX faz diyagramı verilmiştir. **(a)** Yüzey topografisi, **(b)** EDX sonucu.

3.7.18. Co-Cr-W-Mo-Si Alaşımı EDX Analizi



(a)



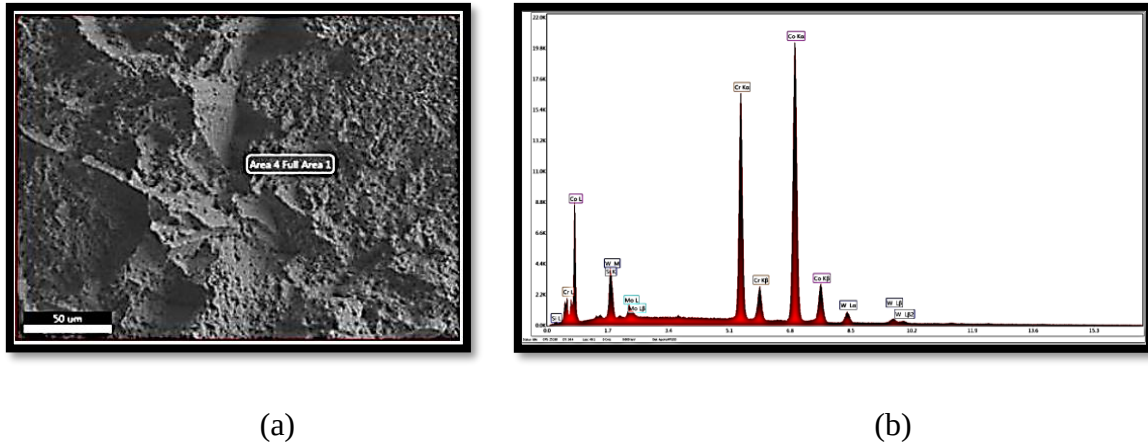
(b)

Şekil 3.22. Co-Cr-W-Mo-Si alaşıma ait EDX faz diyagramı verilmiştir. **(a)** Yüzey topografisi, **(b)** EDX sonucu.

Şekil 3.22 de görülen pikler sırasıyla Co, Cr, W, Mo ve Si metallerine ait oldukları görülmektedir. Piklere bakıldığında istenmeyen başka elementler bulunmamaktadır. Üretimden sonra alaşımda bulunan metallerin ağırlıkça yüzdelерinin CoK 61,99 CrK 26,51 WL 7,82 SiK 1,37 MoL 1,35 ve OK 0,94 olduğu görülmektedir.

3.7.19. Tavlanmış Co-Cr-W-Mo-Si EDX Analizi

Şekil 3.23 de görülen pikler sırasıyla Co, Cr, W, Mo ve Si metallerine ait oldukları görülmektedir. Piklere bakıldığında istenmeyen başka elementler bulunmamaktadır. Üretimden sonra alaşımda bulunan metallerin ağırlıkça yüzdelерinin CoK 60,95 CrK 26,16 WL 8,31 SiK 1,54 MoL 1,82 ve OK 1,23 olduğu görülmektedir.



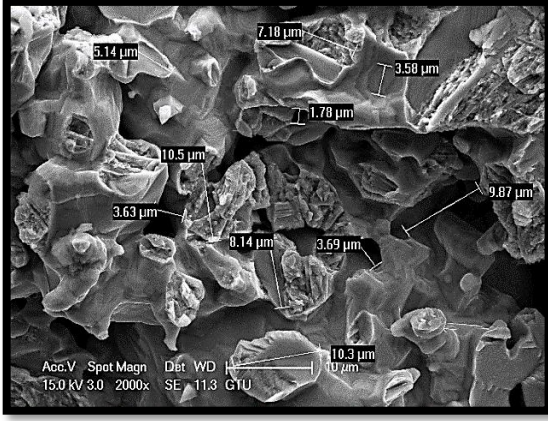
Şekil 3.23. Tav-Co-Cr-W-Mo-Si alaşımına ait EDX faz diyagramı verilmiştir. **(a)** Yüzey topografisi, **(b)** EDX sonucu.

Yukarıda toz metalürjisi yöntemi ile üretilmiş saf titanyum/kobalt ve bunların alaşımlarının EDX ve SEM analizleri verilmiştir. Toz metalürjisi, oksijen içeriği, gözeneklilik ve tane büyüklüğüne bağlı olmalarına göre analiz edilir. Bu yüzden vakumlu kuvars tüplerde üretilen numuneler yukarıda sayılan kıstaslara göre değerlendirilecek olursa, tüm metal ve alaşımların EDX analizinde herhanagi bir anlamlı oksijen yoğunluğuna ulaşmamış olması üretim tekniğinin uygunluğu için aslında başlı başına yeterli olmaktadır. Tüm EDX analizlerinde karışımında olan metallere ait pikler oluştuğu görülmektedir. Herhangi bir kontaminasyondan oluşmuş pik, çalışmada mevcut olmamıştır. Sadece HA katkılı titanyum alaşımlarında özellikle %10 katkılı alaşımda oksijen yoğunluğu oluşmuştur. Bu durum HA'nın $(Ca_{10}(PO_4)_6(OH)_2$ kimyasal yapısında bulunan yoğun oksijen atomlarından kaynaklanmaktadır. Tavlanmış kobalt numunelerinde az miktarda oksijen yoğunluğuna rastlansa da bu ihmal edilebilir miktardadır. Genel olarak üretim tekniğinin EDX analizine göre olumlu olduğu sonucuna varılmıştır.

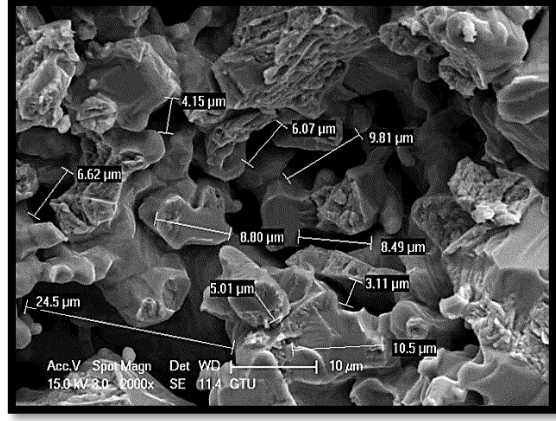
3.8. SEM SONUÇLARI

3.8.1. Saf-Ti 900 °C deki SEM Analizi

Şekil 3.24 (a-b) de 900 °C sinterlenmiş saf-titanyuma ait SEM görüntüleri verilmiştir. Şekil 3.24'de görülen numunenin SEM görüntüleri 10 µm ve 50 µm'den alınmıştır. Numunede görülen gözenek yapıları 4,48 µm, 4,14 µm, 5,56 µm, 6,66 µm, 6,62 µm, 4,15 µm, 6,07 µm, 9,81 µm, 8,49 µm, 3,70 µm, 24,5 µm, 8,80 µm, 10,5 µm olarak ölçülmüştür. Ölçülen tane yapılarının büyüklükleri ise 36,3 µm, 12,7 µm, 31,7 µm, 5,41 µm, 15 µm, 37,5 µm, 12,7 µm, 7,12 µm, 10,6 µm olarak ölçülmüştür. Sinterleme öncesi kullanılan saf-titanyum tozu 100 mesh yani en büyük tane boyutu 142 mikron idi sinterleme sonrası en büyük tane boyutu 31,9 µm olarak ölçülmüştür.



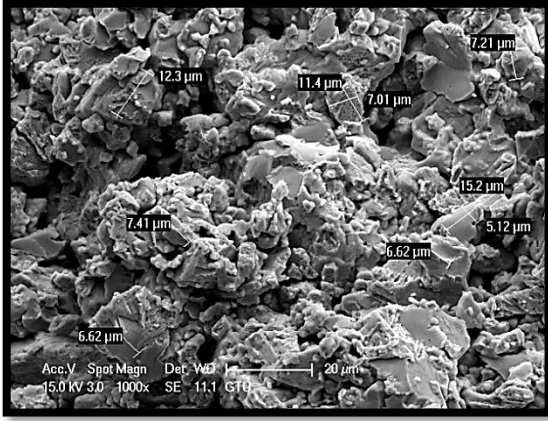
(a)



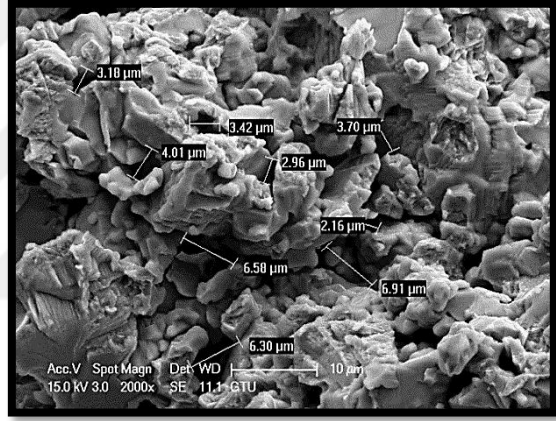
(b)

Şekil 3.24. 900 °C sinterlenmiş saf-titanyuma ait SEM mikroyapı görüntüleri. **(a-b)** Numuneye ait farklı iki bölgeden alınmış gözenek yapıları ve tane büyüklükleri.

3.8.2. Saf-Ti 1000 °C deki SEM Analizi



(a)

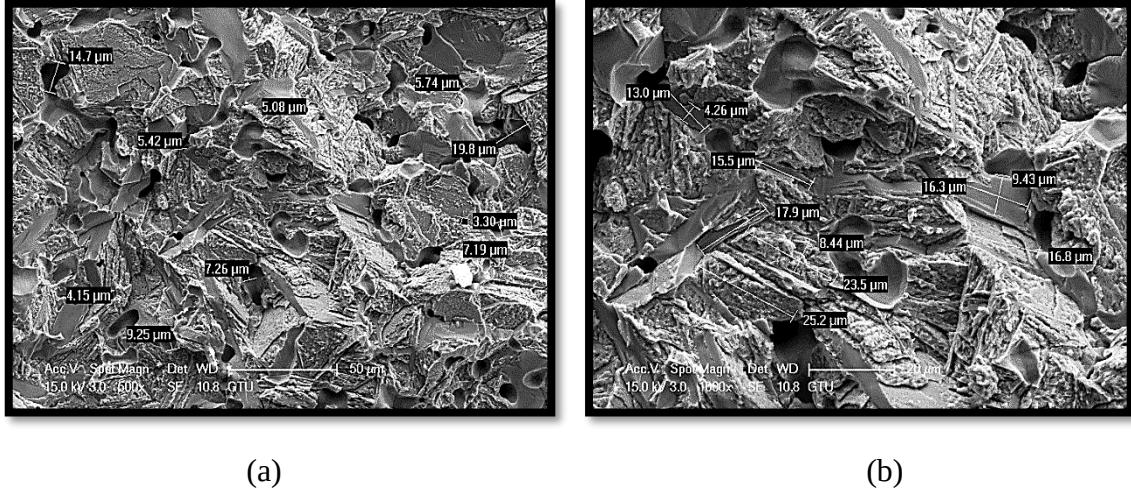


(b)

Şekil 3.25. 1000 °C sinterlenmiş saf-titanyuma ait SEM görüntüleri. **(a-b)** Numuneye ait farklı iki bölgeden alınmış gözenek yapıları ve tane büyüklükleri.

Şekil 3.25 (a-b) de görülen numunenin SEM görüntüleri, sırasıyla 20 μm, 10 μm'den alınmıştır. Numunede görülen gözenek yapılarının çapları sırasıyla 3,18 μm, 34,42 μm, 3,70 μm, 2,96 μm, 4,01 μm, 6,30 μm, 6,58 μm, 2,16 μm, 2,96 μm olarak ölçülmüştür. Tane büyüklükleri 12,3 μm, 11,4 μm, 7,01 μm, 7,14 μm, 5,12 μm, 15,2 μm, 7,41 μm, 6,61 μm olarak ölçülmüştür. Sinterleme öncesi kullanılan saf-titanyum tozu 100 mesh yani en büyük tane boyutu 142 mikron idi sinterleme sonrası en büyük tane boyutu 10,8 μm olarak ölçülmüştür. Bununla birlikte 1000 °C'de ısıtılan numune 900 °C'de ısıtılan numuneye göre daha küçük gözenek yapılarına ve küçük tane boyutunda parçaçıklara sahip olduğu görülmektedir.

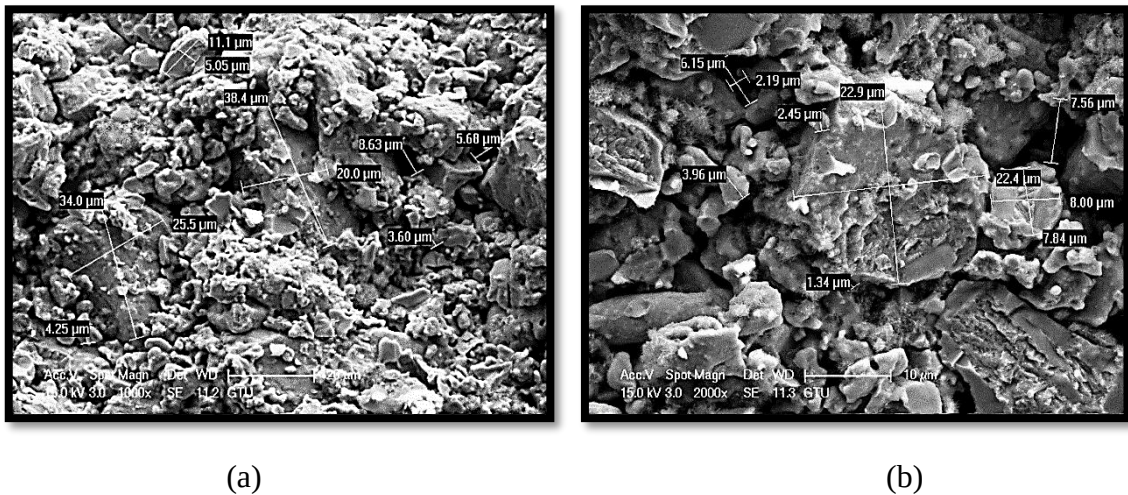
3.8.3. Saf-Ti 1150 °C deki SEM Analizi



Şekil 3.26. 1150 °C sinterlenmiş saf-titanyuma ait SEM görüntüleri. **(a-b)** Numuneye ait farklı iki bölgeden alınmış gözenek yapıları ve tane büyüklükleri.

Şekil 3.26 (a-b) de 1150 °C’de sinterlenen saf-titanyumun SEM verileri sırasıyla 50 µm, 20 µm’den alınmıştır. 1150 °C’de üretilen saf-titanyum 1000 °C ve 900 °C’de üretilen numuneye oranla daha kararlı bir faz yapısına geçtiği görülmektedir. Numunede oluşan gözenek büyüklükleri 3,30 µm, 5,08 µm, 5,70 µm, 7,26 µm ve 4,15 µm olarak ölçülmüştür. Tane büyüklükleri sırasıyla 4,26 µm, 3,22 µm 9,43 µm, 8,44 µm, 16,3 µm ve 17,9 µm olarak ölçülmüştür. Sinterleme öncesi kullanılan saf-titanyum tozu 100 mesh yani en büyük tane büyüklüğü 142 mikron idi sinterleme sonrası en büyük tane büyüklüğü 9,86 µm olarak ölçülmüştür.

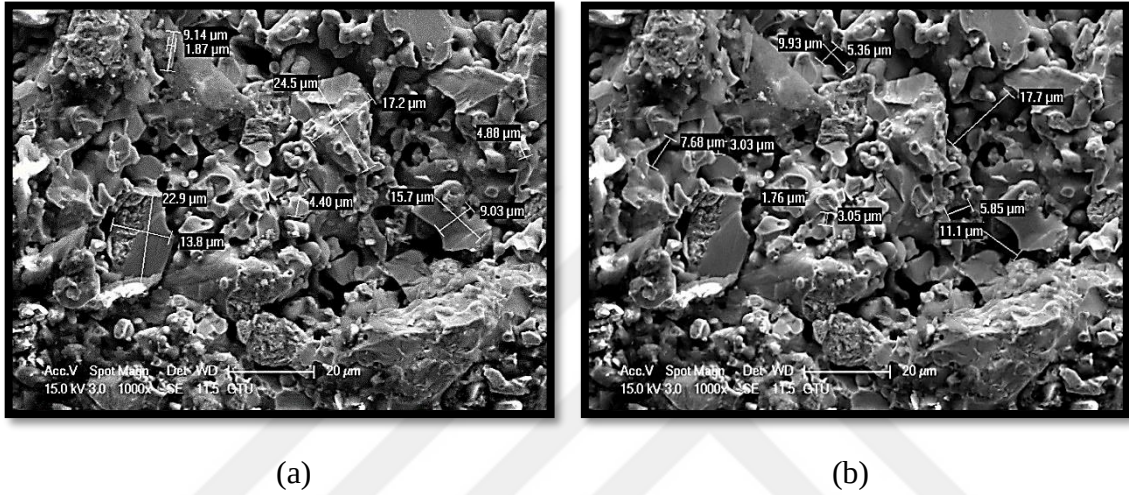
3.8.4. %5 HA-Ti 900 °C deki SEM Analizi



Şekil 3.27. %5-HA katkılı titanyum alaşımının 900 °C sinterlenen mikroyapısına ait SEM görüntüleri. **(a-b)** Numuneye ait farklı iki bölgeden alınmış gözenek yapıları ve tane büyüklükleri.

Şekil 3.27 (a-b) 'de %5-HA katkılı titanyum alaşımına ait SEM görüntüleri sırasıyla 20 μm , 10 μm ve 2 μm 'den alınmıştır. Şekillerde titanyum yapısına tutunmuş parlak HA yapısı göze çarpmaktadır. Bu alaşımda oluşan tane büyüklükleri sırasıyla 4,25 μm , 25,5 μm , 20,0 μm , 11,1 μm , 5,05 μm , 38,4 μm , 22,9 μm , 3,95 μm , 8,85 μm olarak ölçülmüştür. Gözenek yapılarının çapları ise 2,19 μm , 7,56 μm , 7,27 μm , 5,68 μm ve 8,63 μm olarak ölçülmüştür. Ölçülen ortalama tane büyüklüğü 14,4 μm , ölçülen ortalama gözenek çapı ise 6,6 μm ölçülmüştür.

3.8.5. %5 HA-Ti 1000 $^{\circ}\text{C}$ deki SEM Analizi

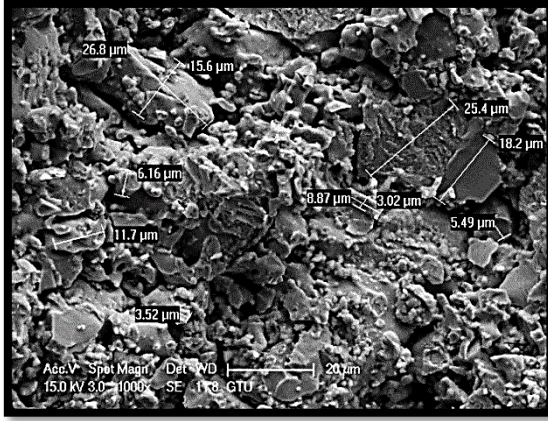


Şekil 3.28. %5-HA katkılı 1000 $^{\circ}\text{C}$ 'de sinterlenen titanyum alaşımına ait SEM görüntüleri (a-b) Numuneye ait farklı iki bölgeden alınmış gözenek yapıları ve tane büyüklükleri.

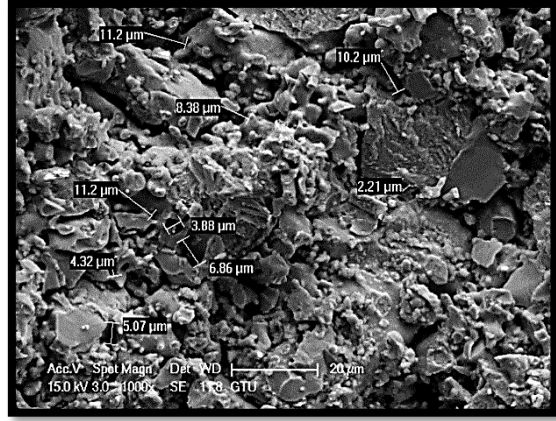
Şekil 3.28 (a-b) de SEM görüntüleri 20 μm 'den alınmıştır. Tane büyüklükleri 13,8 μm , 24,5 μm , 4,40 μm , 15,7 μm , 4,88 μm , 9,03 μm olarak ölçülmüştür. Gözenek çapları ise 7,68 μm , 3,03 μm , 1,76 μm , 3,05 μm , 5,85 μm ve 17,7 μm olarak ölçülmüştür. Ölçülen ortalama tane büyüklüğü 11,6 μm , ölçülen ortalama gözenek çapları ise 6,4 μm ölçülmüştür.

3.8.6. %5 HA-Ti 1150 $^{\circ}\text{C}$ deki SEM Analizi

Şekil 3.29 (a-b) da görülen SEM görüntüleri 20 μm 'den alınmıştır. Görülen tane büyüklükleri 48,1 μm , 4,95 μm , 9,94 μm , 27,3 μm , 3,98 μm , 3,32 μm , 5,69 μm 'dir. Ölçülen gözenek çapları ise 4,25 μm , 4,82 μm , 4,89 μm , 2,12 μm , 1,84 μm , 2,45 μm , 2,48 μm , 5,42 μm , 7,18 μm , 5,04 μm , 2,26 μm , 3,23 μm boyutundadır. Ölçülen ortalama tane büyüklüğü 9,88 μm , ölçülen ortalama gözenek çapları ise 3,75 μm ölçülmüştür.



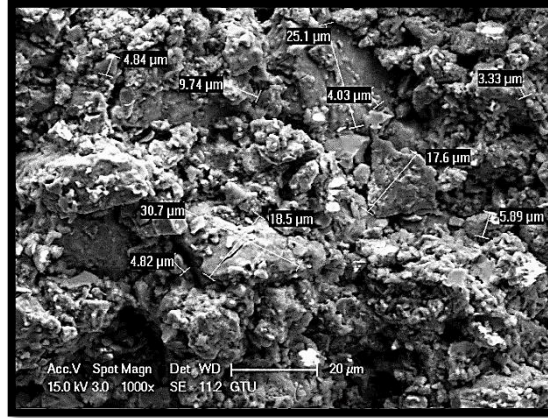
(a)



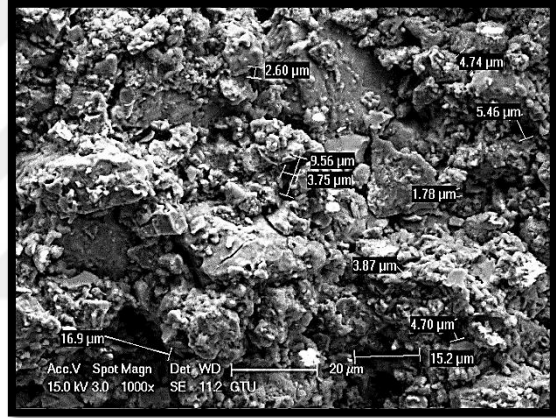
(b)

Şekil 3.29. %5-HA katkılı 1150 °C de sinterlenen titanyum alaşımına ait SEM görüntüleri (a-b) Numuneye ait farklı iki bölgeden alınmış gözenek yapıları ve tane büyüklükleri.

3.8.7. %10 HA-Ti 900 °C deki SEM Analizi



(a)



(b)

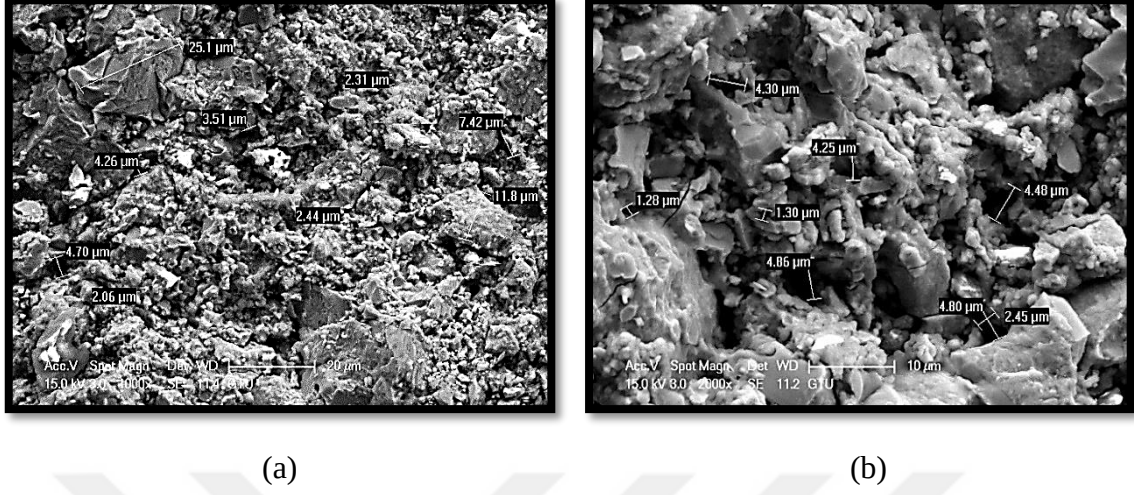
Şekil 3.30. %10-HA (900 °C) katkılı titanyum alaşımına ait SEM görüntüleri. (a-b) Numuneye ait farklı iki bölgeden alınmış gözenek yapıları ve tane büyüklükleri.

Şekil 3.30 (a-b) de görülen SEM görüntüleri 2 µm'den alınmıştır. Görülen tane büyüklükleri 20 µm, 25,5 µm, 5,54 µm, 30,07 µm, 3,98 µm, 17,6 µm, 5,89 µm'dir. Ölçülen gözenek çapları ise 3,75 µm, 2,60 µm ve 15,2 µm, boyutundadır. Ölçülen ortalama tane büyüklüğü 15 µm, ölçülen ortalama gözenek çapları ise 6,75 µm ölçülmüştür.

3.8.8. % 10 HA-Ti 1000 °C deki SEM Analizi

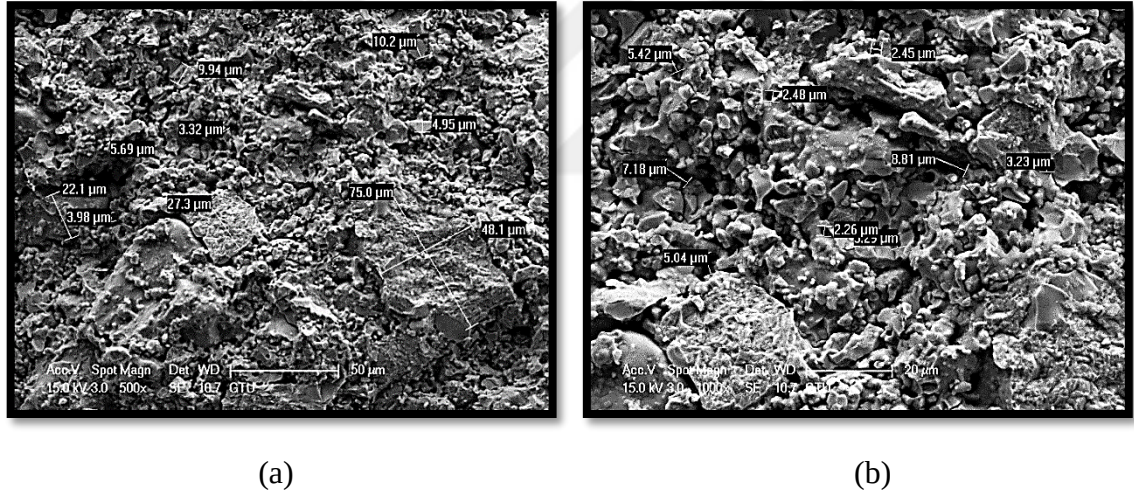
Şekil 3.31 (a-b) de görülen numuneler sırasıyla 20 µm 10 µm'den alınmıştır. Alaşımın SEM görüntülerinde yoğun HA miktarı göze çarpmaktadır. Ölçülen gözenek çapları sırasıyla 4,30 µm, 4,25 µm, 1,30 µm, 1,85 µm, 1,28 µm ve 2,45 µm olarak ölçülmüştür. Tane büyüklükleri sırasıyla 2,5 µm, 6,10 µm, 4,21 µm, 9,38 µm, 11,5 µm ve 41,9 µm olduğu görülmektedir.

Ölçülen ortalama tane büyüklüğü 13,6 μm , ölçülen ortalama gözenek çapları ise 2,66 μm ölçülmüştür.



Şekil 3.31. %10-HA katkılı 1000 °C’de sinterlenen titanyum alaşımına ait SEM görüntüleri.
(a-b) Numuneye ait farklı iki bölgeden alınmış gözenek yapıları ve tane büyüklükleri.

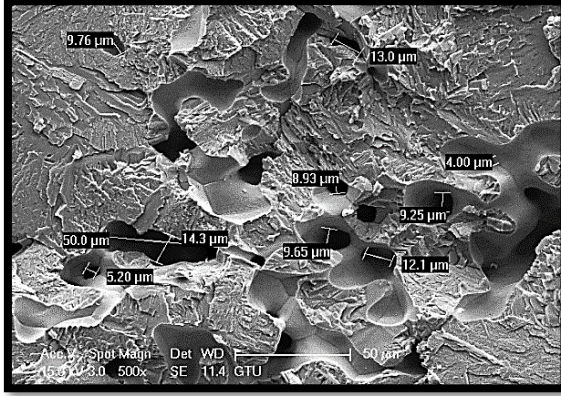
3.8.9. % 10 HA-Tİ 1150 °C deki SEM Analizi



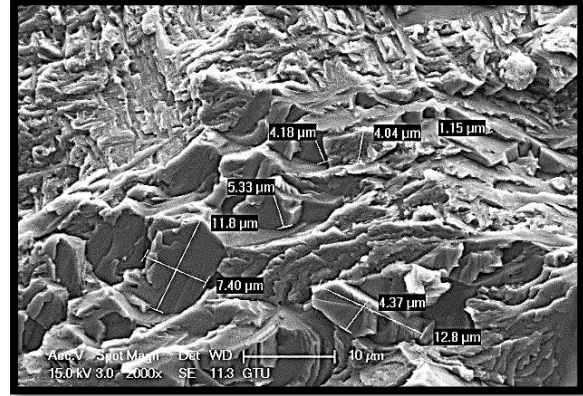
Şekil 3.32. %10-HA katkılı 1150 °C’de sinterlenen titanyum alaşımına ait SEM görüntüleri.
(a-b) Numuneye ait farklı iki bölgeden alınmış gözenek yapıları ve tane büyüklükleri.

Şekil 3.32 (a-b)’da görülen SEM görüntülerinde gözenek çapları 4,25 μm , 4,82 μm , 2,48 μm , 7,18 μm , 5,04 μm ve son olarak 2,45 μm olarak ölçülmüştür. Ölçülen tane büyüklükleri ise 3,98 μm , 27,3 μm , 9,98 μm , 5,85 μm , 8,92 μm olduğu görülmektedir. Ölçülen ortalama tane büyüklüğü 10,4 μm , ölçülen ortalama gözenek çapları ise 4,1 μm ölçülmüştür.

3.8.10. Ti-6Al-4V 1150 °C deki SEM Analizi



(a)

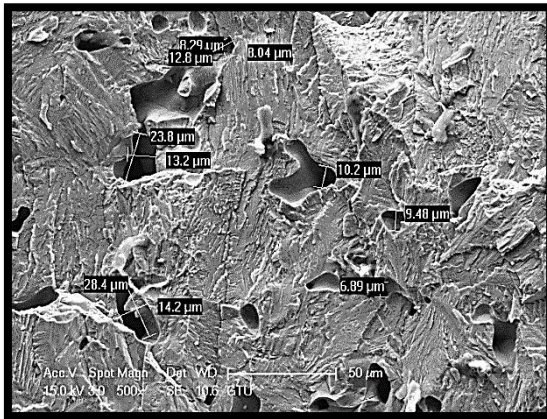


(b)

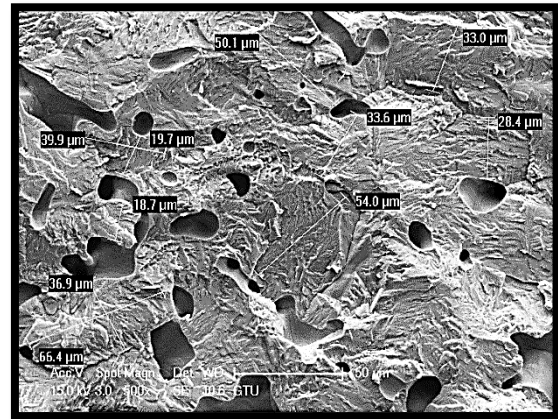
Şekil 3.33. Ti-6Al-4V titanyum alaşımına ait SEM görüntüleri verilmiştir. **(a-b)** Numuneye ait farklı iki bölgeden alınmış gözenek yapıları ve tane büyüklükleri.

Şekil 3.33 (a-b) 'da görülen SEM görüntüleri sırasıyla 50 µm, 10 µm'den alınmıştır. Saf-Ti ve HA katkılı Ti alaşımlarına göre daha kararlı bir malzeme sergilendiği görülmektedir. 9,76 µm, 14,3 µm, 5,20 µm, 12,1 µm, 9,25 µm, 4 µm, 14,1 µm, 9,06 µm, 5,77 µm çaplarında gözeneklerin olduğu görülmektedir. Oluşan yapının tane büyüklükleri 4,18 µm, 5,33 µm, 4,04 µm, 1,15 µm, 4,37 µm, 12,8 µm, 7,40 µm olduğu görülür. Ölçülen ortalama tane büyüklüğü 5,4 µm, ölçülen ortalama gözenek çapları ise 9,5 µm ölçülmüştür.

3.8.11. Ti-6Al-4Mo 1150 °C deki SEM Analizi



(a)



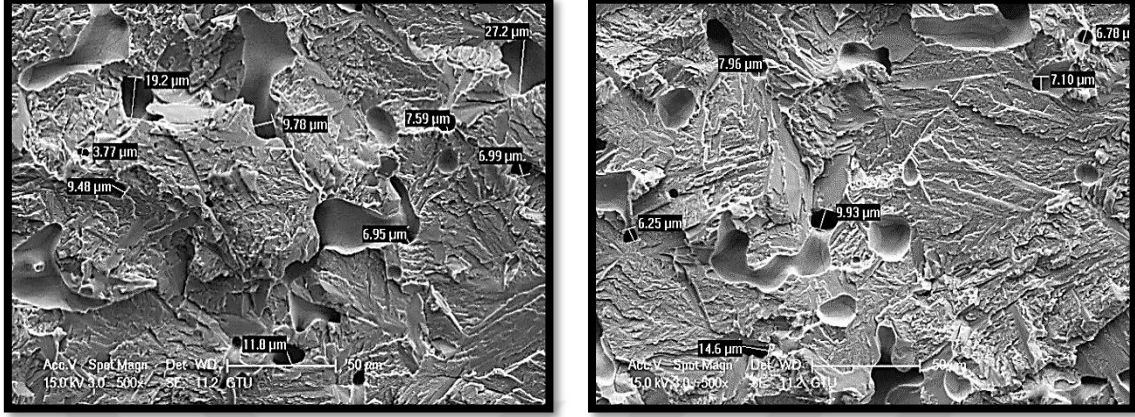
(b)

Şekil 3.34. Ti-6Al-4Mo titanyum alaşımına ait SEM görüntüleri verilmiştir. **(a-b)** Numuneye ait farklı iki bölgeden alınmış gözenek yapıları ve tane büyüklükleri.

Şekil 3.34 (a-b) de 1150 °C'de üretilen Ti-6Al-4Mo alaşımına ait SEM görüntüleri 50 µm'den alınmıştır. Ölçülen gözenek çapları 13,2 µm, 8,04 µm, 10,2 µm, 9,48 µm, 6,89 µm, 14,2 µm olduğu görülmüştür. Tane büyüklükleri ise 28,4 µm, 18,7 µm, 19,7 µm, 23,2 µm, 19,5 µm ve

21,6 μm ölçülmüştür. Ölçülen ortalama tane büyüklüğü 21,6 μm , ölçülen ortalama gözenek çapları ise 10,5 μm ölçülmüştür.

3.8.12. Ti-6Al-7Nb 1150 $^{\circ}\text{C}$ deki SEM Analizi



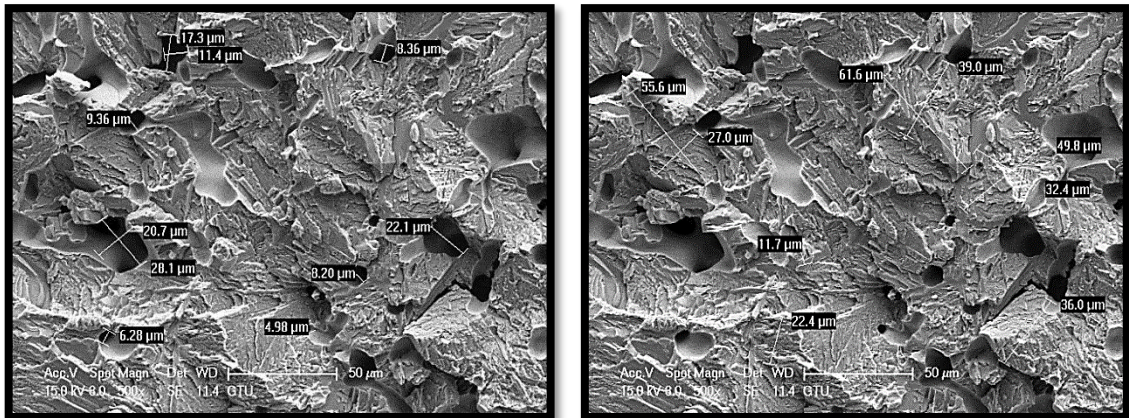
(a)

(b)

Şekil 3.35. Ti-6Al-7Nb titanyum alaşımına ait SEM görüntüleri. **(a-b)** Numuneye ait farklı iki bölgeden alınmış gözenek yapıları ve tane büyüklükleri.

Şekil 3.35 (a-b) de 1150 $^{\circ}\text{C}$ 'de üretilen Ti-6Al-4Nb alaşımına ait SEM görüntüleri 50 μm 'den alınmıştır. Ölçülen gözenek çapları 3,77 μm , 9,42 μm , 9,78 μm , 11,8 μm , 6,99 μm , 7,10 μm , 9,93 μm , 6,25 μm , 6,78 μm olduğu görülmüştür. Tane büyüklükleri ise 3,42 μm , 3,36 μm , 2,05 μm , 20,4 μm , 37,1 μm ve 9,93 μm ölçülmüştür. Ölçülen ortalama tane büyüklüğü 12,5 μm , ölçülen ortalama gözenek çapları ise 7,1 μm ölçülmüştür.

3.8.13. Ti-6Al-6Nb-Ta 1150 $^{\circ}\text{C}$ deki SEM Analizi



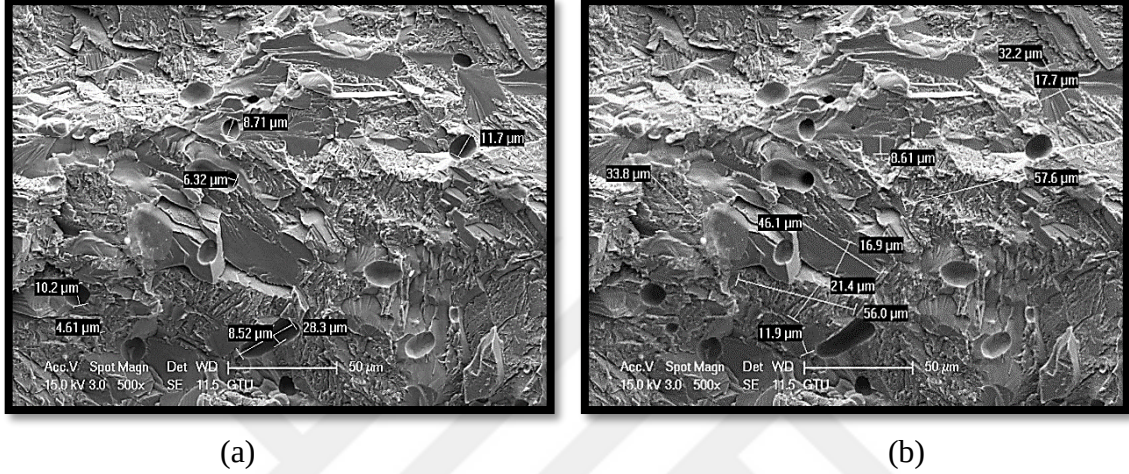
(a)

(b)

Şekil 3.36. Ti-6Al-6Nb-Ta titanyum alaşımına ait SEM görüntüleri verilmiştir. **(a-b)** Numuneye ait farklı iki bölgeden alınmış gözenek yapıları ve tane büyüklükleri.

Şekilde 3.36 da 1150 °C’de üretilen Ti-6Al-4Nb alaşımına ait SEM görüntüleri 50 µm’den alınmıştır. Ölçülen gözenek çapları 11,4 µm, 8,36 µm, 20,7 µm, 8,20 µm, 6,28 µm, 5,74 µm, 19,7 µm olduğu görülmüştür. Tane büyüklükleri ise 39 µm, 22,4 µm, 32,4 µm, 5,90 µm, 8,32 µm ve 9,7 µm ölçülmüştür. Ölçülen ortalama tane büyüklüğü 18,3 µm, ölçülen ortalama gözenek çapları ise 10,8 µm ölçülmüştür.

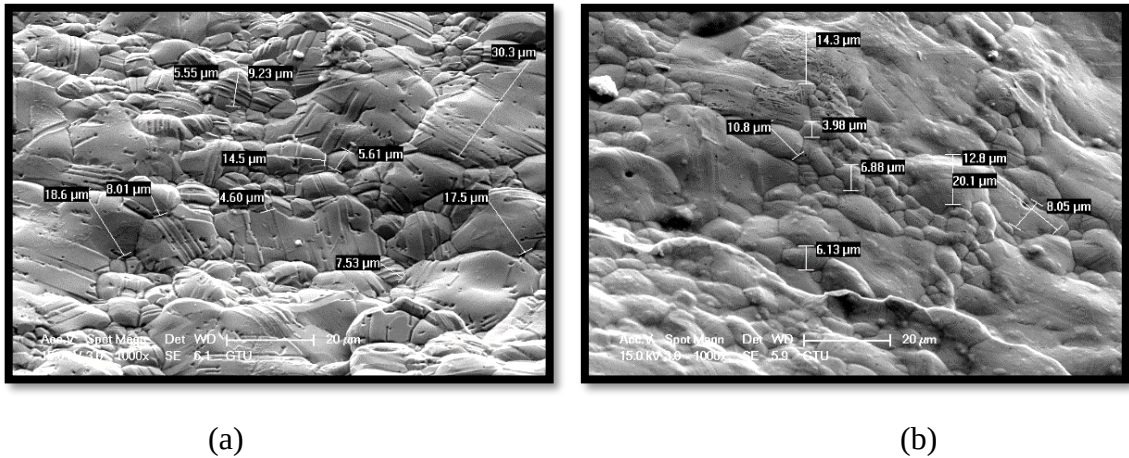
3.8.14. Ti-6Al-2Nb-Ta 1150 °C deki SEM Analizi



Şekil 3.37. Ti-6Al-2Nb-Ta titanyum alaşımına ait SEM görüntüleri. (a-b) Numuneye ait farklı iki bölgeden alınmış gözenek yapıları ve tane büyüklükleri.

Şekil 3.37 de 1150 °C’de üretilen Ti-6Al-2Nb-Ta alaşımına ait SEM görüntüleri 50 µm’den alınmıştır. Ölçülen gözenek çapları 8,71 µm, 11,7 µm, 6,32 µm, 10,2 µm, 4,61 µm, 11,7 µm, 15,5 µm, 6,03 µm, 6,22 µm olduğu görülmüştür. Tane büyüklükleri ise 16,9 µm, 11,9 µm, 15 µm, 18,9 µm, 15,9 µm ve 21,4 µm ölçülmüştür. Ölçülen ortalama tane büyüklüğü 16,3 µm, ölçülen ortalama gözenek çapları ise 8,6 µm ölçülmüştür.

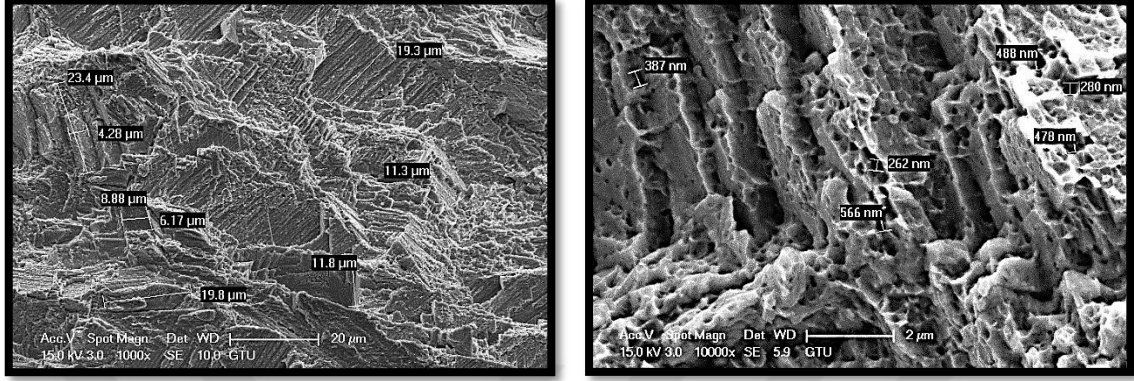
3.8.15 Saf-Co 1150 °C deki SEM Analizi



Şekil 3.38. Saf-kobalt alaşımına ait SEM görüntüleri. (a-b) Numuneye ait farklı iki bölgeden alınmış gözenek yapıları ve tane büyüklükleri.

Şekil 3.38 de verilen Saf-kobaltta ait SEM resimleri 20 μm 'den alınmıştır. Saf-kobalta ait tane büyüklükleri sırasıyla 5.55 μm , 9.23 μm , 5.61 μm , 4.60 μm , 17.5 μm , 8.01 μm , 19.5 μm , 3.98 μm , 10.8 μm , 6.13 μm , 6.88 μm , 8.05 μm and 12.8 μm ölçülmüştür.

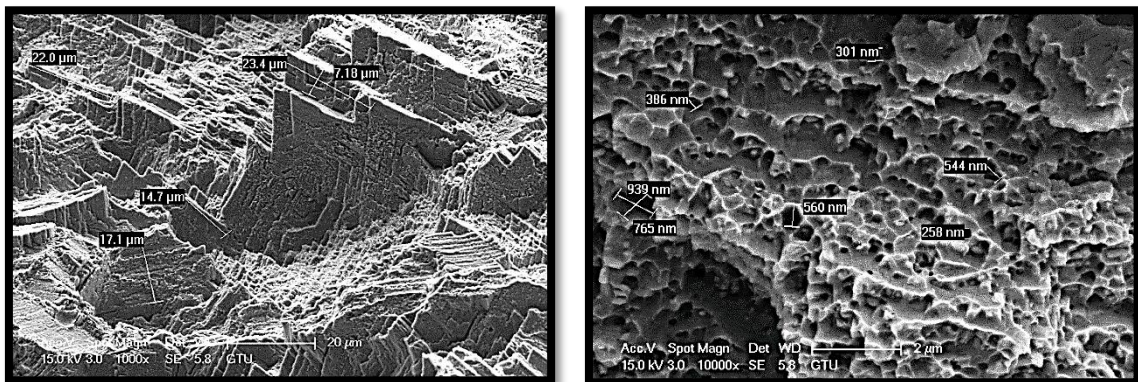
3.8.16. Co-Cr-W-Si Alaşımı SEM Analizi



Şekil 3.39. Co-Cr-W-Si alaşımına ait SEM görüntüleri. (a-b) Numuneye ait farklı iki bölgeden alınmış gözenek yapıları ve tane büyüklükleri.

Şekil 3.39 da Co-Cr-W-Si alaşımına ait SEM resimlerinde oluşan gözenek çaplarının büyüklüğü 296 nm, 399 nm, 313 nm, 495 nm, 387 nm, 262 nm, 280 nm, 478 nm olduğu görülmektedir. Oluşan tane büyüklükleri ise 4,28 μm , 6,17 μm , 9,6 μm , 11,3 μm , 19,8 μm , 25,4 μm , 18,3 μm 4,27 μm ölçülmüştür. Ölçülen ortalama tane büyüklüğü 12,1 μm , ölçülen ortalama gözenek çapları ise 363,75 nm ölçülmüştür.

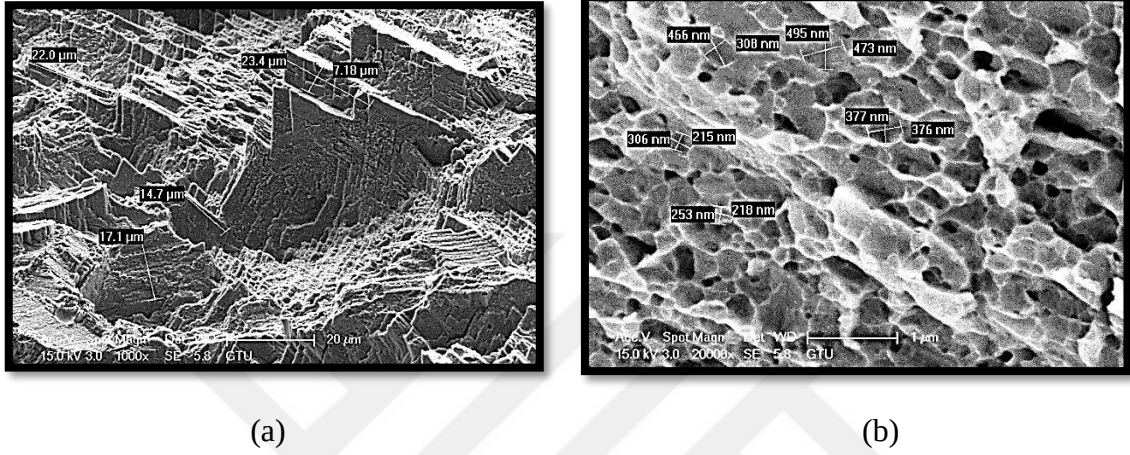
3.8.17. Tavlanmış Co-Cr-W-Si SEM Analizi



Şekil 3.40. Tav-Co-Cr-W-Si alaşımına ait SEM görüntüleri. (a-b) Numuneye ait farklı iki bölgeden alınmış gözenek yapıları ve tane büyüklükleri.

Şekil 3.40 de tavlanmış Co-Cr-W-Si alaşımına ait SEM resimlerinde oluşan gözenek çaplarının büyüklüğü 541 nm, 678 nm, 381 nm, 680 nm, 301 nm, 560 nm, 258 nm, 939 nm olduğu görülmektedir. Oluşan tane büyüklükleri ise 8,84 μm , 16,7 μm , 7,18 μm , 14,7 μm , 17,1 μm , 22 μm 23,4 μm ölçülmüştür. Ölçülen ortalama tane büyüklüğü 15,2 μm , ölçülen ortalama gözenek çapları ise 542 nm ölçülmüştür.

3.8.18. Co-Cr-W-Mo-Si Alaşımı SEM Analizi

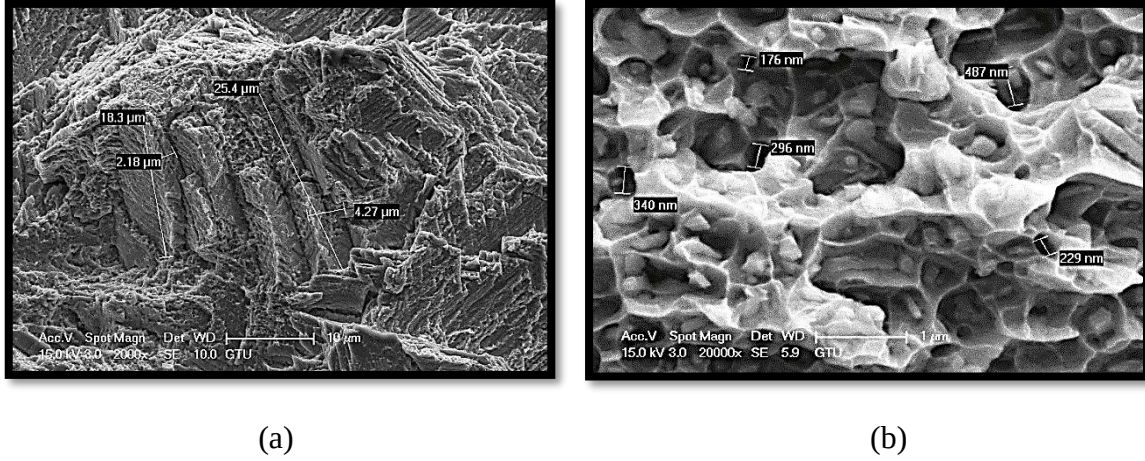


Şekil 3.41. Co-Cr-W-Mo-Si alaşımına ait SEM görüntüleri verilmiştir. **(a-b)** Numuneye ait farklı iki bölgeden alınmış gözenek yapıları ve tane büyüklükleri.

Şekil 3.41 de Co-Cr-W-Mo-Si alaşımına ait SEM resimlerinde oluşan gözenek çaplarının büyüklüğü 118 nm, 245 nm, 264 nm, 178 nm, 273 nm, 208nm, 304 nm olduğu görülmektedir. Oluşan tane büyüklükleri ise 22 μm , 7,18 μm , 14,7 μm , 17,1 μm , 12,8 μm ve 14,7 μm ölçülmüştür. Ölçülen ortalama tane büyüklüğü 14,3 μm , ölçülen ortalama gözenek çapları ise 227 nm ölçülmüştür.

3.8.19. Tavlanmış Co-Cr-W-Mo-Si SEM Analizi

Şekil 3.42 da tavlanmış Co-Cr-W-Mo-Si alaşımına ait SEM resimlerine bakıldığında diğer alaşımlara oranla daha farklı davranışlar sergilediği görülmüştür. Ölçülen tane boyutları 18,3 μm , 2,18 μm , 25,4 μm ve 4,27 μm ölçülmüştür. Bu bölgede bulunan gözenek çapları 340 nm, 176 nm, 194 nm, 150 nm, 296 nm, 229 nm ve 487 nm ölçülmüştür. Ölçülen ortalama tane büyüklüğü 12,53 μm , ölçülen ortalama gözenek çapları ise 267 nm ölçülmüştür.



Şekil 3.42. Tav-Co-Cr-W-Mo-Si alaşıma ait SEM görüntüleri verilmiştir. **(a-b)** Numuneye ait farklı iki bölgeden alınmış gözenek yapıları ve tane büyüklükleri.

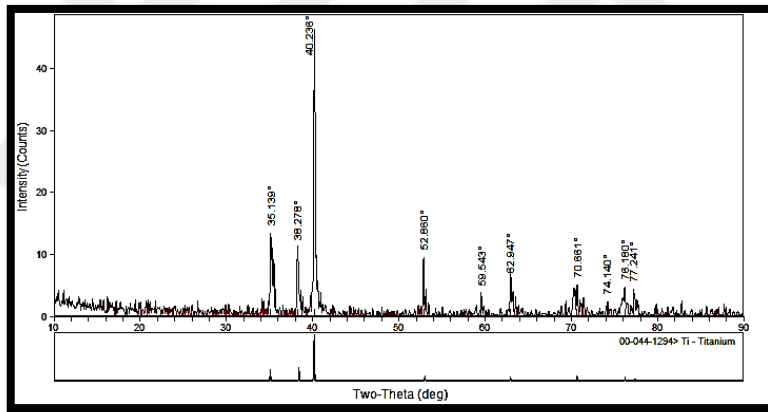
Üç farklı sıcaklık değerinde (900°C , 1000°C ve 1150°C) üretilen saf titanyum metallerinin SEM resimleri incelendiğinde 1150°C 'de üretilen numune daha kararlı bir yüzey morfolojisine sahip görünmektedir. Ayrıca bu numunedeki gözenek yapılarının daha düzgün dağılımlı yuvarlak geometriye yakın olduğu görünmektedir. Gözenek çaplarının büyüklüğü ile alakalı 1000°C ve 1150°C 'de üretilen numuneler arasında anlamlı bir fark gözüküyorken 900°C 'de üretilen numuneye oranla her iki numunede de çapın küçüldüğü görülmektedir. Burada şu sonuç çıkarılabilir; sinterleme sıcaklığı arttıkça gözenek boyutlarının gittikçe küçüldüğü ve daha küresel bir şekil aldığı söylenebilir. Üç farklı sıcaklıkta üretilen 900°C , 1000°C ve 1150°C de %5-HA katkılı titanyum alaşımlarında, 1000°C ve 1150°C 'de üretilen numuneler arasında anlamlı bir gözenek çapı farklılığı yokken her iki numunede bulunan gözeneklerin çaplarının 900°C 'de üretilen numunenin gözenek çapından küçük olduğu görülmektedir. Üç farklı sıcaklıkta üretilen (900°C , 1000°C ve 1150°C) %10-HA katkılı titanyum alaşımlarında, 1000°C ve 1150°C 'de üretilen numuneler arasında anlamlı bir gözenek çapı farklılığı oluşmamışken her iki numunede bulunan gözeneklerin çaplarının 900°C 'de üretilen numunenin gözenek çapından küçük olduğu görülmektedir. Fakat burada gözeneklerin yoğunluğunun tüm numunelerden fazla olduğu da görülmektedir. Ti-6Al-4V, Ti-6Al-4Mo ve Ti-6Al-7Nb alaşımlarının gözenek çapları karşılaştırıldığında anlamlı bir farka rastlanmamıştır. Fakat Ti-6Al-4V ve Ti-6Al-7Nb alaşımlarının gözenek yoğunluğu hemen hemen birbirine eşit ve Ti-6Al-4Mo'ya göre daha yoğundur. Gözenek şekilleri her 3 alaşım içinde küresele yakındır. Tane büyüklüklerine bakıldığında Ti-6Al-4V ve Ti-6Al-4Mo alaşımın tane boyutları hemen hemen bir birine yakındır fakat Ti-6Al-7Nb alaşımın tane büyüklüğü bu iki alaşıma oranla nispeten büyüktür. Ti-6Al-6Nb-Ta alaşımı ve Ti-6Al-2Nb-Ta alaşımları karşılaştırıldığında; Ti-6Al-2Nb-Ta alaşımı Ti-6Al-6Nb-Ta alaşımına oranla daha küçük gözenek yapısına ve tane

boyutuna sahiptir. Ayrıca oluşan gözenekler şu ana kadar bu çalışmada saf toz numunelerden üretilen en iyi düzgün dağılımlı yuvarlak gözeneklerdir. Gözenek çaplarının ve şekillerinin hem alaşımanın mekanik özellikleri üzerinde hem de osseointegrasyon etkileri üzerinde etkileri olduğu bilinmektedir. Saf kobalt ve alaşımlarının SEM resimleri incelenecek olursa Co-Cr-W-Si ve alaşımı için tavlama tane boyutunu ve gözenek çapını artırdığı görülmektedir. Fakat Co-Cr-W-Mo-Si alaşımında bu durum tam tersine dönmüştür. Ayrıca Co-Cr-W-Mo-Si alaşımı Co-Cr-W-Si alaşımına göre daha ince yapı bir alaşım olduğu görülmektedir.

3.9. XRD SONUÇLARI

3.9.1. Saf-Ti 900 °C deki XRD Analizi

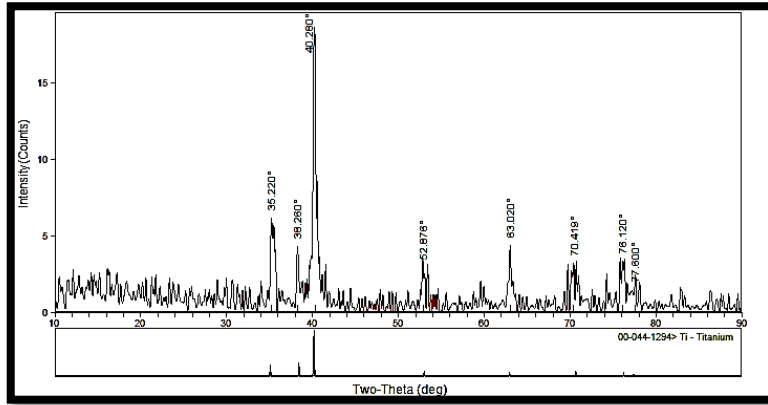
Bu çalışmada üretilen saf titanyum/kobalt ve alaşımlarının, X-ışını difraktometrisi (XRD, XRD-6100 Shimadzu) kullanılarak yapılmıştır. XRD tarama Aralığı 10^0 - 90^0 olarak belirlenmiştir. Cu X-ışını tüpü hedefi, voltaj = 40.0 (kV) ve akım = 30.0 (mA) ölçüm detayları kullanılmıştır.



Şekil 3.43. 900 °C’de üretilmiş saf titanyumun XRD analizi.

Şekil 3.43 de 900 °C’de vakumlanmış kuarz tüpün içinde 4 saat süre ile sinterlenmiş saf titanyumun x-ışını difraktometresi verilmiştir. Bu örnek için fazlar hekzagonal sıkı yapıdadır (hcp). Maksimum tepe noktası $40,238^0$ α -(111) de görülmektedir. Diğer tepe noktaları sırası ile $35,139^0$ α -(111), $38,278^0$ α -(002), $52,860^0$ α -(200), $59,543^0$ α -(123), $62,847^0$ α -(510), $70,661^0$ α -(043), $74,140^0$ α -(311), $76,180^0$ α -(404), $77,241^0$ α -(153) olarak ölçülmüştür. Bu açılardaki atomik düzlemler arası mesafe (d) ise sırasıyla; 2,25 (Å), 2,53 (Å), 2,34 (Å), 2,22 (Å), 1,72 (Å), 1,5 (Å), 1,4 (Å), 1,3 (Å), 1,2 (Å), 1,2 (Å), 1,2 (Å), ölçülmüştür. Titanyum ve alaşımlarında α -faz hekzagonal sıkı paket (hcp) olarak bilinir.

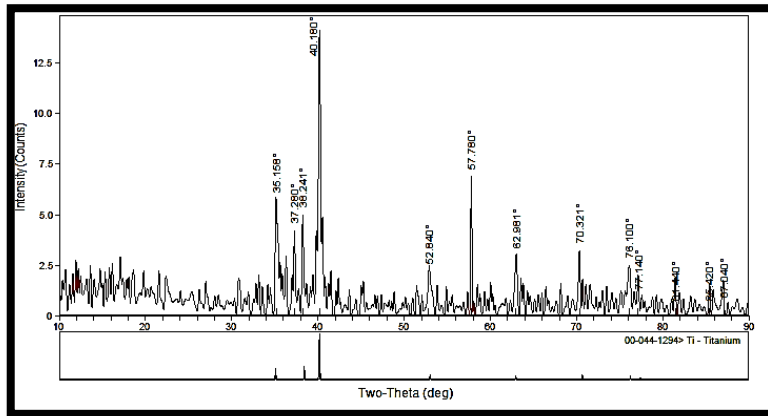
3.9.2. Saf-Ti 1000 °C deki XRD Analizi



Şekil 3.44. 1000 °C’de üretilmiş saf titanyumun XRD analizi.

Şekil 3.44 de 1000 °C’de vakumlanmış kuarz tüpün içinde 4 saat süre ile sinterlenmiş saf titanyumun x-ışını difraktometresi verilmiştir. Bu örnek için fazlar hekzagonal sıkı yapıdadır (hcp). Maksimum tepe noktası 40,280° α -(101)de görülmektedir. Diğer tepe noktaları sırası ile 35,220° α -(100), 38,280°, α -(002), 52,878°, α/β -(102), 63,020°, α -(110), 70,419°, α/β -(103), 76,120°, α -(112), 77,600° α -(201) olarak ölçülmüştür. Bu açılardaki atomik düzlemler arası mesafe (d) ise sırasıyla; 2,23 (Å), 2,5 (Å), 2,3 (Å), 1,7 (Å), 1,4 (Å), 1,3 (Å), 1,2 (Å), 1,2 (Å), ölçülmüştür.

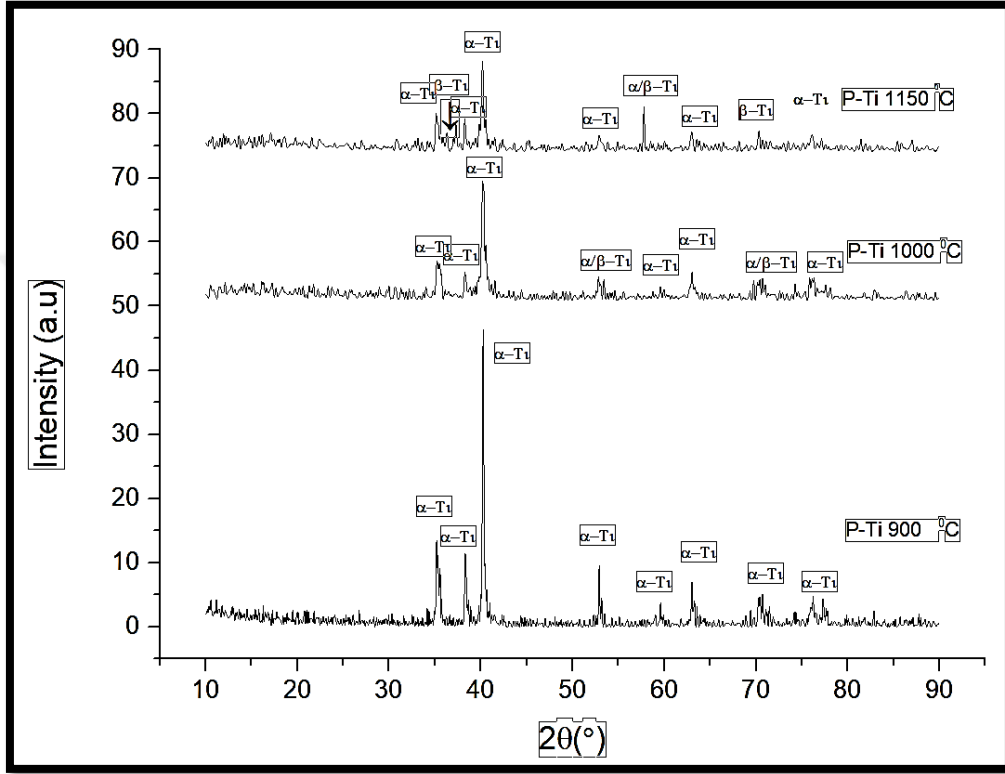
3.9.3. Saf-Ti 1150 °C deki XRD Analizi



Şekil 3.45. 1150 °C’de üretilmiş saf titanyumun XRD analizi.

Şekil 3.45 de 1150 °C’de vakumlanmış kuarz tüpün içinde 4 saat süre ile sinterlenmiş saf titanyumun x-ışını difraktometresi verilmiştir. Bu örnekte diğer örneklerle oranla daha fazla tepe noktası görülmektedir. Bunların arasında en dikkat çekici olanı 37,280° olan tepe noktası ve minör fazlardan yeni evrilmiş sonda gözükten tepe noktalarıdır. Bu örnek için fazlar hekzagonal

sıkı yapı (hcp) ve hacim merkezli kübik yapıdadır (bcc). Maksimum tepe noktası $40,180^{\circ}$ α -(101)'de görülmektedir. Diğer tepe noktaları sırası ile $35,158^{\circ}$ α -(100), β - $37,280^{\circ}$ α/β -(100), $38,241^{\circ}$ α -(002), $52,840^{\circ}$ α -(210), $57,780^{\circ}$ α/β -(114), $62,981^{\circ}$ α -(110), $70,321^{\circ}$ β -(013), $76,100^{\circ}$ α -(112) olarak ölçülmüştür. Bu açılardaki atomik düzlemler arası mesafe (d) ise sırasıyla; 2,24 (Å), 2,548 (Å), 2,540 (Å), 2,3 (Å), 2,24 (Å), 0,96(Å), 0,917 (Å), 1,4 (Å), 1,3 (Å), 1,248 (Å), ölçülmüştür. Titanyum ve alaşımlarında β -faz hacim merkezli kübik yapı (bcc) olarak bilinir.



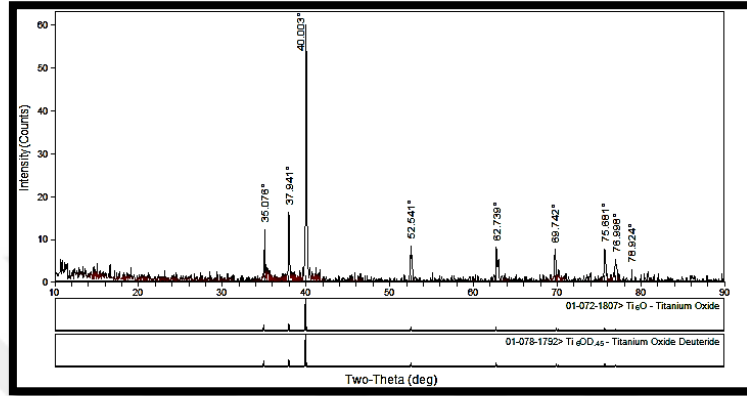
Şekil 3.46. 900 °C, 1000 °C ve 1150 °C sinterlenmiş saf-titanyumun XRD analizi.

Şekil 3.46 da sırasıyla 900 °C, 1000 °C, 1150 °C sinterlenmiş saf titanyum difraktometreleri gösterilmiştir. Buna göre her 3 sıcaklıkta da hedeflenen Titanyum difraktometrelerine ulaşılmıştır. Elde edilen Titanyum yapılarına ait XRD kartları her 3 numune için de 00,044,1294>Ti, olduğu görülmüştür. Sinterleme sıcaklığının artması ile α -Ti (hcp) yapılarının β -Ti (bcc) yapılarına dönüşmeye çalıştığı görülmektedir. Nihai olarak 1150 C’de nihai β -Ti fazlarının oluştuğu görülmektedir.

3.9.4. %5HA-Ti 900 °C deki XRD Analizi

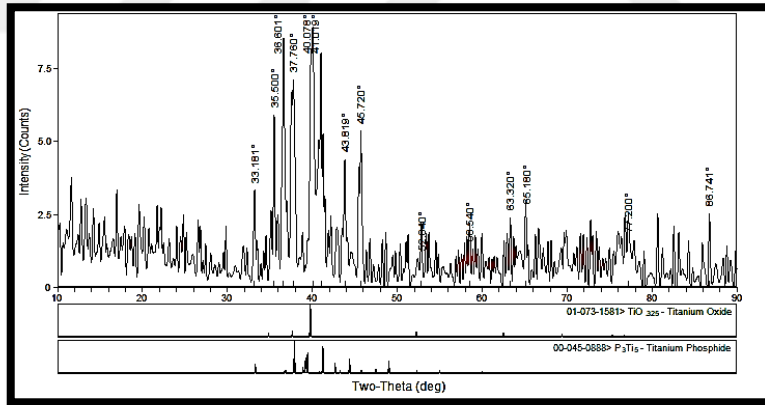
Şekil 3.47 de görülen XRD difraktometresi ağırlıkça %5 HA katkılı saf titanyum 4 saat süre ile 900 °C’de sentezlenerek elde edilmiştir. Bu difraktometrede görülen titanyum yapısının yanı sıra minör/düşük fazlarda HA yapısına ait fazların ortaya çıktığı görülmüştür. Difraktometrede en yüksek tepe noktası $40,003^{\circ}$ derecede ortaya çıkmıştır. Sırasıyla devam eden tepe noktaları;

35,078⁰, 37,941⁰, 52,541⁰, 62,739⁰, 68,742⁰, 75,681⁰, 76,998⁰ ve son olarak 78,924⁰ derecelerinde tepe noktaları gözlenmektedir. Görülen tepe noktaları 52,541⁰ açısı hariç hepsi α -Ti hegzagonal sıkı yapıda (hcp) oldukları görülmektedir. Sadece 52,541⁰ de α -Ti yapısına CaTiO₃ iyonu ilave olduğu görülmüştür. Ayrıca tepe noktaları arasında görülen minör fazlarda 36,042⁰ derecede Ti_xP_y, 38,652⁰ derecede Ti_xP_y, 39,321⁰ de CaTiO₃, 41,280⁰ da Ti_xP_y, 43,872⁰ de CaTiO₃, 46,100⁰ de Ti_xP_y, 63,700⁰ de CaTiO₃ yapıları oluşmuştur.



Şekil 3.47. 900 °C sinterlenmiş %5 HA içerikli Ti alaşımasının XRD analizi.

3.9.5. %5HA-Ti 1000 °C deki XRD Analizi

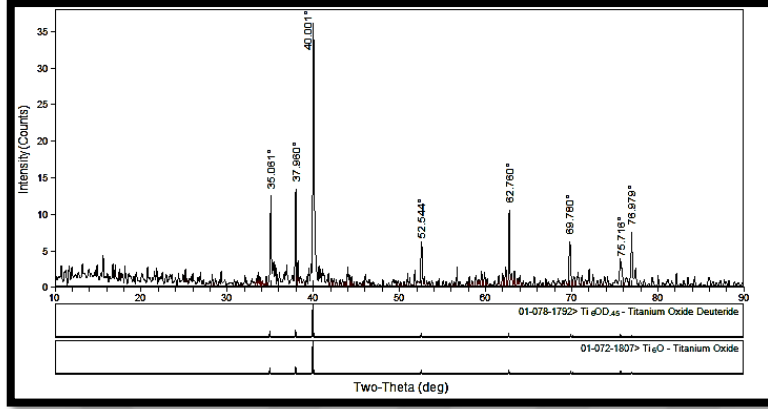


Şekil 3.48. 1000°C’de sinterlenen %5 HA içerikli Ti alaşımına ait XRD analizi

Şekil 3.48 de görülen XRD difraktometresi; ağırlıkça %5 HA katkılı saf titanyum 4 saat süre ile 1000 °C’de sentezlenerek elde edilmiştir. Bu difraktometrede görülen titanyum yapısının yanı sıra minör fazlarda HA yapısına ait fazların ortaya çıktığı görülmüştür. Difraktometrede en yüksek tepe noktası 40,003⁰ derecede ortaya çıkmıştır. Sırasıyla devam eden tepe noktaları; 35,078⁰, 37,941⁰, 52,541⁰, 62,739⁰, 68,742⁰, 75,681⁰, 76,998⁰ ve son olarak 78,924⁰ derecelerinde tepe noktaları görülmektedir. Görülen tepe noktaları 52,541⁰ açısı hariç hepsi α -Ti hegzagonal sıkı yapıda (hcp) oldukları görülmektedir. Sadece 52,541⁰ de α -Ti yapısına

CaTiO₃ iyonu ilave olduğu görülmüştür. Ayrıca tepe noktaları arasında görülen minör fazlarda 36,042⁰ derecede Ti_xP_y, 38,652⁰ derecede Ti_xP_y, 39,321⁰ de CaTiO₃, 41,280⁰ da Ti_xP_y, 43,872⁰ de CaTiO₃, 46,100⁰ de Ti_xP_y, 63,700⁰ de CaTiO₃ fazları görülmektedir.

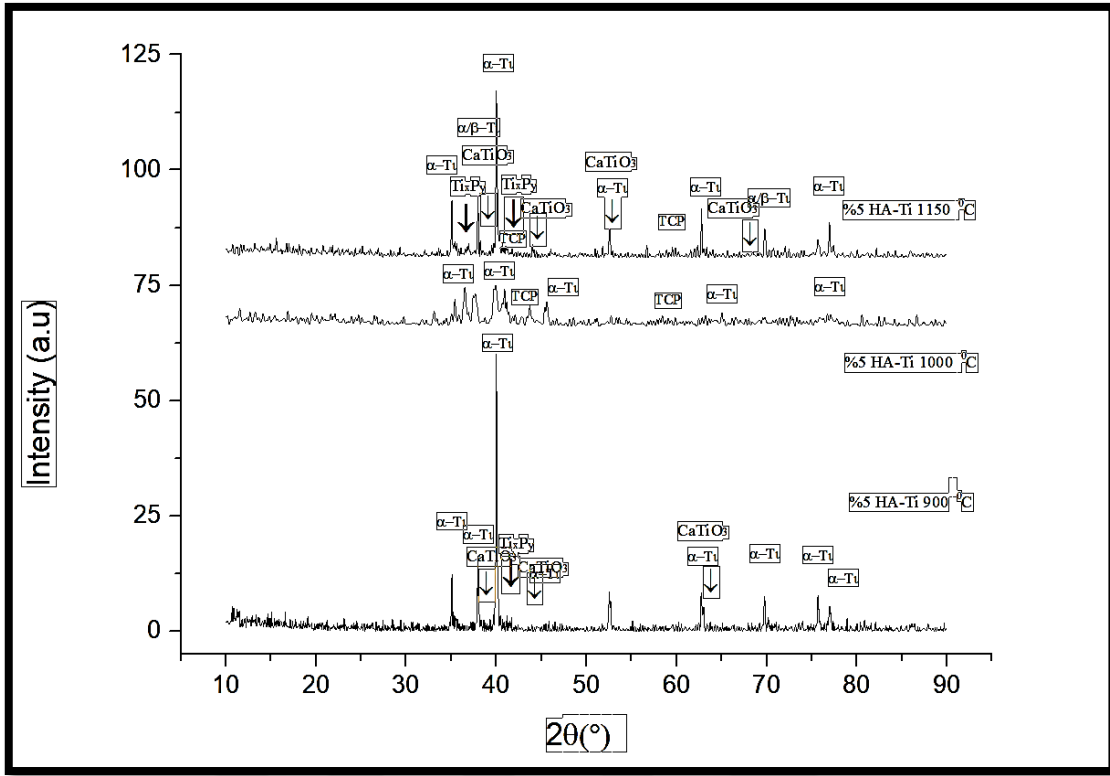
3.9.6. %5HA-Ti 1150 °C deki XRD Analizi



Şekil 3.49. 1150 °C’de sinterlenen %5HA katkılı Ti-alaşımına ait XRD analizi.

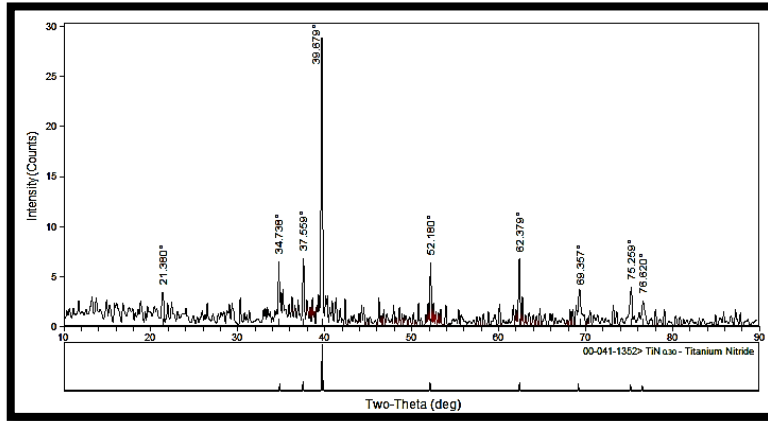
Şekil 3.49 da görülen XRD difraktometresi ağırlıkça %5 HA katkılı saf titanyum 4 saat süre ile 1150 °C’de sentezlenerek elde edilmiştir. Bu difraktometrede görülen titanyum yapısının yanı sıra minör fazlarda HA yapısına ait fazların ortaya çıktığı görülmüştür. Difraktometrede en yüksek tepe noktası 40,003⁰ derecede ortaya çıkmıştır. Sırasıyla devam eden tepe noktaları; 35,078⁰, 37,941⁰, 52,541⁰, 62,739⁰, 68,742⁰, 75,681⁰, 76,998⁰ ve son olarak 78,924⁰ derecelerinde tepe noktaları görülmektedir. Görülen tepe noktaları 52,541⁰ açısı hariç hepsi α-Ti hegzagonal sıkı yapıda (hcp) oldukları görülmektedir. Sadece 52,541⁰ de α-Ti yapısına CaTiO₃ iyonu ilave olduğu görülmüştür. Ayrıca tepe noktaları arasında görülen minör fazlarda 36,042⁰ derecede Ti_xP_y, 38,652⁰ derecede Ti_xP_y, 39,321⁰ de CaTiO₃, 41,280⁰ da Ti_xP_y, 43,872⁰ de CaTiO₃, 46,100⁰ de Ti_xP_y, 63,700⁰ de CaTiO₃.

Şekil 3.49 da %5 HA katkılı Titanyum alaşımları sırasıyla 900 °C, 1000 °C ve 1150 °C’de sinterlenerek üretilmiştir. Üretilen alaşımlarda 900 C’de 01,072,1807>TiO ve 01,078,1792 TiOD, 1000 C’de 01,073,1581>TiO, 00,045,0888>P₃Ti₅ ve 1150 C’de sinterlenen numune için 01,072,1807>TiO, 01,0721792>TiOD yapıları öne çıkan yapılar olmuştur.



Şekil 3.50. Farklı sıcaklıklarda (900 °C, 1000 °C ve 1150 °C)'de üretilmiş %5 HA katkılı titanyum alaşımının XRD analizi.

3.9.7. %10HA-Ti 900 °C deki XRD Analizi

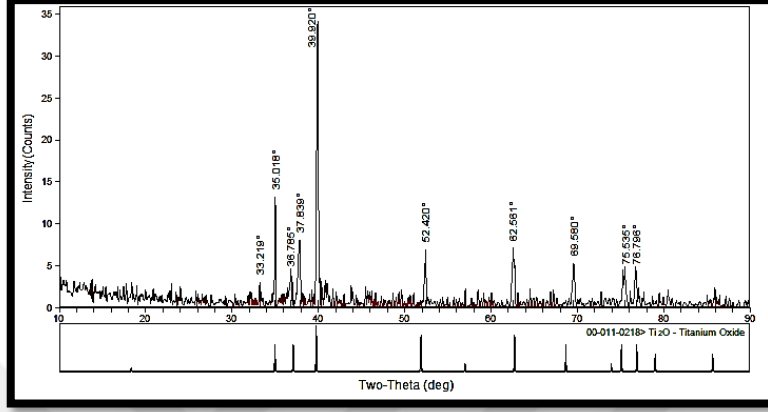


Şekil 3.51. %10 HA katkılı Ti (900 °C) alaşımına ait XRD analizi.

Şekil 3.51 de görülen XRD difraktometresi ağırlıkça %10 HA katkılı saf titanyum 4 saat süre ile 900 °C'de sentezlenerek elde edilmiştir. Bu difraktometrede görülen titanyum yapısının yanı sıra minör fazlarda HA yapısına ait fazların ortaya çıktığı görülmüştür. Difraktometrede en yüksek tepe noktası 40,003° derecede ortaya çıkmıştır. Sırasıyla devam eden tepe noktaları; 35,078°, 37,941°, 52,541°, 62,739°, 68,742°, 75,681°, 76,998° ve son olarak 78,924° derecelerinde tepe noktaları görülmektedir. Görülen tepe noktaları 52,541° açısı hariç hepsi α-

Ti hegzagonal sıkı yapıda (hcp) oldukları görülmektedir. Sadece 52,541⁰ de α -Ti yapısına CaTiO₃ iyonu ilave olduğu görülmüştür. Ayrıca tepe noktaları arasında görülen minör fazlarda 36,042⁰ derecede Ti_xP_y, 38,652⁰ derecede Ti_xP_y, 39,321⁰ de CaTiO₃, 41,280⁰ da Ti_xP_y, 43,872⁰ de CaTiO₃, 46,100⁰ de Ti_xP_y, 63,700⁰ de CaTiO₃.

3.9.8. %10HA-Ti 1000 °C deki XRD Analizi



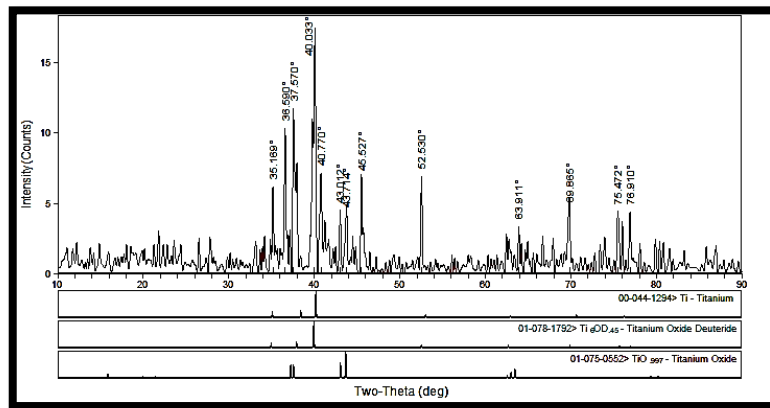
Şekil 3.52. %10 HA katkılı Ti (1000 °C) alaşımına ait XRD analizi.

Şekil 3.52 de görülen XRD difraktometresi ağırlıkça %10 HA katkılı saf titanyum 4 saat süre ile 900 °C’de sentezlenerek elde edilmiştir. Bu kırınımında görülen titanyum yapısının yanı sıra minör fazlarda HA yapısına ait fazların ortaya çıktığı görülmüştür. Difraktometrede en yüksek tepe noktası 40,003⁰ derecede ortaya çıkmıştır. Sırasıyla devam eden tepe noktaları; 35,078⁰, 37,941⁰, 52,541⁰, 62,739⁰, 68,742⁰, 75,681⁰, 76,998⁰ ve son olarak 78,924⁰ derecelerinde tepe noktaları görülmektedir. Görülen tepe noktaları 52,541⁰ açısı hariç hepsi α -Ti hegzagonal sıkı yapıda (hcp) oldukları görülmektedir. Sadece 52,541⁰ de α -Ti yapısına CaTiO₃ iyonu ilave olduğu görülmüştür. Ayrıca tepe noktaları arasında görülen minör fazlarda 36,042⁰ derecede Ti_xP_y, 38,652⁰ derecede Ti_xP_y, 39,321⁰ de CaTiO₃, 41,280⁰ da Ti_xP_y, 43,872⁰ de CaTiO₃, 46,100⁰ de Ti_xP_y, 63,700⁰ de CaTiO₃

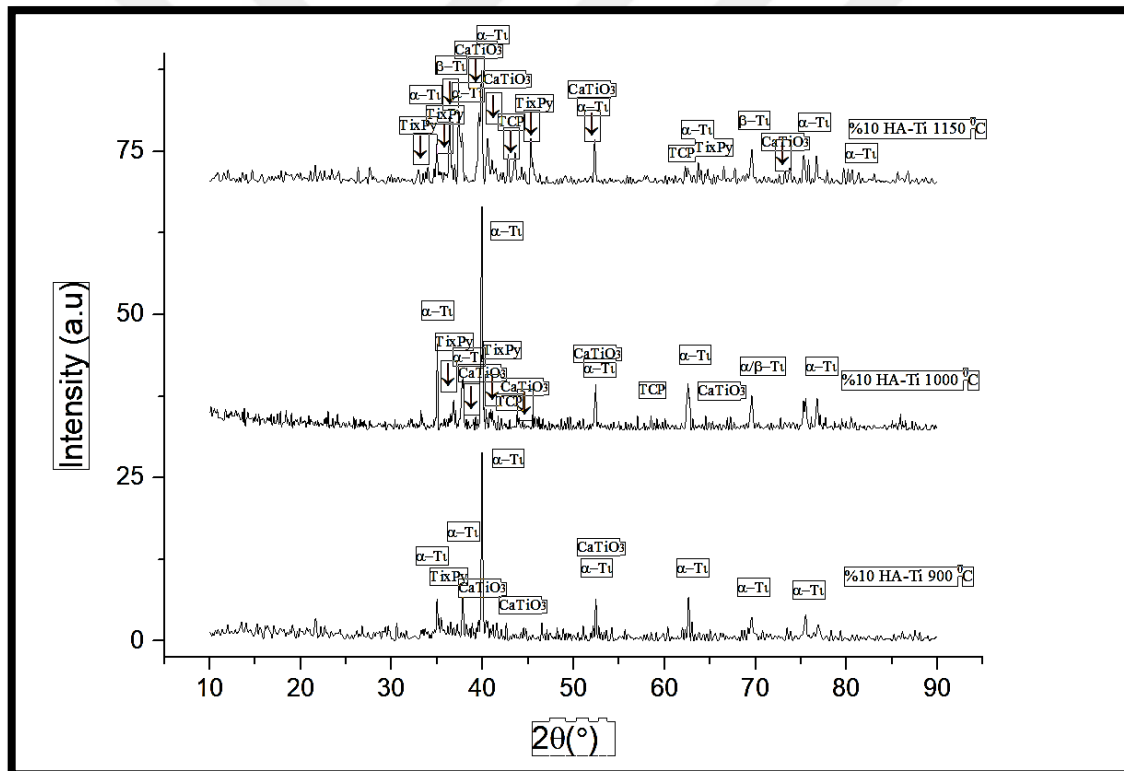
3.9.9. %10 HA-Ti 1150 °C deki XRD Analizi

Şekil 3.53 de 1150 °C’de vakumlanmış kuarz tüpün içinde 4 saat süre ile sinterlenmiş %10 HA katkılı titanyum alaşımının x-ışını difraktometresi verilmiştir. Bu örnek için fazlar hegzagonal sıkı yapı (hcp) ve hacim merkezli kübik (bcc) yapıda oldukları düşünülmektedir. Maksimum tepe noktası 40,033⁰ α (100)de görülmektedir. Diğer tepe noktaları sırası ile 35,189⁰ α (111), 36,580⁰ α (100), 37,570⁰ α (100), 40,070⁰, 43,012⁰ α (110), 43,174⁰ α (111), 45,527⁰ α (210), 52,530⁰ α (012), 63,911⁰ (201), 69,865⁰ (003), 75,472⁰ (300) ve 76,910⁰ (113) olarak ölçülmüştür. Bu açılardaki atomik düzlemler arası mesafe (d) ise sırasıyla; 2,25 (Å), 4,1 (Å), 4

(Å), 3,7 (Å), 2,2 (Å), 1,975 (Å), 1,91 (Å), 1,75 (Å), 1,4 (Å), 1,3 (Å), 1,27 (Å), 1,22 (Å) ve 1,22 (Å) olarak ölçülmüştür.



Şekil 3.53. %10 HA katkılı Ti (1150 °C) alaşımına ait XRD analizi.



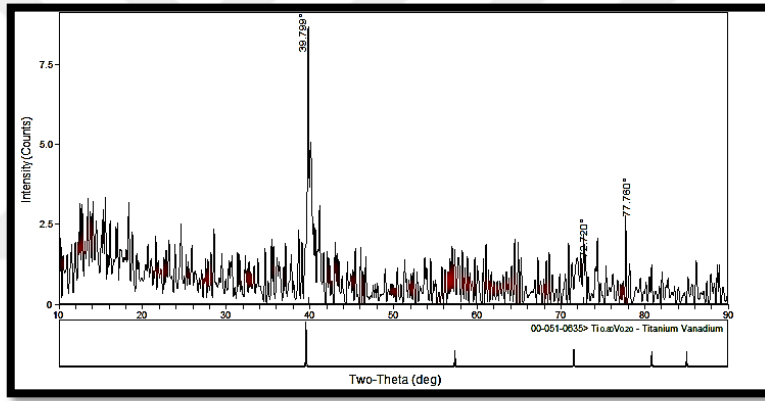
Şekil 3.54. Farklı sıcaklıklarda (900 °C, 1000 °C ve 1150 °C)'de üretilmiş %10-HA katkılı titanyum alaşımının XRD analizi.

Şekil 3.54 de %5 HA katkılı titanyum alaşımları sırasıyla 900 °C, 1000 °C ve 1150 °C’de sinterlenerek üretilmiştir. Üretilen titanyum alaşımlarında sıcaklığın artmasıyla birlikte β -(bcc) Ti yapılarında gözlemlenmeye başlamıştır. Düşük sıcaklık değerlerinde minör fazlarda görülen HA katkısında gelen yapılar (Ti_xPy , $CaTiO_3$, TCP etc) yüksek sıcaklık değerlerinde daha sık görülmeye başlanmıştır. Son olarak Titanyum alaşımlarına HA katkılayarak çalışan bir grup

araştırmacı vardır ve genelde 1000 °C sıcaklık değrlerinde belirgenleşen Ti_xPy yapısı kapalı förmülü ile birlikte verilmiştir. Yapılan bu çalışmada bu yapının önemli elemanlarından birinin P_3Ti_5 olabileceği görülmüştür ve XRD kartı (00,045,0888) ile birlikte verilmiştir.

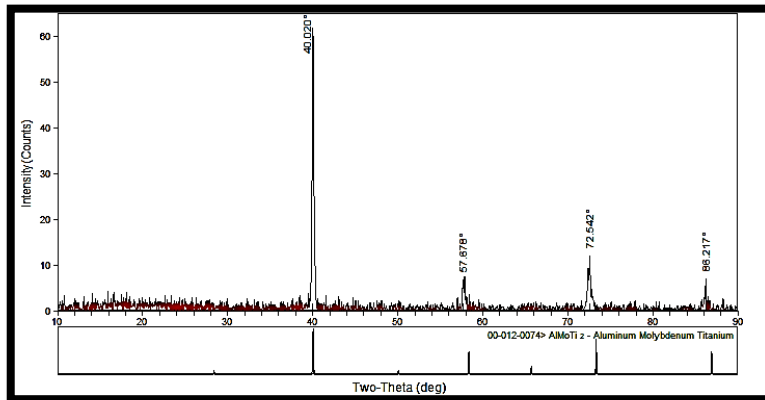
3.9.10. Ti-6Al-4V-Ti 1150 °C deki XRD Analizi

Şekil 3.55 de görülen Ti-6Al-4V alaşımı 1150 °C’de 12 saat süre boyunca sinterlenerek elde edilmiştir. Elde edilen alaşımın XRD difraktometresinde en yüksek tepe noktası 39,799° de elde edilmiştir. Bu şekilde görülen diğer tepe noktaları 72,720°, 77,760° derecelerdir. Bu kırınım açılarında alaşımın latis/kristal yapıları sırasıyla (311), (220) ve (103) olduğu belirlenmiştir. Yine difraktometrenin minör fazlarında 26,69° (111), 35,87° (200), 46,93° (201), 62,19° (300), 67,26° (202) yapıları mevcuttur. Bunlara ait atomik düzlemler arası mesafe 2,32 (Å), 1,29 (Å), 1,23 (Å), 3,3 (Å), 2,5 (Å), 2,33 (Å) ve 1,4 (Å) olduğu görülmüştür. Ayrıca difraktometrede 40°, 57°, 71°, 81° ve 84° lerde Ti-V alaşımın yapılar oluşturduğu görülmüştür.



Şekil 3.55. Ti-6Al-4V titanyum alaşımının XRD analizi.

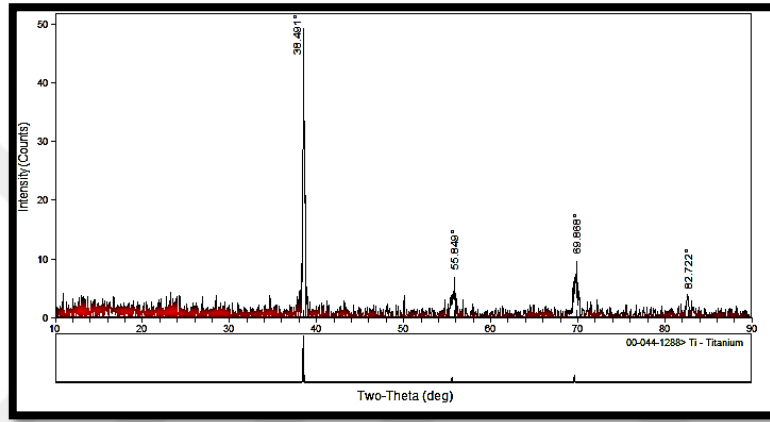
3.9.11. Ti-6Al-4Mo-Ti 1150 °C



Şekil 3.56. Ti-6Al-4Mo titanyum alaşımının XRD analizi

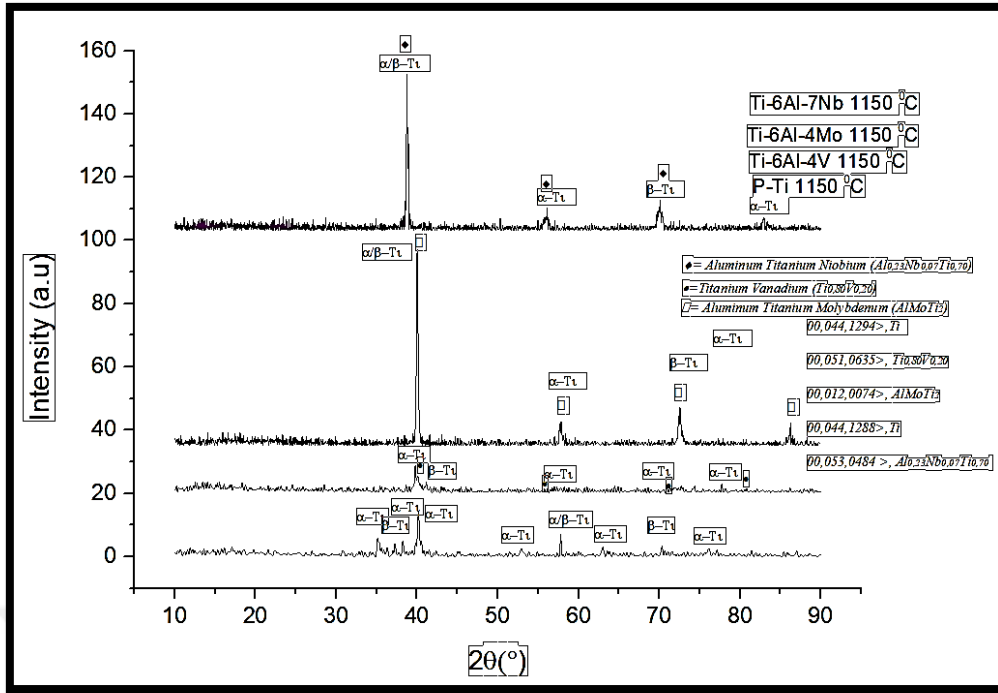
Şekil 3.56 da Ti-6Al-4V alaşımlarının olası toksik etkilerinden dolayı alaşımların alternatifi olarak sunulmuş Ti-6Al-4Mo alaşımı 1150 °C’de 12 saat süre boyunca sinterlenerek elde edilmiştir. Ti-6Al-4Mo alaşımının difraktometresinde görülen en yüksek tepe noktası 40,020° (311) derecede ortaya çıkmıştır. Geri kalan tepe noktaları ise sırasıyla 57,678° (223), 72,542° (027) ve 86,217° (227) açılarında görülmüştür. Bu değerlere ait atomik düzlemler arası mesafe ise 2,18 (Å), 1,59 (Å), 1,30 (Å) ve son olarak 1,12 (Å) olduğu görülmektedir. Alaşımın difraktometresinde ortaya çıkan tüm tepe noktalarında ve 28°, 50°, 66° açılardaki minör fazlarda Al-Mo-Ti₂ (Aluminyum Molibden Titanyum) alaşımının ortaya çıktığı görülmüştür.

3.9.12. Ti-6Al-7Nb-Ti 1150 °C deki XRD Analizi



Şekil 3.57. Ti-6Al-7Nb titanyum alaşımlarının XRD analizi.

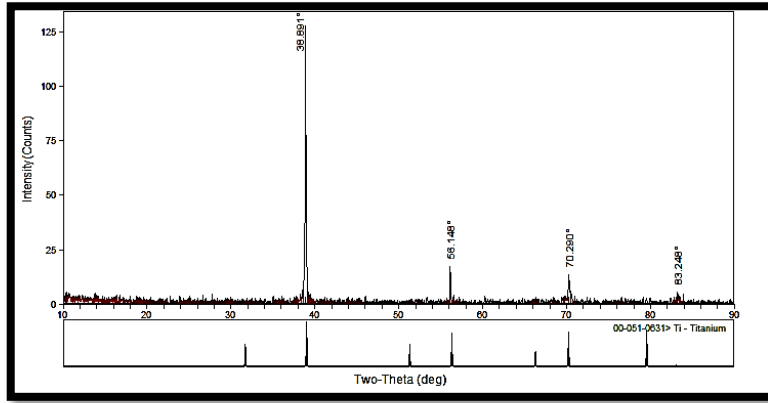
Bu çalışmada Ti-6Al-4V alaşımının olası toksisite etkidiklerine karşı önerilmiş olan bir diğer alaşım ise ise şekil 3.57 de verildiği gibi Ti-6Al-7Nb alaşımıdır. Ti-6Al-7Nb alaşımı 1150 °C’de sıcaklık altında 12 saat boyunca sinterlenerek elde edilmiştir. Alaşımın difraktometresinde maksimum tepe noktası 38,491° α/β -(200) açısında ortaya çıkmıştır. Diğer tepe noktaları sırası ile 55,849°-(223), 69,868°-(501) ve 82,722°-(054) açılarında ortaya çıkmıştır. Bu değerlere ait atomik düzlemsel mesafeler ise sırasıyla 2,24 (Å), 1,65 (Å), 1,35 (Å) ve 1,17 (Å) olarak ölçülmüştür.



Şekil 3.58. 1150 °C’de üretilmiş Ti-6Al-4V, Ti-6Al-4Mo ve Ti-6Al-7Nb titanyum alaşımının XRD analizi.

Şekil 3.58 de verilen XRD difraktometresinde saf-Ti, Ti-6Al-4V, Ti-6Al-4Mo ve Ti-6Al-7Nb alaşımları verilmiştir. Bu alaşımlar 1150 °C’de 12 saat süre ile sinterlenerek üretilmişlerdir. Ti-6Al-4Mo ve Ti-6Al-7Nb alaşımları görelî toksisite özellikleri ile bilinen Ti-6Al-4V yerine önerilmektedir. Öncelikli olarak titanyum yapılarında görülen 882 °C’deki alotropik dönüşümün 1150 °C’de sinterlenmiş saf titanyumda görülmektedir ve difraktometre 00,044,1294>Ti, kartına aittir. Ti-6Al-4V alaşımında 00,051,0635>Ti_{0,80}V_{0,20} titanyum vanadyum yapısının oluştuğu görülmüştür. Ti-6Al-4Mo alaşımında tüm tepe noktaları 00,012,0074> AlMoTi₂ kartında görülen Alüminyum, Titanyum, Molibden yapısına bire bir uymaktadır, Ti-6Al-7Nb alaşımı difraktometresi tıpkı Ti-6Al-4Mo alaşımı difraktometresi gibi kararlı bir yapıda çıktığı gözlemlenmiştir. Difraktometrede 00,044,1288>Ti yapısı ve 00,053,0484>Al_{0,23}Nb_{0,07}Ti_{0,70} yapısının çıktığı görülmektedir. Tüm alaşımların difraktometrelerinde hedeflenen yapıların çıkması oldukça umut vericidir. Ayrıca difraktometrelerde Ti-6Al-4V, Ti-6Al-4Mo ve Ti-6Al-7Nb alaşımlarının α+β alotropik yapılı titanyum alaşımları oldukları bir kez daha görülmüştür.

3.9.13. Ti-6Al-6Nb-Ta-Ti 1150 °C deki XRD Analizi

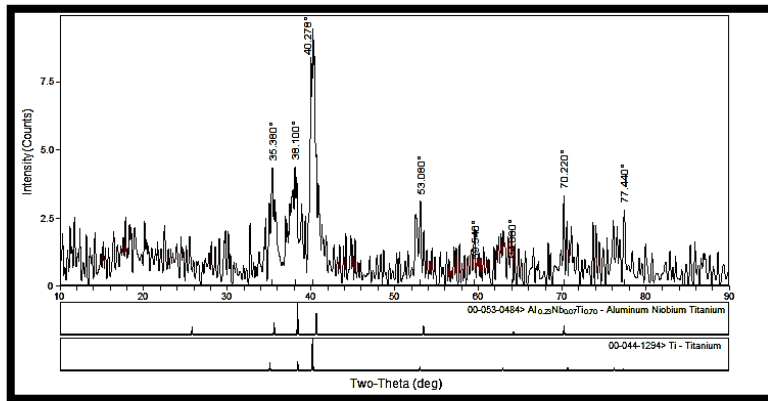


Şekil 3.59. Ti-6Al-6Nb-Ta titanyum alaşımlarının XRD analizi.

Titanyum alaşımlarında genel olarak 3 ana öge göze çarpmaktadır bunlar;

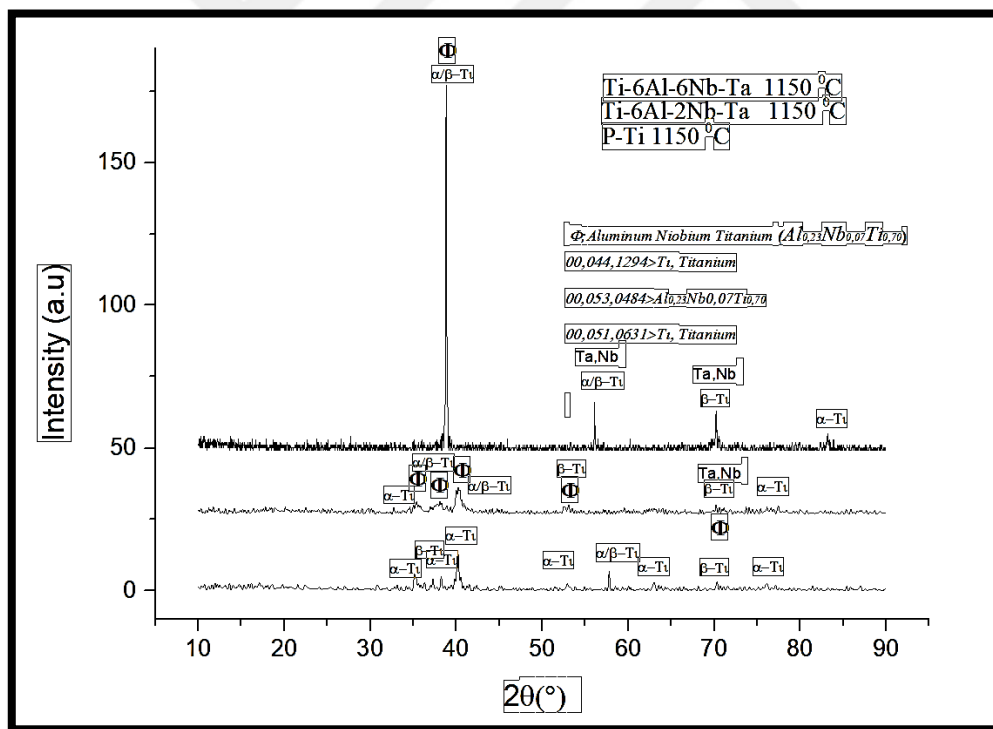
- (i) Uygun sinterleme sıcaklığının belirlenmesi ve daha aktif biyouyumluluk.
- (ii) Ti-6Al-4V alaşımların olası toksisite etkilerine karşı daha iyi mekanik özellikte ve biyo uyumlulukta yeni alaşımlar öne sürmek.
- (iii) Son olarak, Ti alaşımları için hayati öneme sahip β -faz bölgesinin yükseltilmesine yönelik çalışmalar yapmak. İlk iki madde yukarıda çalışmaların konusu oldu ve son olarak Şekil 74/75’de görülen difraktometrelerde β -faz yükseltici Ta’nın etkileri araştırılmıştır. Şekil 75’de Ti-6Al-6Nb-Ta alaşımlarının difraktometersinde maksimum tepe noktası $38,891^\circ$ α/β -(311), $56,148^\circ$ β -(511), $70,290^\circ$ β -(601) ve son olarak $83,248^\circ$ α -(251) açılarda tepe noktaları oluşmuştur. Bu açılara ait atomik düzlemler arası mesafe sırasıyla $2,24 (\text{\AA})$, $1,65 (\text{\AA})$, $1,35 (\text{\AA})$ ve $1,17 (\text{\AA})$ olarak ortaya çıkmıştır.

3.9.14. Ti-6Al-2Nb-Ta-Ti 1150 °C deki XRD Analizi



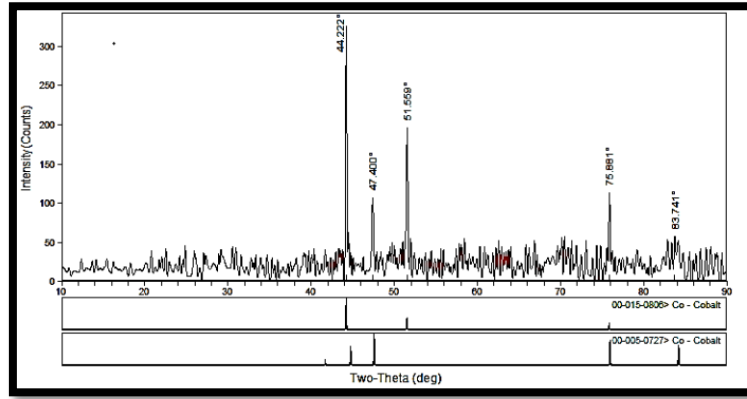
Şekil 3.60. Ti-6Al-2Nb-Ta titanyum alaşımlarının XRD analizi.

Biyomedikal uygulamalarda kullanılan Titanyum ve alaşımlarının biyoözellikleri hemen hemen tüm yönlerden diğer alaşımlardan üstün olduğu vurgulanmaktadır ve birçok defada kanıtlanmıştır fakat kobalt ve alaşımlarının özellikle aşınma ve korozyon değerlerlerinde titanyum ve alaşımları kadar iyi özelliklere sahiptir. Bu yüzden üretilen kobalt alaşımlarına birçok durumda olumlu özelliklerinden konuşulmuş olan ikincil tavlama işlemide uygulanmıştır. Buradaki amaç, ikincil tavlamanın mekanik ve mikro yapı üzerinde hangi tür değişimleri etkilediğini ortaya çıkarmaktır. Bu yüzden Şekil 3.61’de kobalt alaşımlarına ait difraktometrelerde XRD desenleri ikincil tavlama yapılmış numuneler ile birlikte verilmiştir.



67

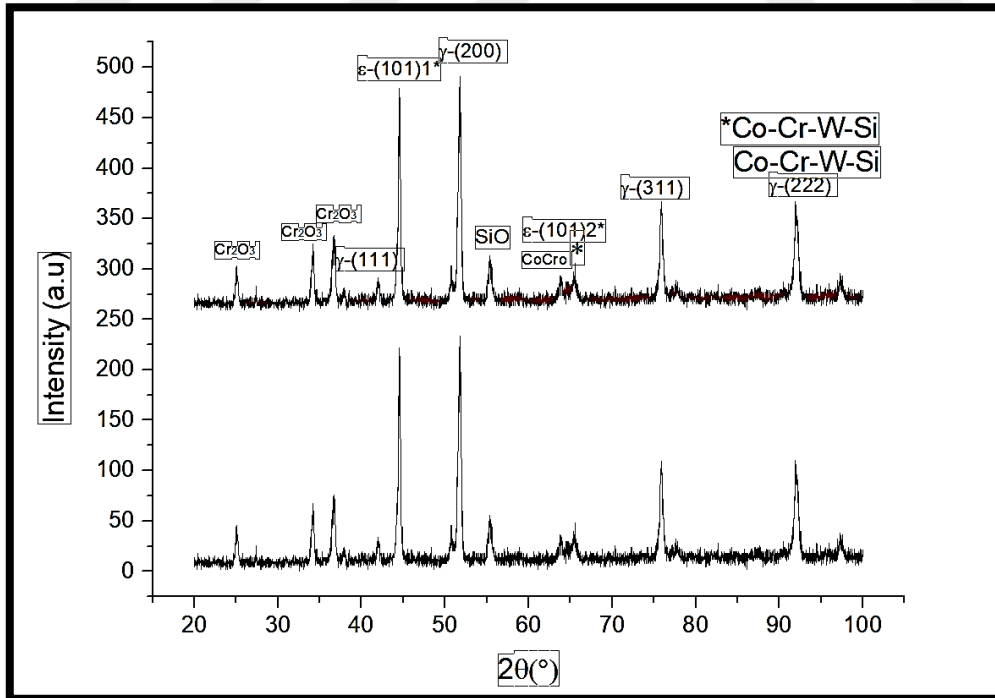
3.9.15. Saf Kobalt 1150 °C deki XRD Analizi



Şekil 3.62. Saf-kobalt alaşımının XRD analizi.

Şekil 3.62 de toz metalürjisi yöntemi ile üretilmiş saf kobalt difraktometresi verilmiştir. Verilen difraktometrede maksimum tepe noktası $44,075^{\circ}$ (200) derece olduğu görülmektedir. Diğer tepe noktaları sırası ile $47,505^{\circ}$ (3 0 2), $53,171^{\circ}$ (1 4 0), $77,416^{\circ}$ (2 5 1) ve son olarak $93,922^{\circ}$ (4 4 2). Bu açılarda bulunan latis yapılarındaki atomik düzlemler arası mesafe 2,05 (Å), 1,91 (Å), 1,72 (Å), 1,23 (Å) ve son olarak 1,05(Å) olarak ölçülmüştür.

3.9.16. Co-Cr-W-Si ve Tavlanmış numunesi XRD Analizi

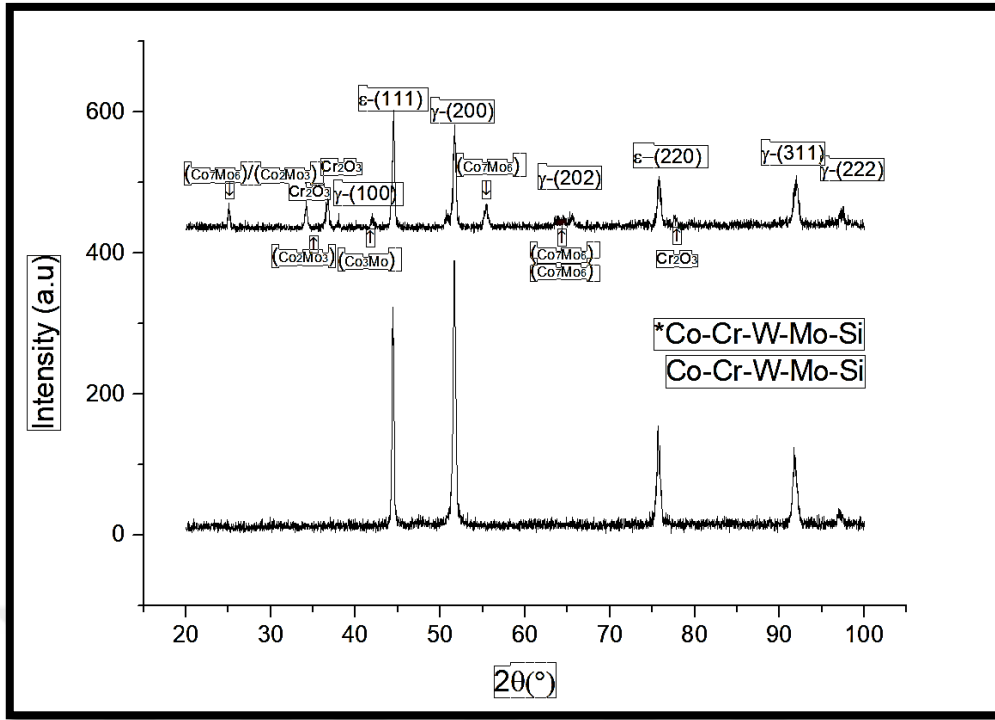


Şekil 3.63. Co-Cr-W-Si ve Tavlanmış alaşımının XRD analizi.

Şekil 3.63 de SLM ve ısıtıl işlem görmüş numunelerden elde edilen XRD desenlerini göstermektedir. Her iki örnek için de fazların yüzey merkezli kübik (FCC) yapısı sergilenmiştir. Maksimum tepe noktası, sırasıyla 1011ε ve 200γ fazlara karşılık gelen 43.8° ve 52.2°'de meydana gelmiştir. Diğer tepe noktaları sırasıyla 76.4° (200 γ) ve 92.3° (311 γ) 'de görülmektedir. Ek olarak, bir faz, $\Theta = 55.8^\circ$, F-43m uzay grubuyla SiO'ya aittir, diğer küçük olanlar sırasıyla, $\Theta = 41.7^\circ$, 63.7°, 65° ve 97.5° olduğunda gözlenebilir. SLM tarafından üretilen W ve Si-katkılı-Co-Cr alaşımlarının XRD'si, Şekil 3,63'de temsil edilmiştir, Şekil 3,63'de görülebileceği gibi, tüm kompozisyon, istenen kompozisyonlarla neredeyse tek bir faza sahiptir. F-43m uzay grubuyla, $\Theta = 55.8^\circ$ 'de bir faz SiO' ya aittir. Zirvelerin geri kalanı, W ve Si katkılı-Co-Cr alaşımlarına aittir. * İşaretiyle tanımlanan küçük tepe noktası, görmezden gelen yoğunluk seviyesi nedeniyle tanımlanamadığı için yoksayılmıştır. Bununla birlikte, ısıtıl işlem görmüş ve döküm halinde numuneler, tepe pozisyonları ve fazlar bakımından hemen hemen aynı davranışı göstermiştir. Yapılar esas olarak; γ ve ε fazlara sahiptir ve yoğunluk olarak baskın tepe noktası neredeyse $\Theta = 52.2^\circ$ 'de 200 γ'dur. Genellikle, ε fazının nedeni termal martensitik dönüşümün sonucuna atfedilmiştir [19]. Γ fazı için, Co-Cr-Mo alaşımlarında [20-22] benzer bir mekanizma rapor edilmiştir ve örneklerin XRD modellerinde başka hiçbir faz görünmemiştir. Bununla birlikte, pik/tepe pozisyonlarda ve fazlara bağlı olarak ısıtıl işlem görmüş ve dökme numuneler arasında doruklarda herhangi bir değişiklik olmamıştır. Bu, işlem parametrelerini değiştirerek daha ileri çalışmalar yapılması gereken tavlama işlem süresi ve sıcaklığı ile ilgili olabilir. Genel olarak, ε fazının nedeni termal martensitik dönüşümün sonucuna atfedilmiştir [19]. Faz için, Co-Cr-Mo alaşımlarında [20-22] benzer bir mekanizma rapor edilmiştir ve örneklerin XRD modellerinde başka hiçbir faz görünmemiştir.

3.9.17. Co-Cr-W-Mo-Si ve Tavlanmış numunesi XRD Analizi.

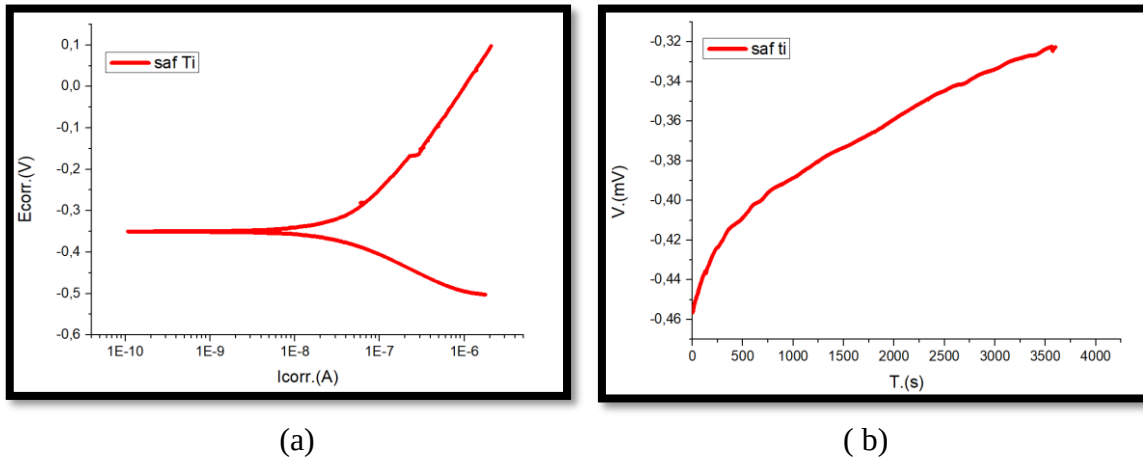
Şekil 3.64 de, katkı imalatı ile üretildiği gibi (As-cast) ve tavllanmış örneklerin XRD grafiği gösterilmiştir. Her iki numune için ana fazı belirleyen yapı, yüz merkezli kübik yapıdır (FCC). Her iki örnekte ana yapıyı belirleyen fazlar 44,40, 51,60, 75,60 ve 93° derecelerde ortaya çıkmış ve bu yapılar Co-bazlı (FCC) yapılardır. Co₃Mo yapısı açık örnek olarak belirginleşmiş, küçük fazlarda Co₇Mo₆, Co₂Mo₃, Co₃Mo ve Co, Cr, Mo, CrCo yapıları gözlenmiştir. Tavlanmış örnekte Si ve SiO₂ fazları da gözlenmiştir. Genel olarak, tavlamanın, katkılı metallerin yapıya girmesini arttırdığı sonucuna varılmıştır. Alaşımın ana fazlarını oluşturan FCC yapısı, Co ve Cr'den kaynaklanır. Bununla birlikte, W, Si ve Mo'nun katkısıyla, alaşımda küçük bir altıgen kapalı paket (hcp) yapısı oluşturulmuştur. Bu durum tavllanmış örnekte daha belirgindir.



Şekil 3.64. Co-Cr-W-Mo-Si ve Tavlanmış alaşımının XRD analizi.

3.10. KOROZYON SONUÇLARI

3.10.1. Saf Ti 1150 °C

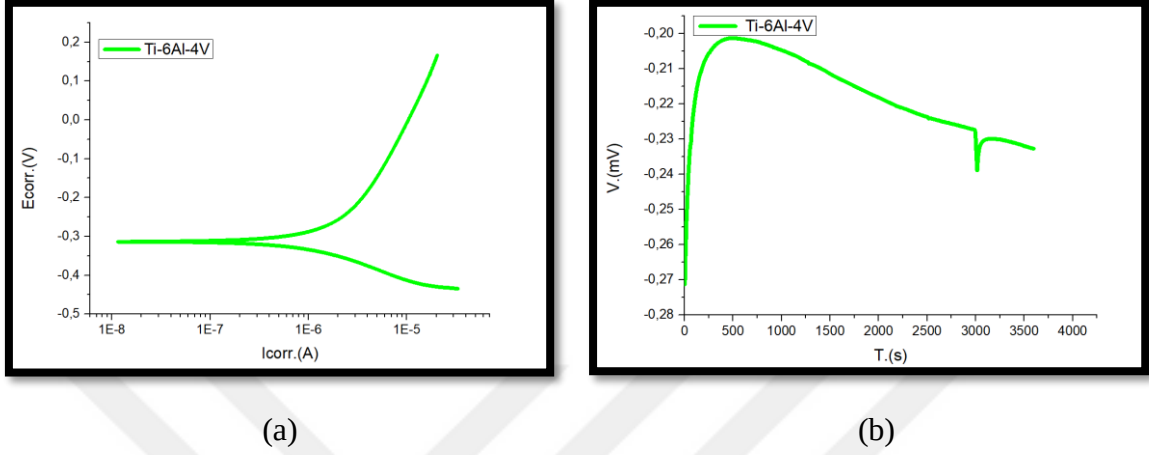


Şekil 3.65. Saf-titanyum. (a) tafel eğrisi, (b) açık devre voltajı.

Şekil 3.65’de saf-titanyum için ölçülen korozyon akım değeri $I_{CORR}=44,10$ nA, korozyon voltajı $E_{CORR}=-349,0$ mV, korozyon oranı ise $10,28e-3$ mpy olarak ölçülmüştür. Şekil 3,65 (a) tafel extrapolasyon grafiğinde anodik kısımda az miktarda kararsız veri değeri gözükmemektedir. Bu durum hızlı çözünmeye bağlı olarak ya da ince yapıli bir katmanın çözünmesine bağlı olarak açığa çıkmaktadır. Şekil 3,65 (b) 40 dakika boyunca %3,5NaCl çözeltisindeki açık devre potansiyel ölçümü gösterilmektedir. Açık devre potansiyeli -455 mV olarak ölçülmüştür.

Pozitif yönde saparak başladığı potansiyelden daha yüksek bir değerde ölçümünü tamamlamıştır. Bu tür davranış sergileyen numuneler yüzeylerinde meydana gelmiş olan koruyucu nitelikli oksit tabakasından kaynaklanmaktadır.

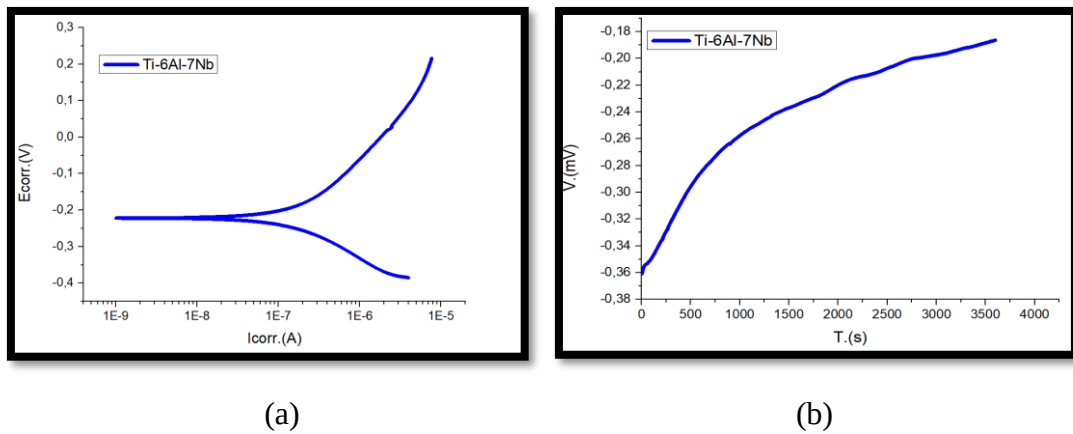
3.10.2. Ti-6Al-4V 1150 °C



Şekil 3.66. Ti-6Al-4V alaşımına ait: **(a)** tafel eğrisi, **(b)** açık devre voltajı.

Şekil 3.66’da verilen Ti-6Al-4V alaşımına ait korozyon akım değeri $I_{CORR}=2,270$ nA, korozyon voltajı $E_{CORR}=-313,0$ mV, korozyon oranı ise $598,1e-3$ mpy olarak ölçülmüştür. Şekil 3,66 (a) Ti-6Al-4V alaşımına ait tafel extrapolasyon grafiği verilmiştir. Şekil 3,66 (b) 40 dakika boyunca %3,5NaCl çözeltisindeki açık devre potansiyel ölçümü gösterilmektedir. Açık devre potansiyeli -272 mV olarak ölçülmüştür. Ölçümün ilk zamanlarında kararlı bir oksite tabakasının hızlı çözünmeye başladığı görülmektedir.

3.10.3. Ti-6Al-7Nb 1150 °C

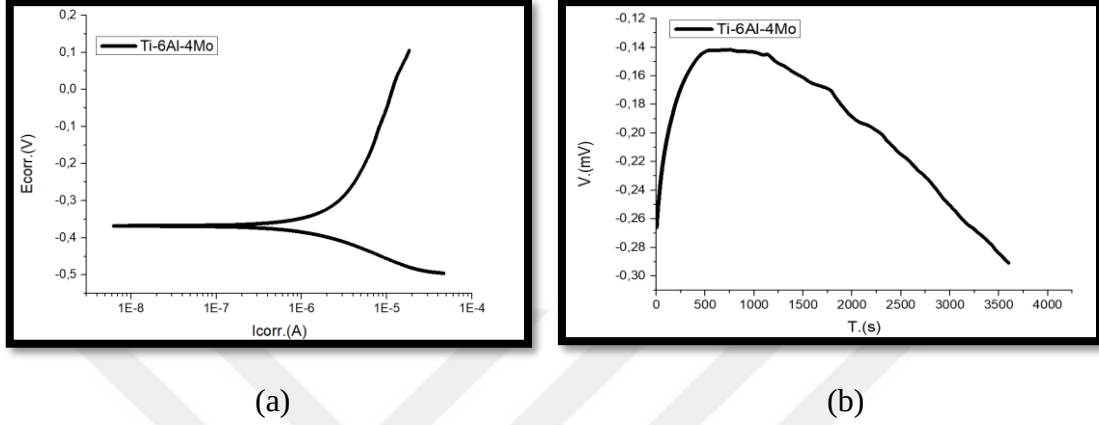


Şekil 3.67. Ti-6Al-7Nb alaşımına ait: **(a)** tafel eğrisi, **(b)** açık devre voltajı.

Şekil 3.67’de verilen Ti-6Al-7Nb alaşımına ait korozyon akım değeri $I_{CORR}=260$ nA, korozyon voltajı $E_{CORR}=-22,0$ mV, korozyon oranı ise $74,10e-3$ mpy olarak ölçülmüştür. Şekil 3,67 (a) Ti-6Al-7Nb alaşımına ait tafel extrapolasyon grafiği verilmiştir. Şekil 3,67 (b) 40 dakika

boyunca %3,5NaCl çözeltisinde ki açık devre potansiyel ölçümü gösterilmektedir. Açık devre potansiyeli -360 mV olarak ölçülmüştür. Pozitif yönde saparak başladığı potansiyelden daha yüksek bir değerde ölçümünü tamamlamıştır. Bu tür davranış sergileyen numuneler yüzeylerinde meydana gelmiş olan koruyucu nitelikli oksit tabakasından kaynaklanmaktadır.

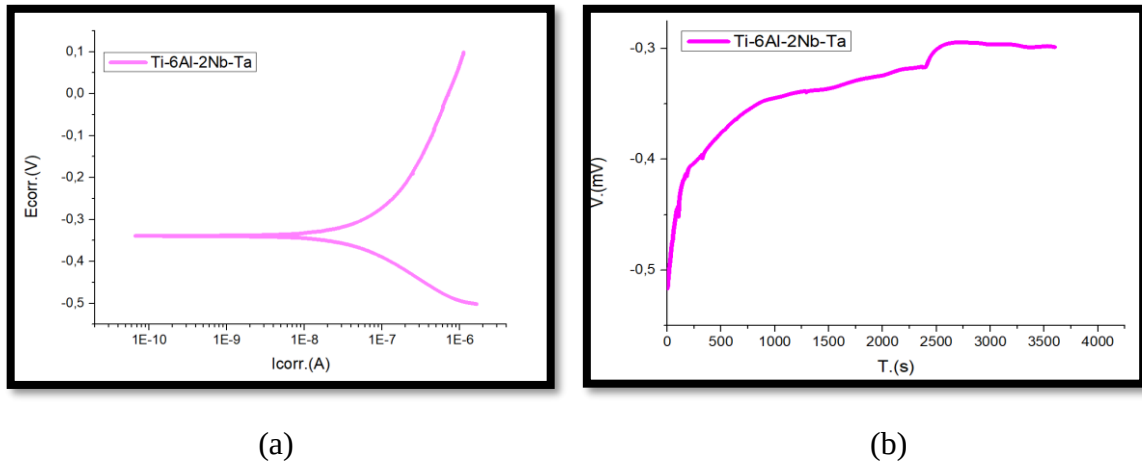
3.10.4. Ti-6Al-4Mo 1150 °C



Şekil 3.68. Ti-6Al-4Mo alaşımına ait (a) tafel eğrisi, (b) açık devre voltajı.

Şekil 3.68’de verilen Ti-6Al-4Mo alaşımına ait korozyon akım değeri $I_{CORR}=2,630$ nA, korozyon voltajı $E_{CORR}=-368,0$ mV, korozyon oranı ise 1,616 mpy olarak ölçülmüştür. Şekil 3,68 (a) Ti-6Al-4Mo alaşımına ait tafel extrapolasyon grafiği verilmiştir. Şekil 3,68 (b) 40 dakika boyunca %3,5NaCl çözeltisindeki açık devre potansiyel ölçümü gösterilmektedir. Açık devre potansiyeli -265 mV olarak ölçülmüştür. Pozitif yönde saparak başladığı potansiyelden daha aşağıda bir değerde ölçümünü tamamlamıştır. Bu tür davranış sergileyen numuneler yüzeylerinde meydana gelmiş olan ince bir tabakanın hızlı çözünmesi ile açıklanmıştır.

3.10.5. Ti-6Al-2Nb-Ta 1150 °C

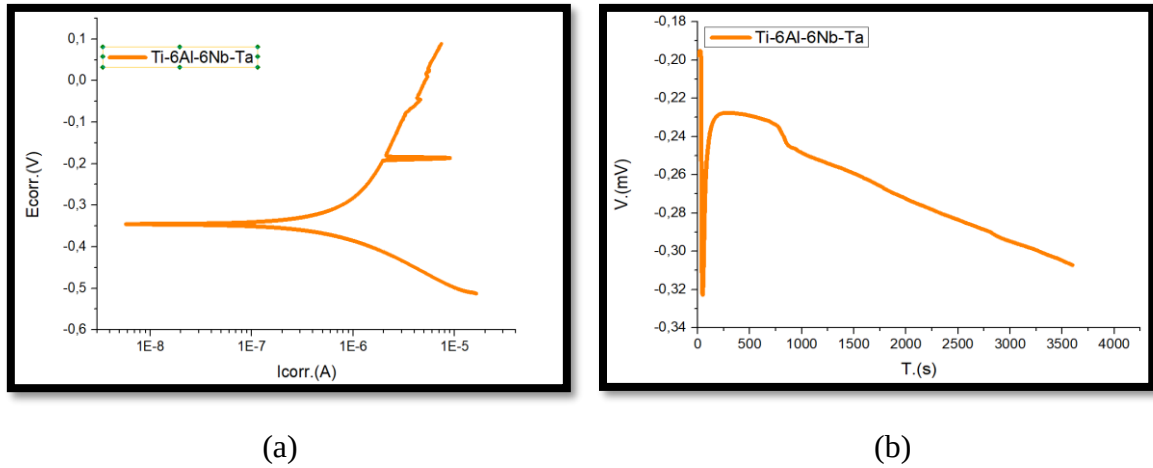


Şekil 3.69. Ti-6Al-2Nb-Ta alaşımına ait: (a) tafel eğrisi, (b) açık devre voltajı.

Şekil 3.69’da verilen Ti-6Al-2Nb-Ta alaşımına ait korozyon akım değeri $I_{CORR}=94,50$ nA, korozyon voltajı $E_{CORR}=-339,0$ mV, korozyon oranı ise $21,51e-3$ mpy olarak ölçülmüştür. Şekil 3.69 (a) Ti-6Al-2Nb-Ta alaşımına ait tafel extrapolasyon grafiği verilmiştir. Şekil 3.69 (b) 40 dakika boyunca %3,5NaCl çözeltisinde ki açık devre potansiyel ölçümü gösterilmektedir. Açık devre potansiyeli -510 mV olarak ölçülmüştür. Pozitif yönde saparak başladığı potansiyelden daha yüksek bir değerde ölçümünü tamamlamıştır. Bu tür davranış sergileyen numuneler yüzeylerinde meydana gelmiş koruyucu oksit bir tabakanın varlığı ile açıklanmıştır.

3.10.6. Ti-6Al-6Nb-Ta 1150 °C

Şekil 3.70’de verilen Ti-6Al-6Nb-Ta alaşımına ait korozyon akım değeri $I_{CORR}=1,030$ nA, korozyon voltajı $E_{CORR}=-346,0$ mV, korozyon oranı ise $263,1e-3$ mpy olarak ölçülmüştür. Şekil 3.70 (a) Ti-6Al-6Nb-Ta alaşımına ait tafel extrapolasyon grafiği verilmiştir. Grafiğin anodik kısmında karasız veri değerleri gözükmemektedir. Çoğu numunelerde anodik kısım çözünme durumu ile karşı karşı kaldığından yüzey çözünmeleri hızlı olmasına bağlı olarak karşılaşılan hallerde gözlemlenir. Şekil 3.70 (b) de 40 dakika boyunca %3,5NaCl çözeltisinde ki açık devre potansiyel ölçümü gösterilmektedir. Açık devre potansiyeli -200 mV olarak ölçülmüştür. Ti-6Al-6Nb-Ta alaşımın açık devre voltajı diğer alaşımlarınkine göre daha farklı davranış sergilemektedir. Buna göre ölçümün ilk anında oksite tabakasının hızlı çözündüğü daha sonra korozyona karşı direnç göstereceği bu tabakanın da hızlı çözündüğü görülmektedir.

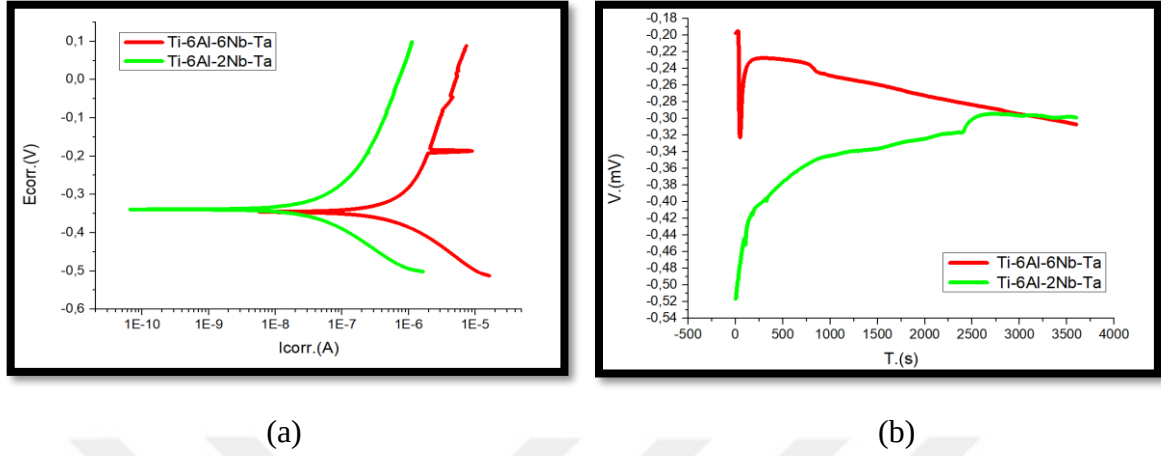


Şekil 3.70. Ti-6Al-6Nb-Ta alaşımına ait (a) tafel eğrisi, (b) açık devre voltajı.

3.10.7. Ti-6Al-(6/2)-Nb-Ta 1150 °C

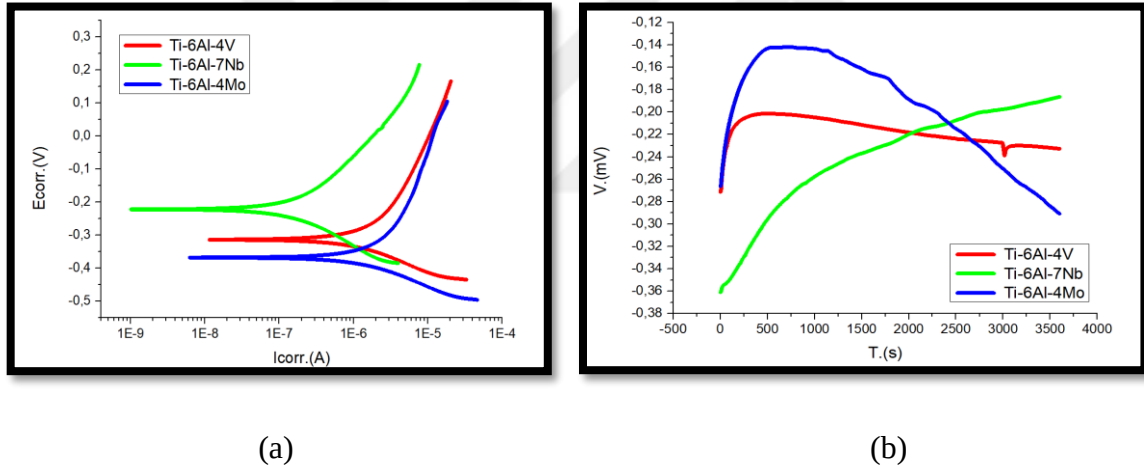
Şekil 3.71’de verilen Ti-6Al-6Nb-Ta ve Ti-6Al-2Nb-Ta alaşımlarının korozyon değerleri karşılaştırılmıştır. Buna göre korozyon akım değerlerine bakıldığında Ti-6Al-6Nb-Ta alaşımının korozyon akımının değeri $I_{CORR} = 1,030$ nA ve Ti-6Al-2Nb-Ta alaşımın korozyon akımı $I_{CORR} = 94,50$ nA olarak ölçülmüştür. Korozyon voltaj değerleri karşılaştırılmasında Ti-

6Al-6Nb-Ta alaşımı $E_{CORR} = -346,0$ mV, Ti-6Al-2Nb-Ta alaşımı $E_{CORR} = -339,0$ mV olarak ölçölmüştür. Korozyon oranları ise Ti-6Al-6Nb-Ta alaşımı $263,1 \times 10^{-3}$ mpy ve Ti-6Al-2Nb-Ta alaşımı $21,51 \times 10^{-3}$ mpy olarak ölçölmüştür.



şekil 3.71. β -faz Ti-alaşımlarına ait (a) tafel eğrisi, (b) açık devre voltajı.

3.10.8. Ti-6Al-(4V,7Nb,4Mo) 1150 °C



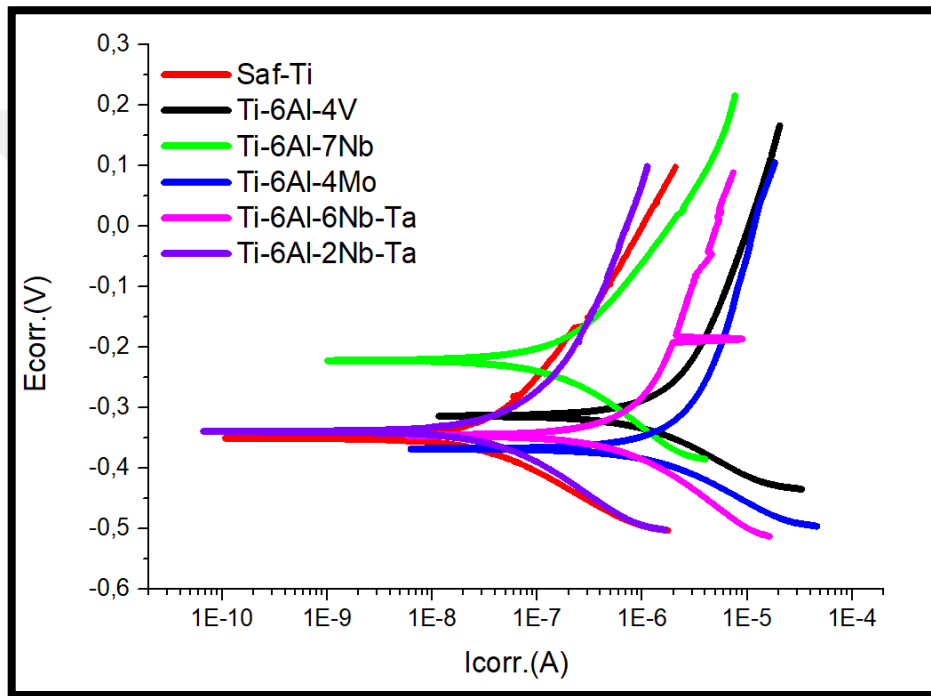
şekil 3.72. $\alpha + \beta$ faz alaşımlarına ait (a) tafel eğrisi, (b) açık devre voltajı.

Ti-6Al-4V alaşımı için $ICORR = 2,270$ nA, $E_{CORR} = -313,0$ mV, korozyon oranı = $598,1 \times 10^{-3}$ mpy, Ti-6Al-4Mo alaşımı için $ICORR = 2,630$ nA, $E_{CORR} = -368,0$ mV, korozyon oranı = $1,616$ mpy, Ti-6Al-7Nb alaşımı için $ICORR = 260$ nA, $E_{CORR} = -22$ mV, korozyon oranı = $74,10 \times 10^{-3}$ mpy olarak ölçölmüştür.

Tablo 3.1’de tafel analizi sonrası numunelerin korozyon verileri gösterilmiştir. Korozyon hızını tayin eden en önemli parametreler verilmiştir. Tablo1’deki korozyon akım değerlerine bakıldığında en düşük değer Ti-6Al-6Nb-Ta ve daha sonra sırasıyla Ti-6Al-4V, Ti-6Al-4Mo, Saf-Ti, Ti-6Al-2Nb-Ta ve son olarak Ti-6Al-7Nb değeri olarak sıralanmaktadır.

Tablo 3.1. Ti ve alaşımlarının korozyon parametreleri.

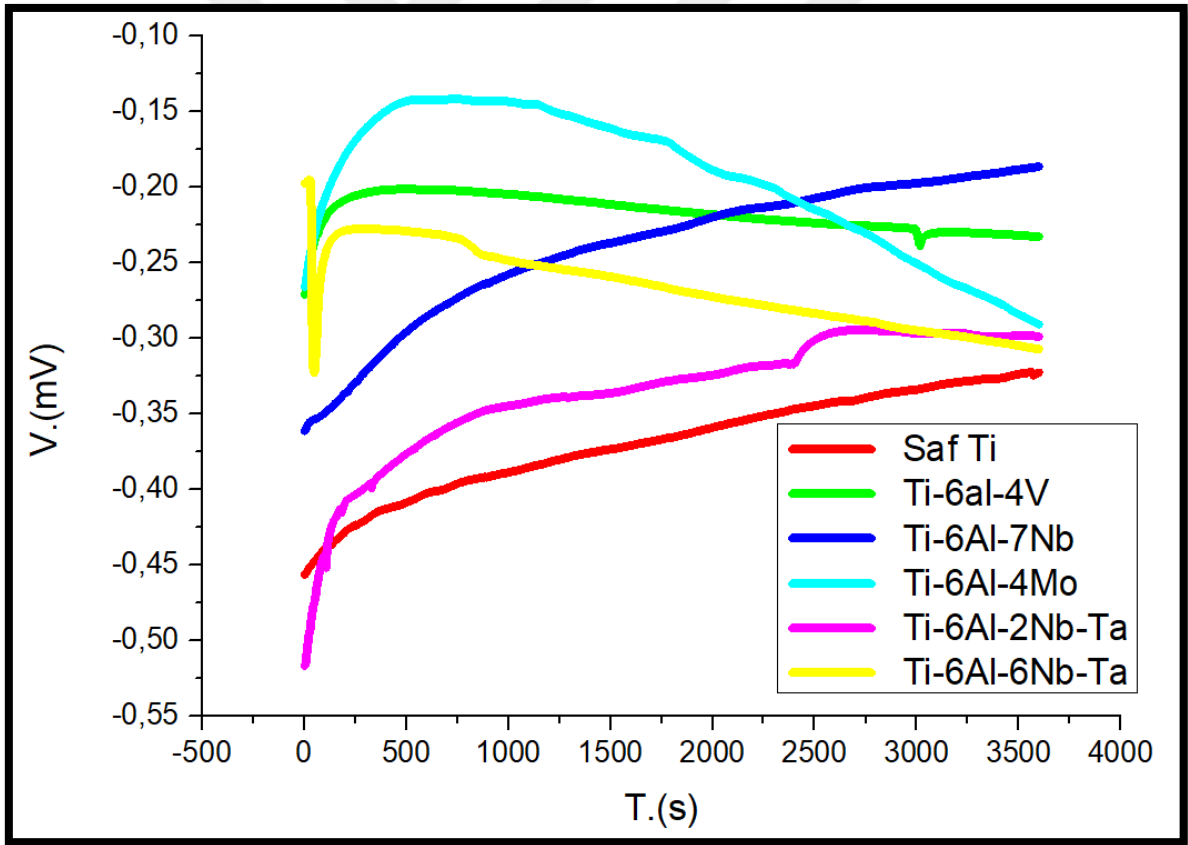
	Ti-6Al-7Nb	Ti-6Al-4V	Ti-6Al-2Nb-Ta	Ti-6Al-6Nb-Ta	Ti-6Al-4Mo	Ti
Beta A	275,6e-3 V/decade	483,7e-3 V/decade	384,6e-3 V/decade	507,3e-3 V/decade	557,3e-3 V/decade	257,5e-3 V/decade
Beta C	173,3e-3 V/decade	147,7e-3 V/decade	178,4e-3 V/decade	155,2e-3 V/decade	137,0e-3 V/decade	117,0e-3 V/decade
I _{corr}	260,0 nA	2,270 nA	94,50 nA	1,030 nA	2,630 nA	44,10 nA
E _{corr}	-22,0mV	-313,0 mV	-339,0 mV	-346,0 mV	-368,0 mV	-349,0 mV
Corrosion Rate	74,10e-3 mpy	598,1e-3 mpy	21,51e-3 mpy	263,1e-3 mpy	1,616 mpy	10,28e-3 mpy
Chi Squared	5,785	2,851	6,813	4,899	13,57	4,859



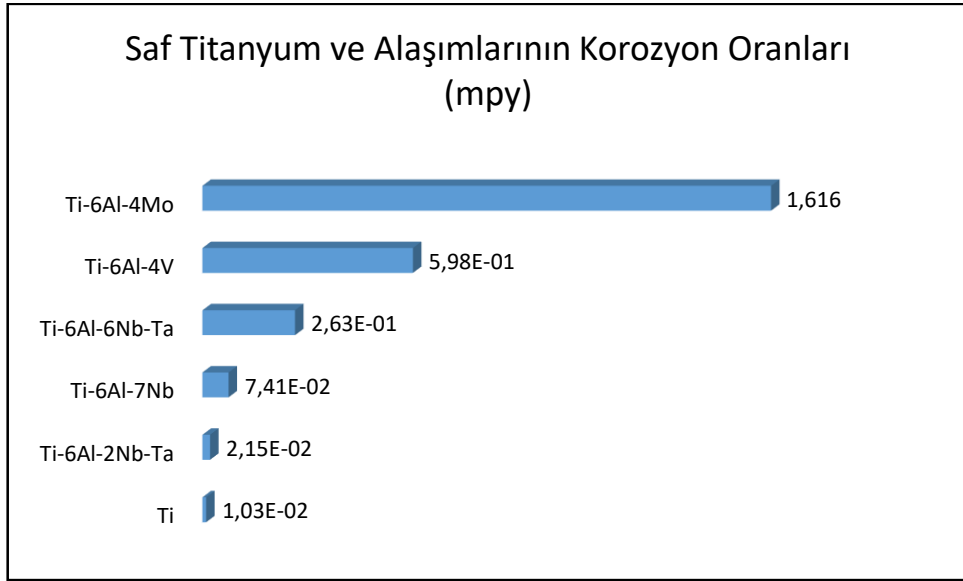
Şekil 3.73. Saf titanyum ve alaşımlarının ait tafel eğrilerinin karşılaştırması.

Tafel eğrilerinin gösterildiği şekilde saf-Ti, Ti-6Al-2Nb-Ta, Ti-6Al-6Nb-Ta, Ti-6Al-4Mo ve Ti-6Al-4V korozyon potansiyel değerleri birbirine çok yakın değerdedir. Fakat Ti-6Al-7Nb alaşımının korozyon potansiyel değerinin bu grupta farklı olduğu görülmektedir. Bu durumda korozyon hızını belirleyen en önemli parametre beta A ve beta C değerleridir. Ti-6Al-6Nb-Ta alaşımının anodik kısmında sadece küçük bir kararsız veri gözükmemektedir. Onun dışında anodik ve katodik tafel eğrilerinin kararlı olduğu söylenebilir. Bunun dışında ölçülen tüm alaşımlarda pasifleşme özelliğine yakın davranışlar sergilenmektedir. Yüzeylerinde oluşan koruyucu tabakasının tutunma ve elektrolitik çözeltisine verdiği tepkilerin kuvvetli olduğu söylenebilir. Şekil 3.74’de numunelerin 40 dakika boyunca elektrolit çözeltisindeki açık devre potansiyel ölçümleri gösterilmektedir. Ti-6Al-4V alaşımını ölçüm süresi boyunca termodinamiksel olarak

kararlı bir davranış sergilediği görülmektedir. Açık devre potansiyelleri yaklaşık -240 mV olarak ölçülmüştür. Ölçümü yapılan alaşımlar Saf-Ti, Ti-6Al-7Nb, Ti-6Al-4Mo, Ti-6Al-6Nb-Ta ve Ti-6Al-2Nb-Ta açık devre potansiyelleri yaklaşık olarak sırasıyla $-(450\text{mV}/320\text{mV})$, $-(200\text{mV}/350\text{mV})$, $-(150\text{mV}/250\text{mV})$, $-(300\text{mV}/250\text{mV})$ ve $-(500\text{mV}/300\text{mV})$ ölçülmüştür. Ti-6Al-2Nb-Ta, Ti-6Al-7Nb, Saf-Ti ve Ti-6Al-4V alaşımları pozitif yönde saparak başladığı potansiyellerden daha yüksek değerlerde ölçümlerini tamamlamıştır. Bu tür davranışlar numunelerin yüzeylerinde meydana gelmiş olan koruyucu nitelikli oksit tabakasından kaynaklanmaktadır. Ti-6Al-6Nb-Ta alaşımı diğer alaşımlardan çok farklı bir davranış sergilemektedir. Bu alaşım potansiyel ölçümlerinin ilk saniyelerinde potansiyel değeri hızlı bir şekilde düşüş sergilediği ve daha sonra tekrar hızlı bir yükseliş ile yaklaşık 100 saniye kararlı bir durum sergiledikten sonra negatif yönde düşüş gösterdiği görülmüştür. Bu durum hemen korozyonun ilk başlarında malzemenin yüzeyinde zamanla oluşan ince bir tabakanın hızla çözülmesi ile açıklanabilir.



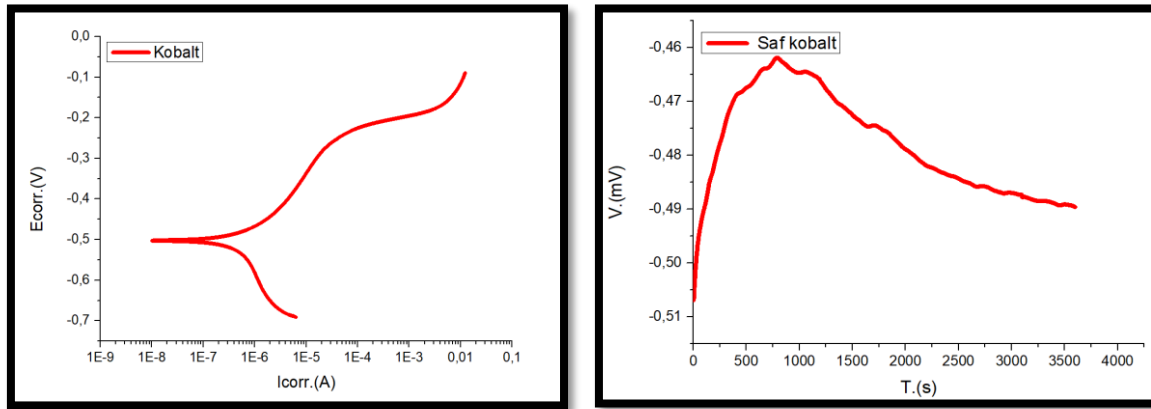
Şekil 3.74. Saf titanyum ve alaşımlarını açık devre voltajlarının karşılaştırması.



Şekil 3.75. Saf titanyum ve alaşımlarına ait korozyon oranları (mpy).

Co-bazlı diğer bir deyişle Co-Cr bazlı biyometaller paslanmaz çelik ve titanyum alaşımlarına göre iyi aşınma direnci ile bilinirler. Bunun yanında Co-Cr alaşımları iyi korozyon ve biyouyumluluk değerlerine de sahiptir. Co-Cr-bazlı alaşımlarda temel korozyona karşı etkiyi metalin yüzeyinde oluşturduğu Cr_2O_3 tabakasından kaynaklanmaktadır. Co-Cr alaşımlarına Mo katkısının alaşımı daha ince taneli hale getirmekte aynı zamanda korozyona karşı da direncini artırmaktadır.

3.10.9. Saf Kobalt 1150 °C



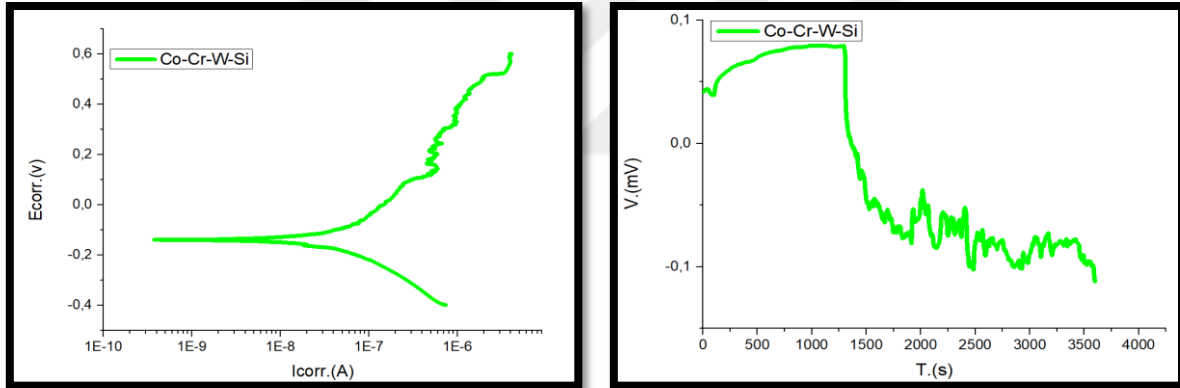
Şekil 3.76. Saf-kobalt alaşımına ait (a) tafel eğrisi, (b) açık devre voltajı.

Şekil 3.76'da saf-kobalta ait korozyon akım değeri $I_{CORR}=856,0$ nA, korozyon voltajı $E_{CORR}=-502,0$ mV, korozyon oranı ise $526,8 \times 10^{-3}$ mpy olarak ölçülmüştür. Şekil 3,76 (a) Saf-kobalta ait tafel extrapolasyon grafiği verilmiştir. Grafiğin anodik kısmına bakıldığında pasifleşme özelliği

gösterdiği gözükmektedir. Şekil 3,76 (b) Saf-kobalta ait ringer çözeltisi içerisinde 40 dk boyunca açık devre potansiyel eğrisi verilmiştir. Açık devre potansiyeli -508 mV olarak ölçülmüştür. Pozitif yönde saparak başladığı ölçümden daha yüksek değerde ölçümünü tamamlamıştır ve bu durum korozif oksit tabakasının varlığına kanıt olduğu görülmektedir.

3.10.10. Co-Cr-W-Si Alaşımı

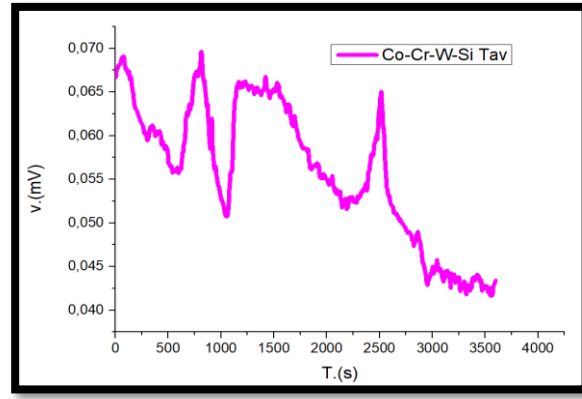
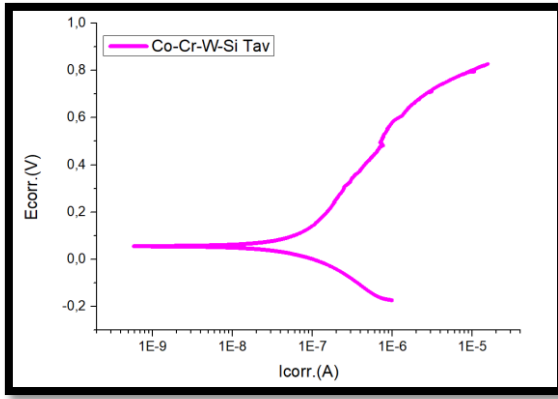
Şekil 3.77’de Co-Cr-W-Si alaşımına ait korozyon akım değeri $I_{CORR}=150,0$ nA, korozyon voltajı $E_{CORR}=-55,90$ mV, korozyon oranı ise 2,003 mpy olarak ölçülmüştür. Şekil 3,77 (a) Co-Cr-W-Si alaşımına ait tafel extrapolasyon grafiği verilmiştir. Grafiğin anodik kısmına bakıldığında karasız veri değerleri gözükmektedir. Şekil 3,77 (b) Co-Cr-W-Si alaşımına ait ringer çözeltisi içerisinde 40 dk boyunca açık devre potansiyel eğrisi verilmiştir. Açık devre potansiyeli 40 mV olarak ölçülmüştür. Co-Cr-W-Si alaşımı diğer alaşımlardan farklı bir davranış sergilemektedir. Potansiyel ölçümleri ilk 150 saniyede kararlıya yakın bir davranış sergilemekte iken süre artışı ile beraber potansiyelin hızlı bir şekilde düşüş sergilediği görülmektedir. Bu durum zamanla oluşan ince bir tabakanın hızla çözülmesi ile vurgulanabilir.



(a) (b)
Şekil 3.77. Co-Cr-W-Si alaşımına ait (a) tafel eğrisi, (b) açık devre voltajı.

3.10.11. Tavlanmış Co-Cr-W-Si Alaşımı

Şekil 3.78’de Tavlanmış Co-Cr-W-Si ait korozyon akım değeri $I_{CORR}=69,20$ nA, korozyon voltajı $E_{CORR}=-139,0$ mV, korozyon oranı ise 4,809 mpy olarak ölçülmüştür. Şekil 3,78 (a) Tavlanmış Co-Cr-W-Si alaşımına ait tafel extrapolasyon grafiği verilmiştir. Şekil 3,78 (b) Tavlanmış Co-Cr-W-Si alaşımına ait ringer çözeltisi içerisinde 40 dak boyunca açık devre potansiyel eğrisi verilmiştir. Açık devre potansiyeli 60 mV olarak ölçülmüştür. Tavlanmış Co-Cr-W-Si alaşımının ölçüm süresi boyunca termodinamiksel olarak kararlı davranış sergilediği görülmektedir.

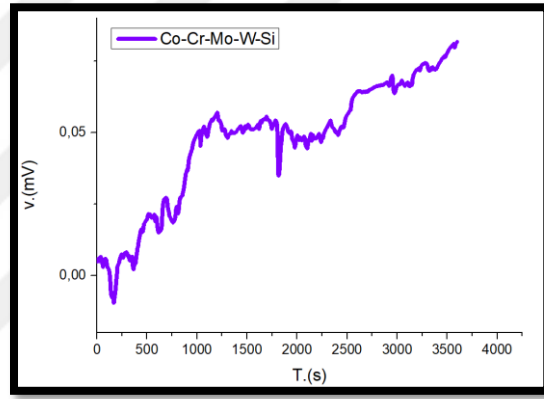
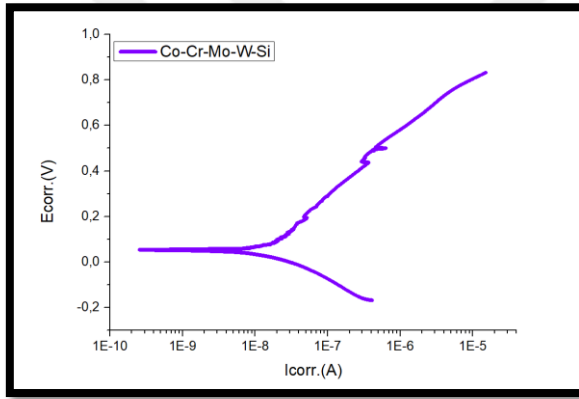


(a)

(b)

Şekil 3.78. Tav-Co-Cr-W-Si alaşımına ait **(a)** tafel eğrisi, **(b)** açık devre voltajı.

3.10.12. Co-Cr-W-Mo-Si Alaşımı



(a)

(b)

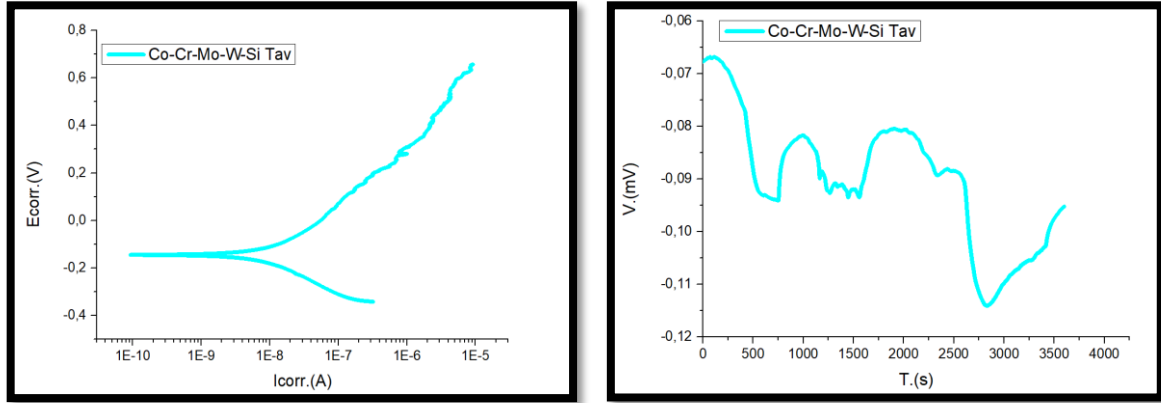
Şekil 3.79. Co-Cr-W-Mo-Si alaşımına ait **(a)** tafel eğrisi, **(b)** açık devre voltajı.

Şekil 3.79’da Co-Cr-W-Mo-Si alaşımına ait korozyon akım değeri $I_{CORR} = 29,30 \text{ nA}$, korozyon voltajı $E_{CORR} = 50,70 \text{ mV}$, korozyon oranı ise $11,15 \times 10^{-3} \text{ mpy}$ olarak ölçülmüştür. Şekil 3.79 (a) Co-Cr-W-Mo-Si alaşımına ait tafel extrapolasyon grafiği verilmiştir. Şekil 3,79 (b) Co-Cr-W-Mo-Si alaşımına ait ringer çözeltisi içerisinde 40 dk boyunca açık devre potansiyel eğrisi verilmiştir. Açık devre potansiyeli 7 mV olarak ölçülmüştür. Co-Cr-W-Mo-Si alaşımının ölçüm süresi boyunca termodinamiksel olarak kararlı davranış sergilediği görülmektedir.

3.10.13. Tavlanmış Co-Cr-W-Si Alaşımı

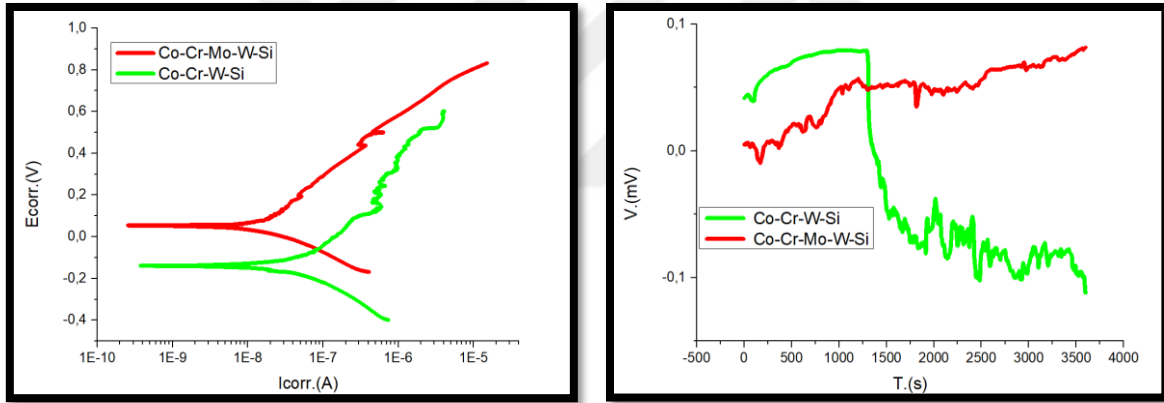
Şekil 3.80’de Tavlanmış Co-Cr-W-Mo-Si ait korozyon akım değeri $I_{CORR} = 12,80 \text{ nA}$, korozyon voltajı $E_{CORR} = -145,0 \text{ mV}$, korozyon oranı ise $410,5 \times 10^{-3} \text{ mpy}$ olarak ölçülmüştür. Şekil 3,80 (a) Co-Tavlanmış Cr-W-Mo-Si alaşımına ait tafel extrapolasyon grafiği verilmiştir. Şekil 3,80 (b) Co-Cr-W-Mo-Si alaşımına ait ringer çözeltisi içerisinde 40 dk boyunca açık devre potansiyel

eğrisi verilmiştir. Açık devre potansiyeli -63 mV olarak ölçülmüştür. Co-Cr-W-Mo-Si alaşımı ölçüm süresi boyunca termodinamiksel olarak kararlı davranış sergilediği görülmektedir.



(a) (b)
Şekil 3.80. T*Co-Cr-W-Mo-Si alaşımına ait (a) tafel eğrisi, (b) açık devre voltajı.

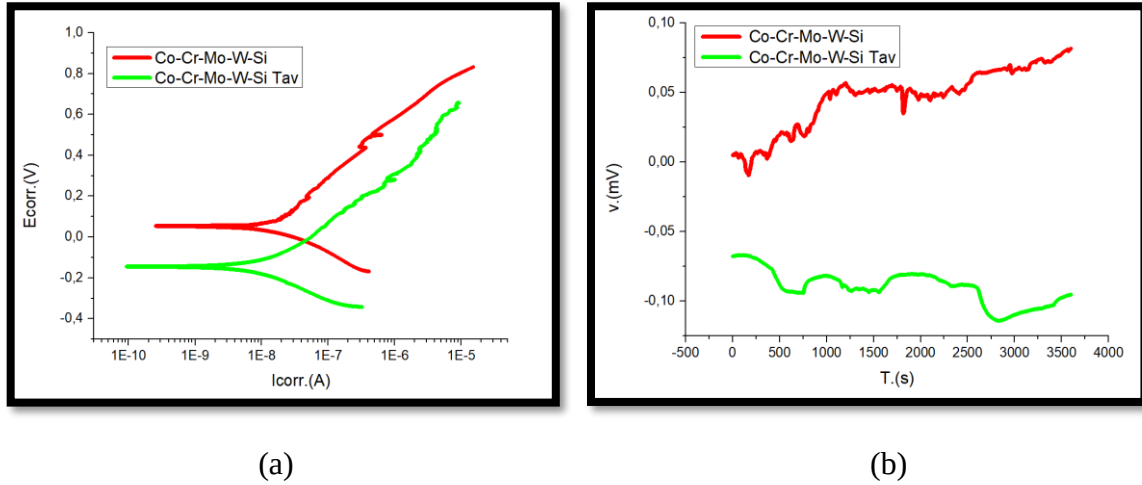
3.10.14. Co-Cr-W-Si/ Co-Cr-W-Mo-Si Alaşımları



(a) (b)
Şekil 3.81. Co-Cr-(W/Mo) alaşımlarına ait (a) tafel eğrisi, (b) açık devre voltajı.

Şekil 3.81’de Co-Cr-W-Mo-Si alaşımına ait korozyon parametrelerini belirleyen en önemli değerler $I_{CORR}= 29,30$ nA, korozyon voltajı $E_{CORR}=50,70$ mV, korozyon oranı ise $11,15e-3$ mpy olarak ölçülmüştür. Co-Cr-W-Si alaşımına ait korozyon parametrelerini belirleyen en önemli değerleri ise $I_{CORR}=150,0$ nA, korozyon voltajı $E_{CORR}=-55,90$ mV, korozyon oranı ise $2,003$ mpy olarak ölçülmüştür.

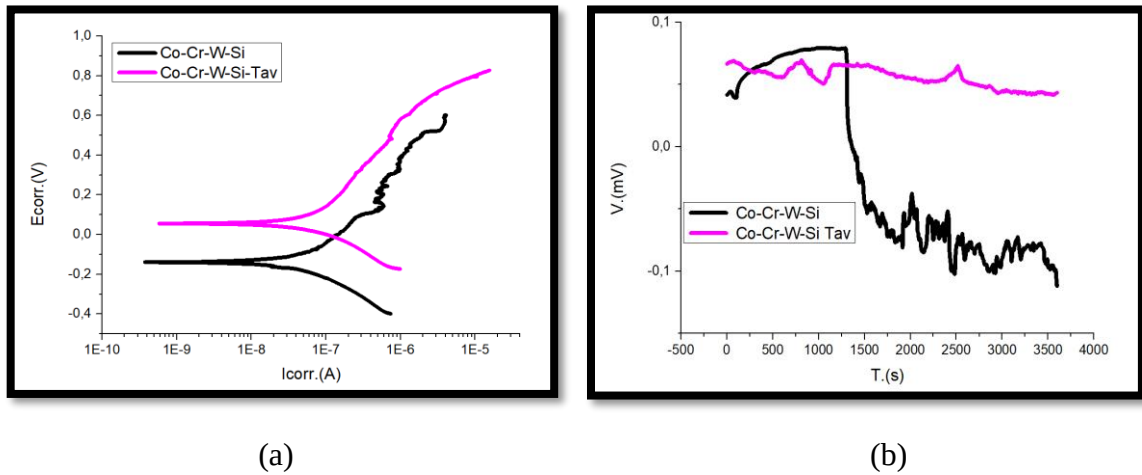
3.10.15. Co-Cr-W-Si ve Tavlanmış numunesi



Şekil 3.82. Isıl işlem Co-Mo alaşımına ait (a) tafel eğrisi, (b) açık devre voltajı.

Tavlanmış Co-Cr-W-Mo-Si alaşımına ait korozyon parametrelerini belirleyen en önemli değerler $I_{CORR}=12,80$ nA, korozyon voltajı $E_{CORR}=-145,0$ mV, korozyon oranı ise $410,5e-3$ mpy olarak ölçülmüştür. Co-Cr-W-Mo-Si alaşımına ait korozyon parametrelerini belirleyen en önemli değerler ise $I_{CORR}= 29,30$ nA, korozyon voltajı $E_{CORR}=50,70$ mV, korozyon oranı ise $11,15e-3$ mpy olarak ölçülmüştür.

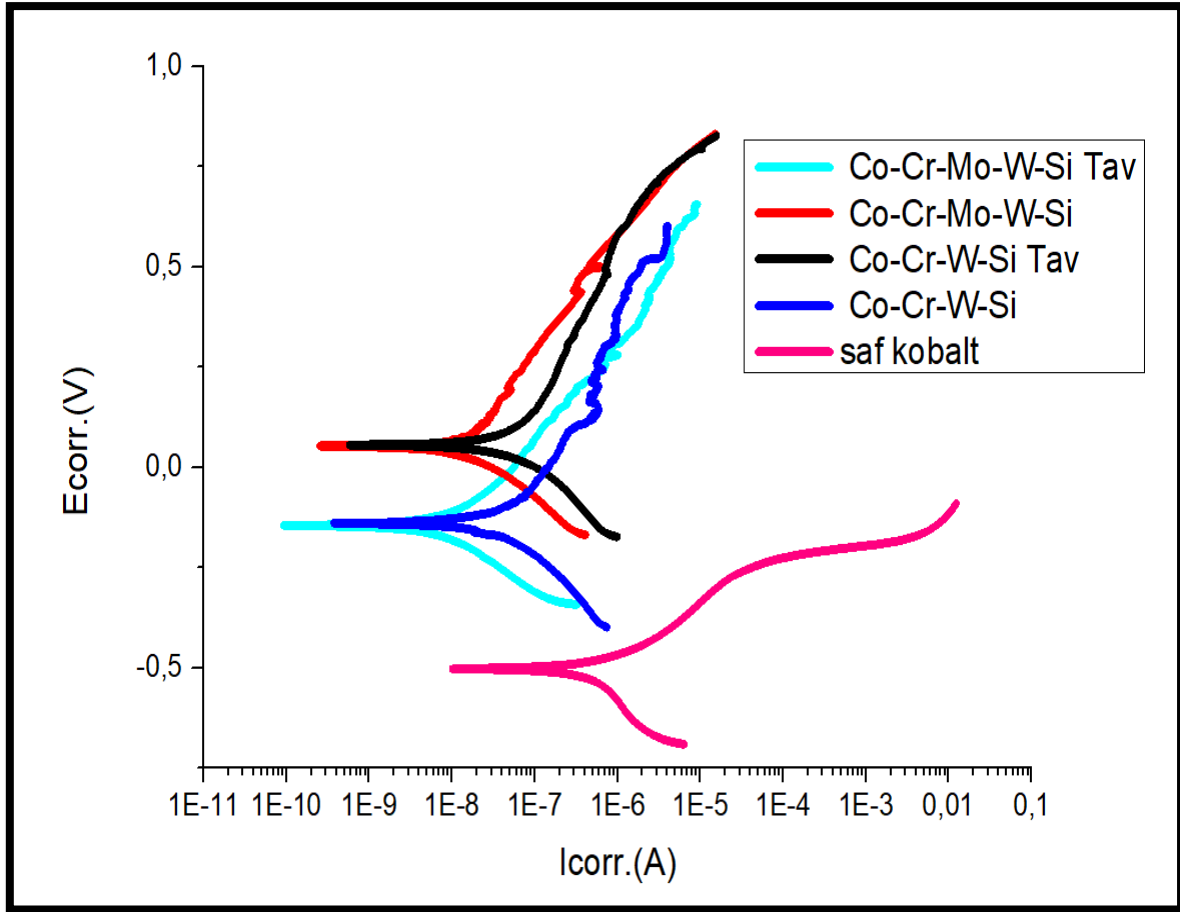
3.10.16. Co-Cr-W-Mo-Si ve Tavlanmış Numunesi



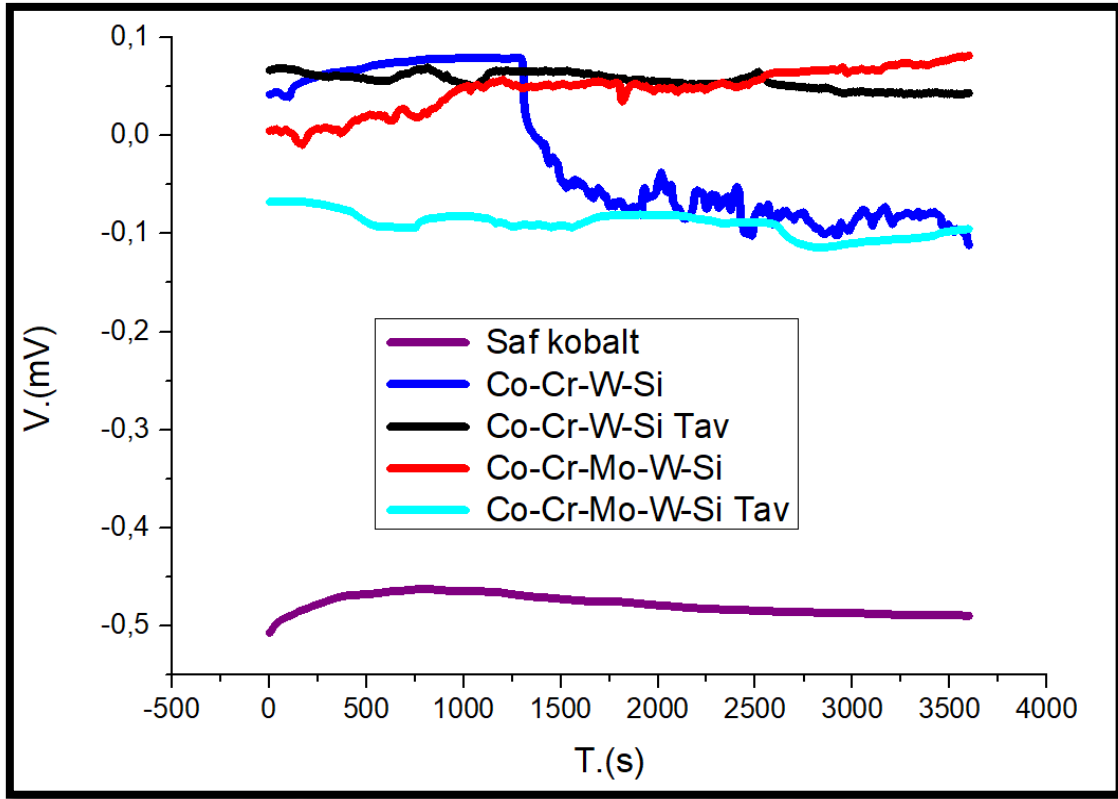
Şekil 3.83. Isıl işlem Co-Cr-W alaşımına ait (a) tafel eğrisi, (b) açık devre voltajı.

Co-Cr-W-Si alaşımına ait korozyon akım değeri $I_{CORR}=150,0$ nA, korozyon voltajı $E_{CORR}=-55,90$ mV, korozyon oranı ise $2,003$ mpy olarak ölçülmüştür. Tavlanmış Co-Cr-W-Si ait korozyon akım değeri $I_{CORR}=69,20$ nA, korozyon voltajı $E_{CORR}=-139,0$ mV, korozyon oranı ise $4,809$ mpy olarak ölçülmüştür.

Şekil 3.84’de tafel analizi sonucu çıkan grafik verileri gösterilmektedir. Co-Cr-W-Si ve tavllanmış Co-Cr-Mo-W-Si alaşımlarının korozyon potansiyel değerleri birbirine çok yakinken tavllanmış Co-Cr-W-Si ve Co-Cr-Mo-W-Si alaşımlarının korozyon potansiyel değerleri de birbirine yakındır. Saf kobaltın korozyon potansiyelinin bunlardan uzak bir değerde olduğu görülmektedir. Bu durumda korozyon hızını belirleyen en önemli parametre beta A ve beta C değerleridir. Co-Cr-W-Si ve tavllanmış Co-Cr-Mo-W-Si alaşımlarının anodik kısımda kararsız veri değerleri görülmektedir. Çoğu numunelerde anodik kısım çözünme durumu ile karşı karşıya kaldığından yüzey çözünmeleri hızlı olmasına bağlı olarak karşılaşılan hallerde gözlemlenir.



Şekil 3.84. Saf kobalt ve alaşımlarına ait korozyon oranları (mpy).



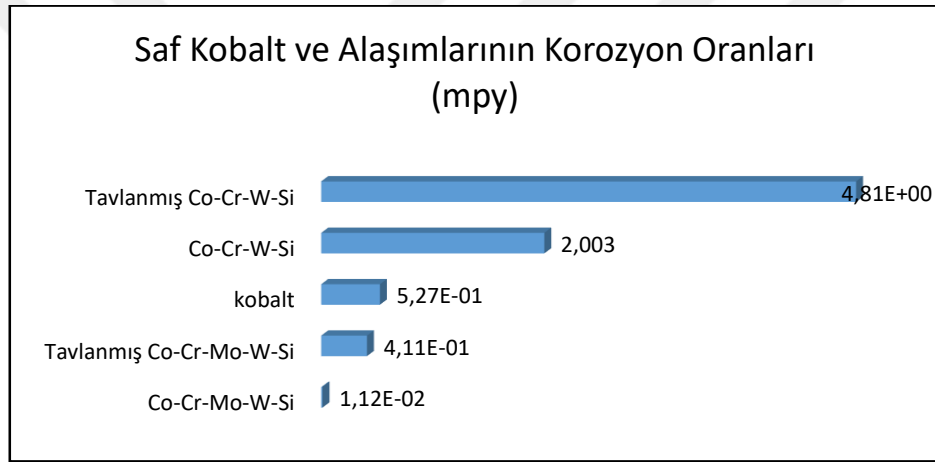
Şekil 3.85. Saf kobalt ve alaşımlarına ait açık devre voltajları.

Şekil 3.85’de numunelerin 40 dakika boyunca ringer çözeltisindeki açık devre potansiyel ölçümleri gösterilmektedir. Tavlanmış Co-Cr W-Si ve Saf kobalt numunelerinin ölçüm süresi boyunca termodinamiksel olarak kararlı bir davranış sergilediği görülmektedir. Açık devre potansiyellerini sırasıyla yaklaşık 60mV ve -490mV olarak ölçülmüştür. Kobalt ve Co-Cr-Mo-W-Si alaşımları pozitif yönde saparak başladığı potansiyellerden daha yüksek değerlerde ölçümlemlerini tamamlamıştır. Bu tür davranış sergileyen numuneler yüzeylerinde meydana gelmiş olan koruyucu nitelikli oksit tabakasından kaynaklanmaktadır. Co-Cr-W-Si alaşımı diğer alaşımlardan farklı bir davranış sergilemektedir. Potansiyel ölçümlerinin ilk 150 saniyede kararluya yakın bir davranış sergilemekte iken süre artışı ile beraber potansiyelin hızlı bir şekilde düşüş sergilediği görülmektedir. Bu durum zamanla oluşan ince bir tabakanın hızla çözüldüğü ile vurgulanabilir.

Tablo 3.2. Co ve alaşımlarının korozyon parametreleri.

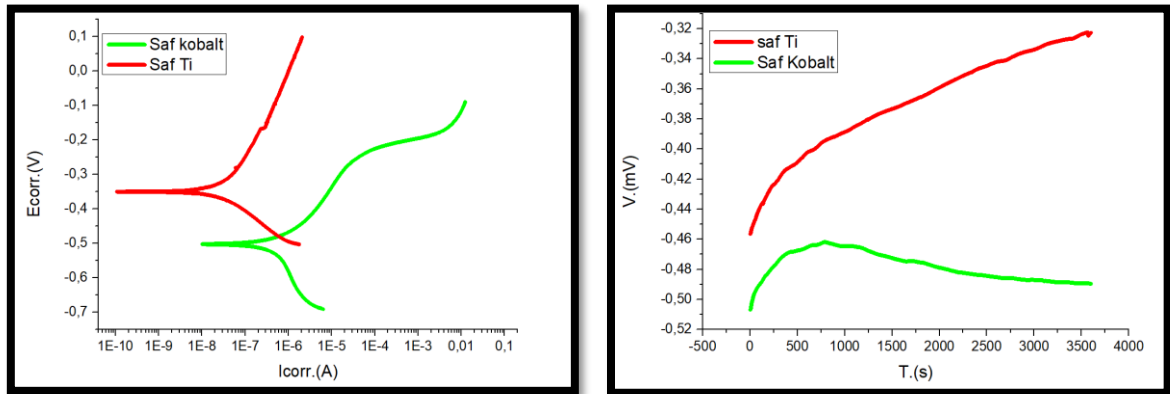
	kobalt	CO	COT	MOT	MO
Beta A	147,1e-3 V/decade	363,0e-3 V/decade	1,152 V/decade	219,8e-3 V/decade	501,6e-3 V/decade
Beta C	379,7e-3 V/decade	259,7e-3 V/decade	288,4e-3 V/decade	206,4e-3 V/decade	195,0e-3 V/decade
I _{corr}	856,0 nA	69,20 nA	150,0 nA	12,80 nA	29,30 nA
E _{corr}	-502,0 mV	-139,0 mV	55,90 mV	-145,0 mV	50,70 mV
Corrosion Rate	526,8e-3 mpy	2,003 mpy	4,809 mpy	410,5e-3 mpy	11,15e-3 mpy
Chi Squared	126,4	1,125	2,35E-01	7,33E-02	4,503

Tablo 3.2’de tafel analizi sonrası numunelerin korozyon verileri gösterilmektedir. Korozyon hızını tayin eden en önemli parametreler verilmiştir. Tablo1’deki korozyon akım değerlerine bakıldığında en düşük değer Tavlanmış Co-Cr-Mo-W-Si sonra sırasıyla Co-Cr-Mo-W-Si, saf - Co, Co-Cr-W-Si ve son olarak Tavlanmış Co-Cr-W-Si değeri olarak sıralanmaktadır.



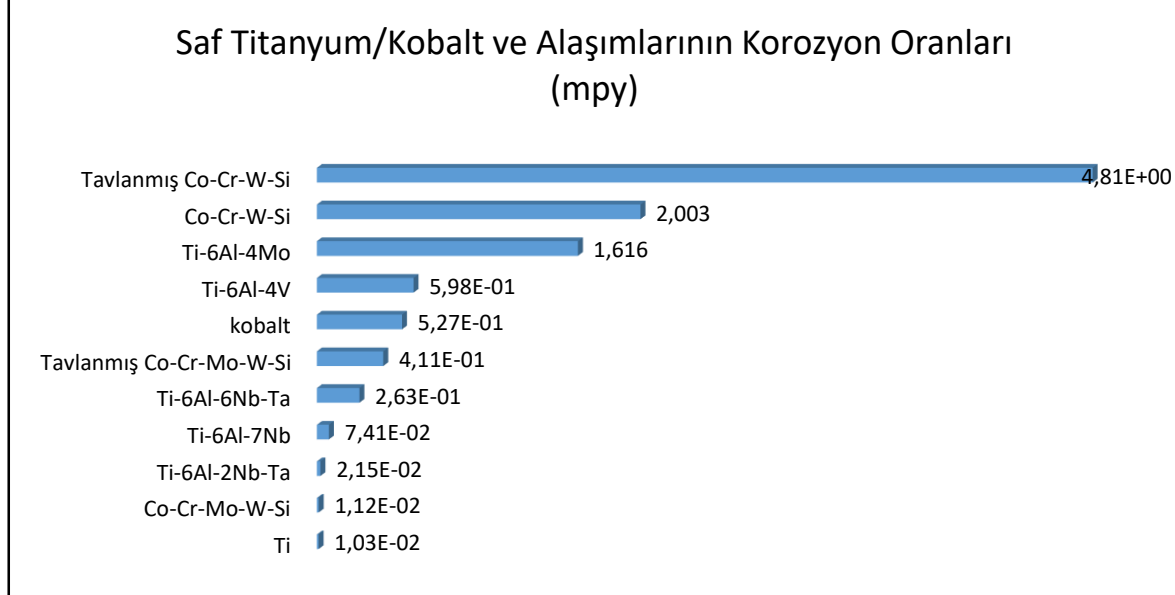
Şekil 3.86. Saf kobalt ve alaşımlarına ait korozyon oranları (mpy).

3.10.17. Saf Titanyum/Kobalt 1150 °C



Şekil 3.87. Saf Ti/Co’a ait: (a) ait tafel eğrileri, (b) açık devre eğrileri.

Şekil 3.87 Saf-Titanyum ve Kobalta ait (a) tafel ve (b) açık çevrim voltaj grafikleri verilmiştir. Bu grafiklerden elde edilen sonuçlara göre Saf-Titanyum Saf-Kobalta oranla oldukça yüksek kalitede korozyon değerlerine sahiptir.



Şekil 3.88. Saf titanyum/kobalt ve alaşımlarının korozyon oranları (mpy).

Şekil 3.88’de görüldüğü gibi Saf titanyum ve alaşımları arasında en iyi korozyon değerine saf titanyum sahiptir ve sırasıyla Ti-6Al-2Nb-Ta, Ti-6Al-7Nb, Ti-6Al-6Nb-Ta, Ti-6Al-4V, Ti-6Al-4Mo, gelmektedir. Saf kobalt ve alaşımları arasında ise en iyi korozyon değeri Co-Cr-Mo-W-Si’ a aittir, sırasıyla bu değerleri tavlanmış Co-Cr-Mo-W-Si, saf kobalt, Co-Cr-W-Si ve tavlanmış Co-Cr-W-Si aldığı görülmektedir. Genel olarak bakıldığında titanyumun korozyondaki eşsiz üstünlüğü göze çarpmaktadır. Ti-6Al-6Nb-Ta ve Ti-6Al-2Nb-Ta alaşımları arasında Ta alaşımın β -faz bölgesini yükseltmek için ilave edilmiştir. Bu alaşımlar arasında Ti-6Al-2Nb-Ta’nın korozyon özelliğinin daha iyi olduğu görülmektedir. Vanadyumun olası toksisite etkileri üzerine önerilmiş Ti-6Al-7Nb ve Ti-6Al-4Mo alaşımları Ti-6Al-4V ile karşılaştırıldığında Ti-6Al-7Nb alaşımının korozyon oranının oldukça iyi olduğu görülmektedir. Saf titanyumun korozyon değerlerinin saf kobalt korozyon değerlerinden açık ara daha iyi olmasına karşılık asıl dikkati çeken durum ise Mo katkılı Co-Cr alaşımının göstermiş olduğu harika korozyon değeridir ve bu alaşım neredeyse titanyumun korozyon değerinden daha iyi bir değer göstermektedir. Aynı zamanda Mo katkılı kobalt alaşımının tavlanmış numunesin de iyi bir korozyon özelliği göstermiştir. Son olarak şekille bakıldığında tavlamanın kobalt alaşımlarının korozyon değerleri üzerinde olumsuz etkisi olduğu görülmektedir. Ti-6Al-6Nb-Ta alaşımında -200mV’ta görülen oksidasyon çıkıntısı olarak kabul edilen salınım, pasif ince

bir filmin oluşup çözünmesi ile değerlendirilir. Co-Cr-W-Si ve tavlanmış Co-Cr-Mo-W-Si alaşımlarının anodik kısımda kararsız veri değerleri görülmektedir. Nb katkılı Ti alaşımlarına bakıldığında korozyon değerlerinin Ti-6Al-4V ve Ti-6Al-4Mo'dan daha iyi olduğu görülmektedir. Nb'nin alaşım elementi olarak yüzey filmlerinin Ti bazlı alaşımlar üzerinde stabilize etkisinin olduğu ile açıklanmaktadır. Aynı zamanda, Nb katyonları, titanyum oksit filmi üzerinde mevcut olan anyon boşluklarının konsantrasyonunu azaltarak yüzey filminin pasivasyon özelliklerini geliştirir. Bu anyon boşlukları, düşük titanyum oksidasyon durumlarının varlığı ile üretilir. Bu nedenle, Ti-6Al-4V ve Ti-6Al-4Mo ya kıyasla Ti-6Al-7Nb için elde edilen düşük akım yoğunluğu, Nb'nin bir önceki pasif filmdeki etkisine bağlı olabilir.

3.11. SERTLİK SONUÇLARI

3.11.1. Saf titanyumun mikro sertlik değerleri (900, 1000, 1150) °C

Tablo 3.3. Saf-titanyumun farklı sıcaklık mikro sertlik değerleri.

Mikro Sertlik Testi	Ti-900 °C HV (kgf/mm ²)	Ti-1000°C HV (kgf/mm ²)	Ti-1150 °C HV (kgf/mm ²)
Farklı Sıcaklıklarda Üretilmiş Saf Ti örnekleri	241	351	515
	245	362	516
	260	384	523
	282	403	525
	287	407	563
Ortalama Değer	263	382	528

Tablo 3.3'de verilen değerlere bakıldığında 900 °C'de sinterlenmiş saf titanyumun sertlik değeri 263 HV iken 1000 °C'de sinterlenmiş numunenin sertlik değeri 382 HV ve son olarak 1150 °C'de sinterlenmiş numunenin sertlik değeri 528 HV'dir. Saf titanyum numunelerinde sıcaklık artıkcça ölçülen sertlik değerleri artmıştır. 900 °C'den 1000 °C'ye geçişte 119 HV artmışken 1000 °C'den 1150 °C'ye geçişte 148 HV artmıştır. Sıcaklık artışı saf titanyum sertlik değerlerinde önemli bir parametre olduğu görülmektedir.

3.11.2. %5 HA katkılı titanyum alaşımları (900, 1000, 1150) °C

Tablo 3.4. %5 HA katkılı titanyumun farklı sıcaklık mikro sertlik değerleri.

Mikro Sertlik Testi	Ti+%5HA 900 °C HV (kgf/mm ²)	Ti+%5HA 1000 °C HV (kgf/mm ²)	Ti+%5HA 1150 °C HV (kgf/mm ²))
Farklı Sıcaklıklarda Üretilmiş Saf Ti+%5HA örnekleri	213	265	386
	217	293	411
	229	311	441
	243	337	444
	205	346	447
Ortalama Değer	221	310	425

Tablo 3.4’de verilen değerlere bakıldığında 900 °C’de sinterlenmiş %5HA katkılı titanyumun sertlik değeri 221 HV iken 1000 °C’de sinterlenmiş numunenin sertlik değeri 310 HV ve son olarak 1150 °C’de sinterlenmiş numunenin sertlik değeri 425 HV’dir. %5HA katkılı titanyum numunelerinde sıcaklık artıka ölçülen sertlik değeri artmıştır. 900 °C’den 1000 °C’ye geçişte 89 HV artmışken 1000 °C’den 1150 °C’ye geçişte 115 HV artmıştır. Diğer bir ifadeyle, 900 °C de sinterlenen %5 katkılı HA numuneye göre 1000 °C, 1150 °C de sinterlenmiş numunelerde artış oranı sırasıyla %40, %37 ve %92 olarak gerçekleşmiş demektir.

3.11.3. %10 HA katkılı titanyum alaşımları (900, 1000, 1150) °C

Tablo 3.5. %10 HA katkılı titanyumun farklı sıcaklık mikro sertlik değeri.

Mikro Sertlik Testi	Ti+%10HA 900 °C HV (kgf/mm ²)	Ti+%10HA 1000 °C HV (kgf/mm ²)	Ti+%10HA 1150 °C HV (kgf/mm ²)
Farklı Sıcaklıklarda	65	142	397
Üretilmiş Saf	81	165	412
Ti+%10HA	84	175	416
örnekleri	84	188	465
	86	195	440
Ortalama Değer	80	173	426

Tablo 3.5’de verilen değerlere bakıldığında 900 °C’de sinterlenmiş %10HA katkılı titanyumun sertlik değeri 80HV iken 1000 °C’de sinterlenmiş numunenin sertlik değeri 173 HV ve son olarak 1150 °C’de sinterlenmiş numunenin sertlik değeri 426 HV’dir. %10HA katkılı titanyum numunelerinde sıcaklık artıka ölçülen sertlik değeri artmıştır. 900 °C’den 1000 °C’ye geçişte 93 HV artmışken 1000 °C’den 1150 °C’ye geçişte 253 HV artmıştır. %5 icerikli numunler ile karşılaştırıldığında başlangıç sertlik değeriinde düşüş mevcuttur bunun ise HA katkısının artışından ileri geldiği bellidir. İlk iki sıcaklık artış oranının %116 ve %146 olarak arttığı görülmektedir.

3.11.4. β-faz Ti alaşımlarının mikro sertlik değeri

Tablo 3.6. β-Ti alaşımlarının mikro sertlik değeri.

Mikro Sertlik Testi	Ti-6Al-6Nb-Ta HV (kgf/mm ²)	Ti-6Al-2Nb-Ta HV (kgf/mm ²)
Ti-Alaşımları	322	403
	335	429
	344	430
	352	435
	390	455
Ortalama Değer	349	430

Tablo 3.6'daki verilere bakıldığında Ti-6Al-2Nb-Ta sertlik değeri 430 HV ile Ti-6Al-6Nb-Ta 349 HV'den büyük olduğu görülmüştür. Buradaki sertlik artışı yaklaşık %23 olmaktadır. Bunun da muhtemelen Ta etkisinden kaynaklandığı sanılmaktadır.

3.11.5. $\alpha+\beta$ faz ti alaşımlarının mikro sertlik değerleri

Tablo 3.7. $\alpha+\beta$ Tialaşımlarının mikro sertlik değerleri.

Mikro Sertlik Testi	Ti-6Al-4V HV (kgf/mm ²)	Ti-6Al-7Nb HV (kgf/mm ²)	Ti-6Al-4Mo HV (kgf/mm ²)
Ti-Alaşımları	446	370	457
	473	381	466
	456	389	490
	492	380	489
	486	394	502
Ortalama Değer	471	382	480

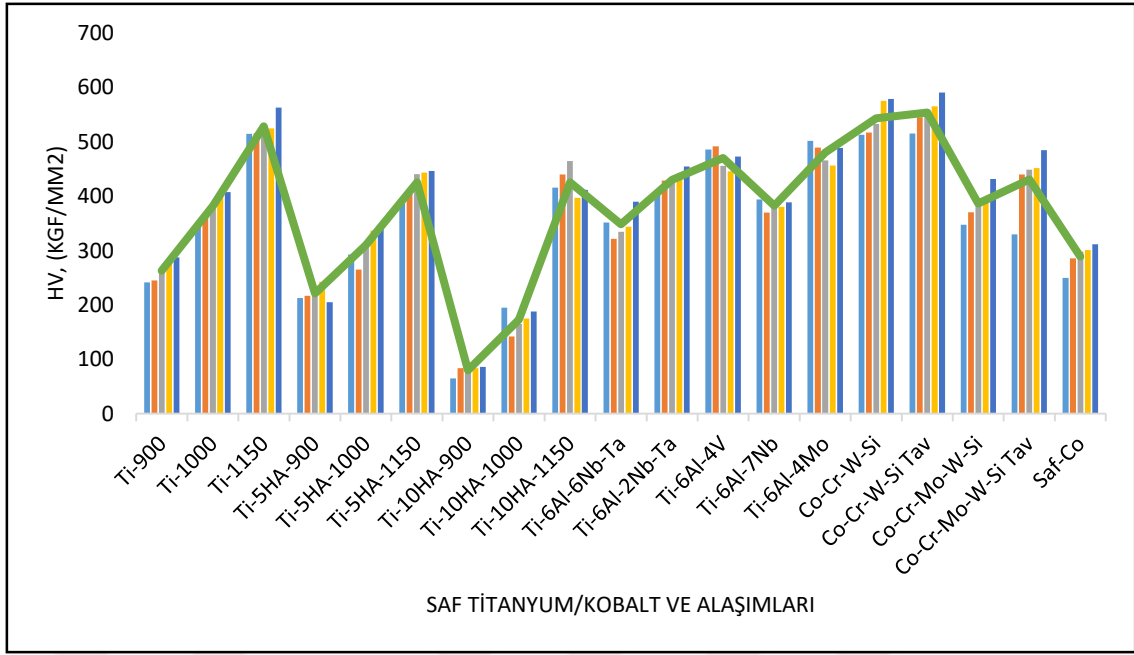
Tablo 3.7'de verilerine bakıldığında en büyük sertlik değeri Ti-6Al-4Mo 480 HV iken Ti-6Al-4V ve Ti-6Al-7Nb sırasıyla 471 HV ve 382 HV oldukları görülmüştür. Mo ve Va içeriklerinin çok etkili olmadığı anlaşılmaktadır. Fakat Nb içerikli Ti alaşımı; Va/Mo bazlı alaşımlar karşılaştırıldığında sırasıyla yaklaşık %23 ile 25 civarında bir sertlik artışı elde edilmiştir.

3.11.6. Saf kobalt ve alaşımlarının mikro sertlik değerleri

Tablo 3.8'de kobalt ve alaşımlarının sertlik değerlerine bakıldığında ise en yüksek değer tavlanmış Co-Cr-W-Si alaşımına aittir. Bunun muhtemel sebebi alaşım içindeki sert Si ve W elementlerinden kaynaklandığı, ikinci olarak da uygulanan ısıtıl işlem nedeniyle sert taneler ile ana malzeme arasında kafi derecede arayüzey bağın oluşmasından ileri gelmektedir. Ve sırasıyla Co-Cr-W-Si 531,1 HV, tavlanmış Co-Cr-Mo-W-Si 431 HV, Co-Cr-Mo-W-Si 387 HV'dir. En düşük sertlik değeri 289 HV ile saf kobalta aittir çünkü bu yapıda ekstra bir bileşim elementi bulunmamasından kaynaklanmaktadır.

Tablo 3.8. Saf-kobalt ve alaşımlarının mikro sertlik değerleri.

Mikro Sertlik Testi	(Co-Cr-W-Si) HV (kgf/mm ²)	(Co-Cr-W-Si) Tav HV (kgf/mm ²)	(Co-Cr-Mo-W-Si) HV (kgf/mm ²)	(Co-Cr Mo-W-Si) Tav HV (kgf/mm ²)	Saf-Co HV (kgf/mm ²)
W,Si ve Mo-Katkılı Co-Cr alaşımı	513,4	590,9	348	330	250
	515,7	579,1	371	340	286
	575,9	565,8	386	349	298
	533,2	545,6	398	452	301
	517,5	551,7	432	485	312
Ortalama Değer	531,1	566,6	387	431	289



Şekil 3.89. Titanyum/Kobalt ve bunların alaşımlarının mikro sertlik değerlerinin karşılaştırılması.

Şekil 3.89'a bakıldığında Sertlik değerleri saf titanyum ve alaşımları için; sıcaklığın saf titanyumun sertlik değerini artırdığı görülmektedir. HA katkısının saf titanyumun sertlik değerini düşürdüğü görülmüştür. HA katkı miktarı arttıkça saf titanyumun sertlik değerinde de azalma meydana gelmiştir. Fakat HA katkılı titanyumun da sıcaklık artışı ile sertlik değerinde artma meydana geldiği görülmüştür. 1150 °C'de %10 HA katkılı titanyum alaşımında bir tutarsızlık olduğu görülmektedir. Bu sıcaklıktaki HV değeri 426 iken 1150 °C %5 HA katkılı 425 tir. Bu durum sıcaklık ve HA katkı miktarlarındaki doğrusallığı bozduğu görülmektedir. Bu durumun ince bir saf Ti tabakasından kaynaklanmış olabileceği düşünülmektedir. Ti-6Al-6Nb-Ta, Ti-6Al-2Nb-Ta ve Ti-6Al-7Nb alaşımları diğer alaşımlar ile karşılaştırıldığında Nb katkısının sertlik değerini düşürdüğü rapor edilebilir. Ayrıca 1150 °C'de sinterlenmiş saf Ti'nin sertlik değeri baz alındığında. Saf Ti alaşımlamanın Ti değerinin sertlik değerini düşürdüğü görülmektedir. Bu durum saf Co alaşımlarında oldukça ilginçtir. Çünkü Co alaşımların sertlik değerlerinin Co'nun sertlik değerlerinden yüksek olduğu görülmektedir. Co alaşımlarının sertlik değerlerine bakıldığında en yüksek değer tavlanmış Co-Cr-W-Si 566,6 HV iken sonrasında sırayla 531,1 HV ile Co-Cr-W-Si, tavlanmış Co-Cr-Mo-W-Si 431 HV, Co-Cr-Mo-W-Si 387 HV ve en düşük değerde 289 HV ile Co gelir. Tavlamanın sertlik değerini artırdığı görülmektedir çünkü Si ve W gibi sert parçalar ile ana malzeme arasında tutunma bağının da arttığı anlaşılmaktadır. Yine Mo katkısının Co-Cr alaşımın sertlik değerini düşürdüğü

görülmektedir. Muhtemeldir ki yapıda yeterli bağ sağlanmamış olabilir ve yapıyı daha gevrek hale getirmiş olabilir.

3.12. Arşimet Prensibi Yöntemi ile Yoğunluk Ölçümü

Arşimet prensibi kullanılarak numunelerin yoğunlukları hesaplanmıştır. Ölçüm 5 kez tekrarlanmıştır ve nihai olarak ortalama değer alınmıştır. Yoğunluk hesaplama aşamasında, aşağıdaki formül kullanılmıştır;

$$D_g = [W_a / (W_a - W_b)] * D_{H_2O} \quad (1)$$

D_g , W_a , W_b , D_{H_2O} değerleri sırasıyla numunenin görünür yoğunluğunu, kuru numunenin havadaki ağırlığını, numunenin suda asılı ağırlığını ve su yoğunluğunu göstermektedir [102]. Buna göre ölçülen yoğunluk değerleri sırasıyla;

Saf-Ti 4,146 gr/cm³

Ti-6Al-2Nb-Ta 4,250 gr/cm³

Ti-6Al-6Nb-Ta 3,906 gr/cm³

Ti-6Al-7Nb 3,472 gr/cm³

Ti-6Al-4V 3,631 gr/cm³

Ti-6Al-4Mo 3,178 gr/cm³

Saf-Co 7,868 gr/cm³

Co-Cr-W-Si 8,668 gr/cm³

Tavlanmış Co-Cr-W-Si 8,35 gr/cm³

Co-Cr-W-Mo-Si 8,769 gr/cm³

Tavlanmış Co-Cr-W-Si 8,691 gr/cm³

Saf Titanyum yoğunluk değerinin %8,1 iyileşme gözlemlenmişken, bu oran saf kobalt'ta %11,8 olarak kalmıştır. Yoğunluk değerlerine bakıldığında genel olarak titanyum alaşımlarının yoğunluk değerlerinin saf titanyumun yoğunluk değerlerinden düşük olduğu görülmektedir.

Fakat β -faz alaşımı Ti-6Al-2Nb-Ta alaşımının yoğunluk değerinin nispeten saf-Ti'nin değerinden daha büyük olduğu gözükmemektedir. Aynı zamanda β -faz alaşımlarının (Ti-6Al-2Nb-Ta, Ti-6Al-6Nb-Ta) yoğunluk değerlerinin ($\alpha+\beta$)-faz alaşımlarının (Ti-6Al-4V, Ti-6Al-7Nb ve Ti-6Al-4Mo) yoğunluk değerlerinden büyük olduğu görülmektedir. Saf-Co'nun yoğunluk değeri alaşımlarının yoğunluk değerinden düşük olduğu gözükmemektedir. Kobalt

alaşımlarına uygulanan ikinci tavlama işleminin yoğunluk değerlerinde bir düşüşe neden olmuştur. Mo katkısı kobalt alaşımlarında yoğunluk değerini artırırken, titanyum alaşımlarında yoğunluk değerlerini düşürdüğü görülmektedir. Nb katkılanmasının titanyum alaşımlarında yoğunluğu azaltıcı bir etkisi olduğu görülmüştür.



4. SONUÇLAR VE TAVSİYELER

Bu çalışmada; biyomedikal uygulamalarda implant malzemesi olarak kullanılan saf Titanyum/Kobalt dahil bunların farklı alaşımları ve kütleli % 5 ve % 10 içerikli kalsiyum fosfat (KF) ilaveli Ti malzemeler, Ti-6Al-4V ve Ti-6Al-4Mo alaşımları, toz metalürjisi yöntemi (TM) ile üretilmiştir. Bu farklı alaşımlar üç değişik sıcaklıklarda yaklaşık 900, 1000 ve 1150 °C sıcaklıklarda 4/12 saat süreyle soygaz/vakuum atmosferi altında sinterleme işlemine tabi tutulmuştur. Buna ilaveten, saf Ti alaşımına %5 ve %10 kadar KS ilave edilerek 2 saat süreyle mekanik-öğütme karıştırma işleminden sonra 20 MPa basınçta preslenmiş ve sinterleme işlemine tabi tutulmuştur. Keza, Ti-6Al-4V ve Ti-6Al-4Mo alaşımları 1150 °C süre ile havadan vakumlanarak üretilmişlerdir. Üretilen numunelerin; mikro yapıları, faz ve tane büyüklükleri; taramalı elektron mikroskobu (SEM), enerji yayımlı X-ışını analizi (EDX) ve X-ışını kırınımı (XRD) yöntemleri aracılığı ile araştırılmıştır. Bunun yanı sıra, elektrokimyasal korozyon testi, mikro sertlik ölçümü ve yoğunluk ölçümü ile üretilen metal ve alaşımlar karakterize edilmiştir.

Her bir malzeme grubunda elde edilen sonuçlar ve bulgular aşağıdaki kısımda verilmiştir:

- Vakumlu kuarz tüplerde sinterlenen saf titanyum/kobalt ve bunların alaşımları, sinterleme işlemi sırasında herhangi bir koruyucu gaz atmosferine ihtiyaç duyulmaksızın başarılı bir şekilde üretilmişlerdir. Üretilen numuneler saf-Titanyum üç adet farklı sıcaklık (900 °C, 1000 °C ve 1150 °C) değerinde 4 saat boyunca sinterlenerek üretilmişlerdir. Üç adet %5 HA katkılı titanyum alaşımı üç farklı sıcaklık (900 °C, 1000 °C ve 1150 °C) değerinde 4 saat boyunca sinterlenerek üretilmişlerdir. Üç adet %10 HA katkılı titanyum alaşımı üç farklı sıcaklık (900 °C, 1000 °C ve 1150 °C) değerinde 4 saat boyunca sinterlenerek üretilmişlerdir. Birer adet Ti-6Al-4V, Ti-6Al-7Nb, Ti-6Al-4Mo, Ti-6Al-6Nb-Ta ve Ti-6Al-2Nb-Ta alaşımları 1150 °C'de 12 saat boyunca sinterlenmişlerdir. Bir adet saf-Kobalt 1150 °C'de 4 saat boyunca sinterlenerek üretilmiştir. Ayrıca birer adet Co-Cr-W-Si, Co-Cr-W-Mo-Si alaşımı toz metalürjisi üretim tekniklerinden seçici lazer ergitme yöntemi kullanılarak üretilmiştir. Yeni bir üretim tekniği olan SLM kimi durumlarda ikinci bir ısıtma sürecine tabi tutmak gerekir. Bu yüzden birer adet Co-Cr-W-Si ve Co-Cr-W-Mo-Si alaşımları SLM üretim işleminden sonra birer saat 1000 °C'de ısıtma işlemine tabi tutulmuşlardır.
- Öncelikli olarak tüm numunelerin EDX analizinde sadece alaşıma ait elementlerin piklerine rastlanmıştır. Alaşımda olmayan başka hiçbir elementin pikine rastlanmamıştır. Numunelerin yapısının oksitlenmemiş olması oldukça sevindiricidir.

Sadece HA katkılı titanyum alaşımlarında oksite rastlanmıştır buda HA'nın içeriğinde bulunan yüksek oksijen miktarı ile alakalı bir durumdur. Numunelerin gözenek yapıları ve tane boyutlarına bakıldığında bu yapıların 1000 °C'den sonra anlam kazandıkları görülmüştür. Örneğin titanyum ve HA katkılı alaşımlarda görülen 900 °C'deki tane büyüklüğü ve gözenek çapları belirsizliği 1000 °C ve 1150 °C'de anlam kazanmışlardır. Sıcaklığın artımı ile gözenek çaplarında kayda değer bir küçülme ve küreselleşme eğilimi görülmüştür. Tane boyutlarında görülen küçülme nispeten daha azdır. Mo katkısının Kobalt alaşımını daha ince yapıya bir hale getirdiği görülmektedir. Ayrıca kobalt alaşımlarında ikincil bir ısıtma işleminin üçüncü bir faz meydana getirdiği görülmüştür. Aynı zamanda ikincil ısıtma Co-Cr-W-Si alaşımında daha büyük gözenek çapı ve tane büyüklüğüne sebep olurken bu durumun Co-Cr-W-Mo-Si alaşımında tam tersi olduğu görülmüştür. Titanyum alaşımlarında üretilen numunelerden 1150 °C'de üretilen numune diğer sıcaklık değerlerinde (900 °C ve 1000 °C) üretilen numunelere göre daha kararlı bir yüzey morfolojisine sahip olduğu görülmektedir. Ti-6Al-4V, Ti-6Al-4Mo, Ti-6Al-7Nb, Ti-6Al-6Nb-Ta ve Ti-6Al-2Nb-Ta alaşımlarına bakıldığında ise gözenek şekillerinin hemen hemen hepsi için küresel geometriye sahip oldukları görülmektedir. Ti-6Al-4Mo alaşımı Ti-6Al-4V ve Ti-6Al-7Nb alaşımlarının gözenek yoğunluğundan daha fazla yoğunluğa sahip olduğu görülmektedir. Tane büyüklüklerine bakıldığında Ti-6Al-4V ve Ti-6Al-4Mo alaşımının tane boyutları hemen hemen bir birine yakındır fakat Ti-6Al-7Nb alaşımının tane büyüklüğü bu iki alaşıma oranla nispeten büyüktür. Ti-6Al-6Nb-Ta alaşımı ve Ti-6Al-2Nb-Ta alaşımları karşılaştırıldığında; Ti-6Al-2Nb-Ta alaşımı Ti-6Al-6Nb-Ta alaşımına oran daha küçük gözenek yapısına ve tane boyutuna sahiptir.

- EDX analizine bakıldığında ise istenen tüm alaşımların yapılarının fazlarının oluştuğu görülmüştür. Normalde literatürde bulunan çalışmaların içerisinde aranan fazlara ait genel bilgiye ulaşmak oldukça zordur. Bu çalışmada hemen hemen hedeflenen alaşımlara ait tüm fazlar XRD kartları ile birlikte verilmiştir. Kristal yapıları, faz açıları ve atom katmanları arasındaki mesafe XRD analizi bölümünde ayrıntılı verilmiştir. Alaşımlarda orataya çıkarılan fazlar şu şekilde sıralanmaktadır.

(00,044,1254>Ti)/(00,044,1294>Ti)/(00,044,1288>Ti)/(00,015,0806>Co)/(00,005,0727>Co)/(01,072,1807>Ti6O)/(00,051,0635>Ti0,20V0,80)/(00,012,0074>AlMoTi2)/(00,053,0484>Al0,23Nb0,07Ti0,70) ve özellikle HA-katkılı alaşımlarda ilk defa görülen (00,045,0888> P3Ti5) yapısı.

Genel olarak titanyum alaşımlarında sıcaklık artıkça α -faz bölgelerinden β -faz bölgelerine geçişler gözlemlenmiştir. Ti-6Al-4V, Ti-6Al-4Mo, Ti-6Al-7Nb alaşımlarının $\alpha+\beta$ faz alaşımları olduğu görülmüştür. Ti-6Al-6Nb-Ta ve Ti-6Al-2Nb-Ta β -fazın yüksek yoğunluğundan dolayı β -faz alaşımları olduğu görülmüştür. Ti-6Al-6Nb-Ta, Ti-6Al-2Nb-Ta ve Ti-6Al-4Mo XRD difraktometrelerine literatürde tarafımızca rastlanmamıştır eğer literatürde bu alaşımların difraktometreleri olsa bile ortaya konulacak bu alaşımların difraktometreleri ile literatüre anlam kazandıracağı umulmaktadır.

- Alaşımların korozyon davranışları elektrokimyasal korozyon yöntemi ile ölçülmüştür.

Bu çalışmada Toz metalürjisi yöntemi ile üretilen saf titanyum/kobalt ve bunların alaşımları için uygun görülen korozyon tekniği elektrokimyasal korozyon tekniğidir. Elektrokimyasal korozyon tekniği diğer tekniklere oranla uygun kullanımı, küçük korozyon hızları tayini, anlık korozyon hızı tayini ve diğer yöntemlere göre çok daha duyarlı sonuç verme gibi avantajlara sahiptir. Elektrokimyasal korozyon tekniğinin sulu ortamda geçmesi, metalik biyoalaşımların insan vücut sıvısının biyomalzemeler ile teması sonucu oluşan korozyon davranışına benzetimi açısından da oldukça önemli bir teknik olduğu görülmektedir. Üretilen tüm metal ve alaşımlarının ölçülen korozyon oranlarını (mpy) büyükten küçüğe doğru sıralanırsa en büyük değer tavlınmış Co-Cr-W-Si alaşımına ait olduğu görülür ve diğer alaşımların aldığı değerler sırasıyla; Co-Cr-W-Si, Ti-6Al-4Mo, Ti-6Al-4V, saf-kobalt, tav-Co-Cr-W-Mo-Si, Ti-6Al-6Nb-Ta, Ti-6Al-7Nb, Ti-6Al-2Nb-Ta, Co-Cr-W-Mo-Si ve son olarak saf-titanyum en az mpy değerine sahip olduğu görülür. Eğer aynı sıralama korozyon akımı I_{CORR} (nA) için yapılırsa, en yüksek değer saf kobalta ait olduğu görülür ve sırası ile diğer değerlerin Ti-6Al-7Nb, tav-Co-Cr-W-Si, Ti-6Al-2Nb-Ta, Co-Cr-W-Si, saf-titanyum, Co-Cr-W-Mo-Si, tav-Co-Cr-W-Mo-Si, Ti-6Al-4Mo, Ti-6Al-4V ve son olarak Ti-6Al-6Nb-Ta alaşımı en küçük korozyon akımı değerlerinde elde edilir. Aynı sıralama korozyon potansiyelleri için yapılırsa olunursa en büyük değer tavlınmış Co-Cr-W-Si alaşımına aittir diğer değerler ise sırasıyla; Co-Cr-W-Mo-Si, Ti-6Al-7Nb, Co-Cr-W-si, Tav-Co-Cr-W-Mo-Si, Ti-6Al-4V, Ti-6Al-6Nb-2Ta, saf-titanyum, Ti-6Al-4Mo ve en küçük değer saf kobalta ait olduğu görülür.

- Metaller ve alaşımlarının ölçülen mikrosertlik değerleri arasında en dikkat çeken olay %10 HA ile katkılандırılmış ve 900 °C de sinterlenerek üretilmiş titanyum alaşımı 80 HV ile en düşük değer olduğu görülmüştür. 900 °C de sinterlenerek üretilen saf titanyum metalinin mikrosertlik değerinin 263 HV ölçüldüğü düşünüldüğü zaman, HA katkılanmasının alaşımın mikrosertlik değerini oldukça düşürdüğü görülmektedir. Buna

göre titanyum ve alaşımlarında sıcaklık artıkça mikro sertlik (MS) değeri artmaktadır. HA katkı oranı artıkça MS değeri her üç sıcaklık türü içinde azalma göstermiştir. HA katkısında bile titanyum alaşımının MS değeri artmaktadır. Mo elementi V ve Nb' ye göre görece olarak MS değerini artırmıştır. Nb titanyum alaşımlarının MS değerinin düşmesine sebep olmaktadır. Kobalt alaşımlarında MS değeri alaşımlandırma ile arttığı görülmektedir. İkincil tavlama alaşımların MS değerini artırmıştır. Görece olarak Mo katkısının MS değerini düşürdüğü görülmektedir. Genel itibari ile tüm metal ve alaşımları için MS değeri büyükten küçüğe doğru sıralanacak olunursa sıralamanın; *Tavlanmış Co-Cr-W-Si, Co-Cr-W-Si, Saf-Ti 1150 °C, Ti-6Al-4Mo, Ti-6Al-4V, Tavlanmış Co-Cr-W-Mo-Si, Ti-6Al-2Nb-Ta, %10HA-Ti 1150 °C, %5HA-Ti 1150 °C, Co-Cr-W-Mo-Si, Ti-6Al-7Nb, Saf-Ti 1000 °C, Ti-6Al-6Nb-Ta, %5HA-Ti 1000 °C, Saf-Co, Saf-Ti 900 °C, %5HA-Ti 900 °C, %10HA-Ti 1000 °C, %10HA-Ti 900 °C* olduğu görülmektedir.

Üretilen numunelerin yoğunlukları Arşimet prensibi kullanılarak ölçülmüştür. Bu çalışmadaki tüm metal ve alaşımlarının yoğunluk değerlerinin küçükten büyüğe doğru sıralanışı *Ti-6Al-4Mo 3,178 gr/cm³, Ti-6Al-7Nb 3,472 gr/cm³, Ti-6Al-4V 3,631 gr/cm³, Ti-6Al-6Nb-Ta 3,906 gr/cm³, Saf-Ti 4,146 gr/cm³, Ti-6Al-2Nb-Ta 4,250 gr/cm³, Tavlanmış Co-Cr-W-Si 8,35 gr/cm³, Saf-Co 7,868 gr/cm³, Co-Cr-W-Si 8,668 gr/cm³, Tavlanmış Co-Cr-W-Mo-Si 8,691 gr/cm³, Co-Cr-W-Mo-Si 8,769 gr/cm³* ölçülmüştür.

Yoğunluk değerleri değişimi üretim yöntemine göre saf titanyum % 8,1 daha az yoğunlukta üretilmiştir. Diğer titanyum alaşımları ise sırasıyla Ti-6Al-4V % 19,44 daha az, Ti-6Al-4Mo % 29,49, Ti-6Al-7Nb % 22,97, Ti-6Al-6Nb-Ta % 13,34, Ti-6Al-2Nb-Ta % 5,71 yoğunluk değerlerinde iyileşme olduğu görülmektedir. Üretim tarzı saf kobalt'ta %11,8 iyileşme göstermişken kobalt alaşımlarında ise sırasıyla; Co-Cr-W-Mo-Si % 1,7, Tavlanmış Co-Cr-W-Mo-Si % 2,6, Co-Cr-W-Si % 3 ve tavlanmış Co-Cr-W-Si alaşımında ise % 6,4 iyileşme göstermiştir. Buna göre titanyum alaşımlarında Mo katkısı Nb, Ta ve V'a göre yoğunluk değerini düşürmektedir. Kobalt alaşımlarında ise yoğunluk değerini artırmıştır. Ayrıca saf-titanyum ve alaşımlarının yoğunluk değerlerinin saf-kobalt ve alaşımlarının yoğunluk değerlerinden oldukça düşük olduğu görülmüştür.

5. TARTIŞMA VE DEĞERLENDİRME

Toz metalürjisi üretim yöntemi ile homojen mikroyapıya sahip saf titanyum/kobalt ve bunların alaşımları başarılı bir şekilde üretilmiştir. Yine Toz metalürjisi ile üretilen numunelerin gözenekli yapıya sahip oldukları görülmektedir. Aslında insan kemiğinde gözenekli yapıya sahiptir, hem kemikte hem de metallerdeki gözeneklerin doku ve organların tutunmasını sağlayarak osseointegrasyonu artırdığı bilinmektedir. Nitekim bazı araştırmacılar Gözenekli implantların uyum sürecinin gözenekli olmayan implantlara göre daha kısa olduğunu rapor etmişlerdir. Gözenek çapı, Gözenek şeklinin osseointegrasyonu yâ da titanyum ve kobalt alaşımlarının fazları üzerindeki etkilerinin araştırılması ileride çalışılmaya değer bir konu olduğu görülmektedir. Üretim sıcaklığının ve alaşımlandırma elementi çeşitliliğinin biyomalzemelerin mikro yapı ve mekanik özellikleri üzerinde önemli derecede etki ettikleri görülmektedir. Özellikle üretim sıcaklığı implantlar için hayati derecede önemli olan alaşımların faz yapılarını değiştirmede etkili oldukları görülmüştür. Her ne kadar molibdenin kobaltın hcp faz yapısı bölgesini yükselttiği ve tantalım titanyumun bcc faz yapısını yükselttiği görülmüşse de bu katkı maddelerinin önemli transus sıcaklığı kadar bir etki etmedikleri görülmektedir. Titanyum alaşımlarının Niobiyumla kobalt alaşımlarının ise molibdenle daha uyumlu alaşımlama gösterdiği görülmektedir. Bu yüzden ileriki çalışmalarda saf titanyuma ve kobaltta değişik miktarlarda niobiyum ve molibden eklenerek, bu katkı metallerinin titanyum ve kobalt alaşımları ile gösterdiği mikro yapı ve mekanik özellikler incelenebilir.

Klinik olarak kanıtlanmamış olsa da vanadyumun olası toksik etkileri yüzünden, yaygın olarak kullanılan TiAlV alaşımı yerine TiAlMo, TiAlNb, TiAlNbTa ve TiHA alaşımları üretilebileceği gösterildi. Fakat bu üretilen alaşımların hücre poliferasyonu ve doku kültürü çalışmaları eksik kalmıştır, ileriki çalışmalarda bu sayılan alaşımların eksik hücre ve doku analizleri gerçekleştirilebilir. Mikron boyutlarda eklenen HA tozları nano boyutlara indirgenerek deney tekrar edilmelidir. Ayrıca ilk defa ortaya çıkan P_3Ti_5 fazı daha fazla testle irdelenmesi uygun olacaktır. Titanyum alaşımları için hayati öneme sahip β -faz alaşımları olan TiAlNbTa alaşımları için üretim sıcaklığı 1150 °C/12h seçilmiş idi, fakat niyobyum ve tantalın yüksek ergime sıcaklığı yüzünden üretim sıcaklığı 1500 °C-1700 °C arasına çekilerek deneyin tekrarı uygun olabilir çünkü β -faz bölgeleri yoğun olarak Ta alaşımlamanın etkisi ile minör fazlarda yoğun görüldü. Bu durum aslında Tantalın β -faz bölgesini yükselten bir metal olmasının başka bir ispatı olmuştur. Her ne kadar Kobalt ve alaşımlarının implant olarak kullanımı saf titanyum ve alaşımlarının implant olarak kullanımından önce olmuş olsa da titanyum ve alaşımları üstün özellikleri sayesinde kobalt alaşımları ikinci plana itilmişti. Fakat

günümüzde endüstriyel gelişmeler toz metalürjisi üretiminin hızlı prototipleme ile gerçekleştirilmesine imkân sunmaktadır. Hız protatipleme üç boyutlu nesnelerin hızlı ve kompakt üretilmesine imkan sunarak biyomedikal uygulamalarda çoktan yerini almayı başarmıştır. Bu üretim çeşidi oldukça yenidir ve şuan için en çok biyomedikal uygulamalarda kobalt alaşımları üretmede oldukça yetenekli bir metot olarak kullanılmaktadır. Özellikle kobalt alaşımların en çok CoCrWMoSi alaşımı oldukça sıkça kullanılmaktadır. Bu alaşım mekanik ve dinamik özellikleri ile titanyum ve alaşımlarına adeta meydan okumaktadır. Aynı şartlarda hızlı protatipleme ile saf titanyum/kobalt ve alaşımları üretilebilir ve üretilen alaşımlar karşılaştırılabilir. Ayrıca geleneksel toz metalürjisi ve hızlı prototipleme toz metalürjisi ile aynı alaşım çeşitleri üretilerek analizlerinin karşılaştırılması uygun olacaktır.



KAYNAKLAR

- [1] Teoh, S. H. (2004). Engineering materials for biomedical applications (Vol. 1). World scientific.
- [2] Binyamin, G., Shafi, B. M., & Mery, C. M. (2006, November). Biomaterials: a primer for surgeons. In *Seminars in pediatric surgery* (Vol. 15, No. 4, pp. 276-283). WB Saunders.
- [3] Black, J. (1988). In vivo Corrosion of a Cobalt-Base Alloy and Its Biological Consequences. In *Biocompatibility of Co-Cr-Ni alloys* (pp. 83-100). Springer, Boston, MA.
- [4] Lemons, J. E., Niemann, K. M. W., & Weiss, A. B. (1976). Biocompatibility studies on surgical-grade titanium-, cobalt-, and iron-base alloys. *Journal of biomedical materials research*, 10(4), 549-553.
- [5] Wang, B., An, X., Liu, F., Song, M., Ni, S., & Liu, S. (2019). Influence of Nitrogen on Microstructure, Mechanical Properties and Martensitic Phase Transformation of Co–26Cr–5Mo–5W Alloys by Selective Laser Melting. In *TMS 2019 148th Annual Meeting & Exhibition Supplemental Proceedings* (pp. 433-442). Springer, Cham.
- [6] Elias, C. N., Lima, J. H. C., Valiev, R., & Meyers, M. A. (2008). Biomedical applications of titanium and its alloys. *Jom*, 60 (3), 46-49.
- [7] Fleck, C., & Eifler, D. (2010). Corrosion, fatigue and corrosion fatigue behaviour of metal implant materials, especially titanium alloys. *International journal of fatigue*, 32 (6), 929-935.
- [8] Leyens, C., & Peters, M. (Eds.). (2003). *Titanium and titanium alloys: fundamentals and applications*. John Wiley & Sons.
- [9] Wang, K. (1996). The use of titanium for medical applications in the USA. *Materials Science and Engineering: A*, 213 (1-2), 134-137.
- [10] Calabrese, E. J., Canada, A. T., & Sacco, C. (1985). Trace elements and public health. *Annual review of public health*, 6 (1), 131-146.
- [11] Wessels, I. (2015). Impact on Infectious Diseases. *Trace Metals and Infectious Diseases*, 16, 125.
- [12] Donachie, M. J. (2000). *Titanium: a technical guide*. ASM international.

- [13] Zitter, H., & Plenk Jr, H. (1987). The electrochemical behavior of metallic implant materials as an indicator of their biocompatibility. *Journal of biomedical materials research*, 21 (7), 881-896.
- [14] Ankem, S., & Greene, C. A. (1999). Recent developments in microstructure/property relationships of beta titanium alloys. *Materials Science and Engineering: A*, 263 (2), 127-131.
- [15] Seward, G. G. E., Celotto, S., Prior, D. J., Wheeler, J., & Pond, R. C. (2004). In situ SEM-EBSD observations of the hcp to bcc phase transformation in commercially pure titanium. *Acta Materialia*, 52(4), 821-832.
- [16] Hickman, B. S. (1969). *Omega Phase Precipitation IN Alloys Of Titanium With Transition Metals*. North American Rockwell Corp., Thousand Oaks, Calif.
- [17] Blackburn, M. J. (1970). *Some Aspects Of Phase Transformations In Titanium Alloys* Boeing Scientific Research Labs., Seattle.
- [18] McCullough, C., Valencia, J. J., Levi, C. G., & Mehrabian, R. (1989). Phase equilibria and solidification in Ti-Al alloys. *Acta Metallurgica*, 37 (5), 1321-1336.
- [19] Ohnuma, I., Fujita, Y., Mitsui, H., Ishikawa, K., Kainuma, R., & Ishida, K. (2000). Phase equilibria in the Ti–Al binary system. *Acta Materialia*, 48 (12), 3113-3123.
- [20] Arifin, A., Sulong, A. B., Muhamad, N., Syarif, J., & Ramli, M. I. (2014). Material processing of hydroxyapatite and titanium alloy (HA/Ti) composite as implant materials using powder metallurgy: a review. *Materials & Design*, 55, 165-175.
- [21] Itiravivong, P., Promasa, A., Laiprasert, T., Techapongworachai, T., Kuptniratsaikul, S., Thanakit, V., & Heimann, R. B. (2003). Comparison of tissue reaction and osteointegration of metal implants between hydroxyapatite/Ti alloy coat: an animal experimental study. *Journal of the Medical Association of Thailand= Chotmai het thangphaet*, 86, S422-31.
- [22] Froes, F. H., Eylon, D., Eichelman, G. E., & Burte, H. M. (1980). Developments in titanium powder metallurgy. *JOM*, 32 (2), 47-54.
- [23] Liu, Y., Chen, L. F., Tang, H. P., Liu, C. T., Liu, B., & Huang, B. Y. (2006). Design of powder metallurgy titanium alloys and composites. *Materials Science and Engineering: A*, 418 (1-2), 25-35.
- [24] Froes, F. H. S., & Qian, M. (2015). A perspective on the future of titanium powder metallurgy. In *Titanium Powder Metallurgy* (pp. 601-608). Butterworth-Heinemann.

- [25] Chen, F. M., & Liu, X. (2016). Advancing biomaterials of human origin for tissue engineering. *Progress in polymer science*, 53, 86-168.
- [26] Park, J. B. (2012). *Biomaterials science and engineering*. Springer Science & Business Media.
- [27] Hansen, D. C. (2008). Metal corrosion in the human body: the ultimate bio-corrosion scenario. *The Electrochemical Society Interface*, 17 (2), 31.
- [28] Welsch, G., Boyer, R., & Collings, E. W. (Eds.). (1993). *Materials properties handbook: titanium alloys*. ASM international.
- [29] Chen, Q., & Thouas, G. A. (2015). Metallic implant biomaterials. *Materials Science and Engineering: R: Reports*, 87, 1-57.
- [30] Geetha, M., Singh, A. K., Asokamani, R., & Gogia, A. K. (2009). Ti based biomaterials, the ultimate choice for orthopaedic implants—a review. *Progress in materials science*, 54 (3), 397-425.
- [31] Pajarinen, J., Lin, T. H., Nabeshima, A., Jämsen, E., Lu, L., Nathan, K., ... & Goodman, S. B. (2017). Mesenchymal stem cells in the aseptic loosening of total joint replacements. *Journal of Biomedical Materials Research Part A*, 105 (4), 1195-1207.
- [32] Morais, D. S., Torres, J., Guedes, R. M., & Lopes, M. A. (2015). Current approaches and future trends to promote tendon repair. *Annals of biomedical engineering*, 43(9), 2025-2035.
- [33] Favero, L., Brollo, P., & Bressan, E. (2002). Orthodontic anchorage with specific fixtures: related study analysis. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 122(1), 84-94.
- [34] Niinomi, M. (2008). Mechanical biocompatibilities of titanium alloys for biomedical applications. *Journal of the mechanical behavior of biomedical materials*, 1(1), 30-42.
- [35] Amid, P. K. (1997). Classification of biomaterials and their related complications in abdominal wall hernia surgery. *Hernia*, 1(1), 15-21.
- [36] Geetha, M., Singh, A. K., Asokamani, R., & Gogia, A. K. (2009). Ti based biomaterials, the ultimate choice for orthopaedic implants—a review. *Progress in materials science*, 54 (3), 397-425.
- [37] Kutz, M. (Ed.). (2002). *Handbook of materials selection*. John Wiley & Sons.

- [38] Grimm, M. J. (2002). Selection of materials for biomedical applications. *Handbook of Materials Selection*, 1165-1194.
- [39] Breme, J., & Biehl, V. (1998). Metallic biomaterials. In *Handbook of biomaterial properties* (pp. 135-144). Springer, Boston, MA.
- [40] Breme, J., & Biehl, V. (1998). Metallic biomaterials. In *Handbook of biomaterial properties* (pp. 135-144). Springer, Boston, MA.
- [41] Beech, I. B., & Sunner, J. (2004). Biocorrosion: towards understanding interactions between biofilms and metals. *Current opinion in Biotechnology*, 15(3), 181-186.
- [42] Williams, D. F. (1976). Corrosion of implant materials. *Annual review of materials science*, 6(1), 237-266.
- [43] Gür, A. K., & Taşkın, M. (2004). Metalik biyomalzemeler ve biyouyum. *Doğu Anadolu Bölgesi Araştırmaları*, 2(2), 106-113.
- [44] Patel, N. R., & Gohil, P. P. (2012). A review on biomaterials: scope, applications & human anatomy significance. *International Journal of Emerging Technology and Advanced Engineering*, 2(4), 91-101.
- [45] Danninger, H., Calderon, R. D. O., & Gierl-Mayer, C. H. R. I. S. T. I. A. N. (2017). Powder Metallurgy and Sintered Materials. *Additive Manufacturing*, 19, 4.
- [46] Banerjee, R., Nag, S., & Fraser, H. L. (2005). A novel combinatorial approach to the development of beta titanium alloys for orthopaedic implants. *Materials Science and Engineering: C*, 25(3), 282-289.
- [47] Perihan, O. Y. A. R. Titanium Ve Özellikleri. *Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*, 25(1).
- [48] Shih, D. S., & Birnbaum, H. K. (1986). Evidence of FCC titanium hydride formation in β titanium alloy: an X-ray diffraction study. *Scripta metallurgica*, 20(9), 1261-1264.
- [49] Sliwko, V. L., Mohn, P., Schwarz, K., & Blaha, P. (1996). The fcc-bcc structural transition: I. A band theoretical study for Li, K, Rb, Ca, Sr, and the transition metals Ti and V. *Journal of Physics: Condensed Matter*, 8(7), 799.
- [50] Chen, G. H., Suryanarayana, C., & Froes, F. S. (1995). Structure of mechanically alloyed Ti-Al-Nb powders. *Metallurgical and Materials Transactions A*, 26(6), 1379-1387.
- [51] Donachie, M. J. (2000). *Titanium: a technical guide*. ASM international.

- [52] Jakus, A. E. (2014). Development and Implementation of Functional 3D-Printed Material Systems for Tissue Engineering, Energy, and Structural Applications (Doctoral dissertation, Northwestern University).
- [53] Lamoureux, T. (2018). The effects of cathodic polarization and simulated infection on the electrochemical properties of CoCrMo and coupled Ti6Al4V+ CoCrMo alloy (Doctoral dissertation, State University of New York at Buffalo).
- [54] Sumra, N., & Kulshrestha, R. (2017). Distraction Osteogenesis in Implantology for Ridge Augmentation-A Systematic Review. *Dent Implants Dentures*, 2 (119), 20-22.
- [55] Masuda-Jindo, K., Nishitani, S. R., & Van Hung, V. (2004). hcp-bcc structural phase transformation of titanium: Analytic model calculations. *Physical Review B*, 70 (18), 184122.
- [56] Lütjering, G., & Williams, J. C. (2007). *Titanium*. Springer Science & Business Media.
- [57] Joseyphus, R. J., Matsumoto, T., Takahashi, H., Kodama, D., Tohji, K., & Jeyadevan, B. (2007). Designed synthesis of cobalt and its alloys by polyol process. *Journal of Solid State Chemistry*, 180(11), 3008-3018.
- [58] Disegi, J. A., Kennedy, R. L., & Pilliar, R. (1999, October). Cobalt-base alloys for biomedical applications. Danvers: ASTM.
- [59] Hirschfeld, D., & Muller, M. (1978). U.S. Patent No. 4,116,724. Washington, DC: U.S. Patent and Trademark Office.
- [60] Devine, T. M., Kummer, F. J., & Wulff, J. (1972). Wrought cobalt-chromium surgical implant alloys. *Journal of Materials Science*, 7 (1), 126-128.
- [61] Kocijan, A., Milošev, I., & Pihlar, B. (2004). Cobalt-based alloys for orthopaedic applications studied by electrochemical and XPS analysis. *Journal of Materials Science: Materials in Medicine*, 15(6), 643-650.
- [62] Ramírez-Vidaurre, L. E., Castro-Roman, M., Herrera-Trejo, M., Garcia-Lopez, C. V., & Almanza-Casas, E. (2009). Cooling rate and carbon content effect on the fraction of secondary phases precipitate in as-cast microstructure of ASTM F75 alloy. *Journal of materials processing technology*, 209(4), 1681-1687.
- [63] Ueki, K., Ueda, K., & Narushima, T. (2014). Precipitate Phases and Mechanical Properties of Heat-Treated ASTM F 90 Co-Cr-W-Ni Alloy. In *Key Engineering Materials* (Vol. 616, pp. 258-262). Trans Tech Publications.

- [64] Del Corso, G. J. (1995). U.S. Patent No. 5,462,575. Washington, DC: U.S. Patent and Trademark Office.
- [65] Medley, J. B., & Amstutz, H. C. (2008). Tribology of bearing materials. Tribology of bearing materials in hip resurfacing: principles, indications, technique and results, 33-77.
- [66] Pham, V. H., Jun, S. H., Kim, H. E., & Koh, Y. H. (2012). Deposition of titanium nitride (TiN) on Co–Cr and their potential application as vascular stent. *Applied Surface Science*, 258(7), 2864-2868.
- [67] Ishida, K., & Nishizawa, T. (1990). The Co-Cr (cobalt-chromium) system. *Bulletin of Alloy Phase Diagrams*, 11(4), 357-370.
- [68] Parida, P., Behera, A., & Mishra, S. C. (2012). Classification of Biomaterials used in Medicine.
- [69] Rostoker, W., Pretzel, C. W., & Galante, J. O. (1974). Couple corrosion among alloys for skeletal prostheses. *Journal of biomedical materials research*, 8(6), 407-419.
- [70] Mahmoudi Hashemi, P., Borhani, E., & Nourbakhsh, M. S. (2016). A review on nanostructured stainless steel implants for biomedical application. *Nanomedicine Journal*, 3(4), 202-216.
- [71] Mahmoudi Hashemi, P., Borhani, E., & Nourbakhsh, M. S. (2016). A review on nanostructured stainless steel implants for biomedical application. *Nanomedicine Journal*, 3(4), 202-216.
- [72] Davis, J. R. (Ed.). (2000). Nickel, cobalt, and their alloys. ASM international.
- [73] Atwood, D. A. (Ed.). (2013). The rare earth elements: fundamentals and applications. John Wiley & Sons.
- [74] Aparicio, C., Gil, F. J., Fonseca, C., Barbosa, M., & Planell, J. A. (2003). Corrosion behaviour of commercially pure titanium shot blasted with different materials and sizes of shot particles for dental implant applications. *Biomaterials*, 24(2), 263-273.
- [75] Schiff, N., Grosgeat, B., Lissac, M., & Dalard, F. (2002). Influence of fluoride content and pH on the corrosion resistance of titanium and its alloys. *Biomaterials*, 23(9), 1995-2002.
- [76] Toth, R. W., Parr, G. R., & Gardner, L. K. (1985). Soft tissue response to endosseous titanium oral implants. *Journal of Prosthetic Dentistry*, 54(4), 564-567.

- [77] Ionita, D., Man, I., & Demetrescu, I. (2007). The behaviour of electrochemical deposition of phosphate coating on CoCr bio alloys. In *Key Engineering Materials* (Vol. 330, pp. 545-548). Trans Tech Publications.
- [78] Karimi, S., Nickchi, T., & Alfantazi, A. (2011). Effects of bovine serum albumin on the corrosion behaviour of AISI 316L, Co-28Cr-6Mo, and Ti-6Al-4V alloys in phosphate buffered saline solutions. *Corrosion Science*, 53(10), 3262-3272.
- [79] Bolton, J., & Hu, X. (2002). In vitro corrosion testing of PVD coatings applied to a surgical grade Co-Cr-Mo alloy. *Journal of Materials Science: Materials in Medicine*, 13(6), 567-574.
- [80] Chang, C. F., Das, S. K., Raybould, D., Bye, R. L., & Limoncelli, E. V. (1989). Advances in powder metallurgy. Pease, LP and Sansoucy, RJ, Eds, 169-179.
- [81] Froes, F. H., Eylon, D., Eichelman, G. E., & Burte, H. M. (1980). Developments in titanium powder metallurgy. *JOM*, 32(2), 47-54.
- [82] Qian, M., & Froes, F. H. (Eds.). (2015). *Titanium powder metallurgy: science, technology and applications*. Butterworth-Heinemann.
- [83] Sastry, S. M. L., Peng, T. C., Meschter, P. J., & O'Neal, J. E. (1983). Rapid solidification processing of titanium alloys. *JOM*, 35(9), 21-28.
- [84] Wen, C. E., Xiong, J. Y., Li, Y. C., & Hodgson, P. D. (2010). Porous shape memory alloy scaffolds for biomedical applications: a review. *Physica scripta*, 2010(T139), 014070.
- [85] Muthuchamy, A., Patel, P., Rajadurai, M., Chaurisiya, J. K., & Annamalai, A. R. (2018). Influence of sintering temperature on mechanical properties of spark plasma sintered pre-alloyed Ti-6Al-4 V powder. *Materials Testing*, 60(3), 283-288.
- [86] Ibrahim, M. K., Hamzah, E., Saud, S. N., Bakar, E. A., & Bahador, A. (2017). Microwave sintering effects on the microstructure and mechanical properties of Ti- 51at% Ni shape memory alloys. *International Journal of Minerals, Metallurgy, and Materials*, 24(3), 280-288.
- [87] Qian, M. (2010). Cold Compaction And Sintering Of Titanium And Its Alloys For Near-Net-Shape Or Preform Fabrication. *International journal of powder metallurgy*, 46(5).
- [88] Brown, S. A., & Lemons, J. E. (1996, May). *Medical applications of titanium and its alloys: the material and biological issues*. West Conshohocken, PA: ASTM.
- [89] Kolowich, S. (2013). How EdX plans to earn, and share, revenue from its free online courses. *The Chronicle of Higher Education*, 21.

- [90] Kang, B. S., Sul, Y. T., Oh, S. J., Lee, H. J., & Albrektsson, T. (2009). XPS, AES and SEM analysis of recent dental implants. *Acta biomaterialia*, 5(6), 2222-2229.
- [91] <https://www.pinterest.es/pin/50313720815744554/>, 26.09.2019.
- [92] Boule, A., Chaussende, D., Latu-Romain, L., Conchon, F., Masson, O., & Guinebretière, R. (2006). X-ray diffuse scattering from stacking faults in thick 3 C-Si C single crystals. *Applied Physics Letters*, 89(9), 091902.
- [93] Cole, H. (1970). Bragg's law and energy sensitive detectors. *Journal of Applied Crystallography*, 3(5), 405-406.
- [94] <https://www.sonsuz.us/bragg-yasasi/> 26,09,2019
- [95] Ovarfort, R. (1988). New electrochemical cell for pitting corrosion testing. *Corrosion Science*, 28(2), 135-140.
- [96] Mansfeld, F., & Bertocci, U. (Eds.). (1981). *Electrochemical corrosion testing* (Vol. 727). ASTM International.
- [97] <http://web.hitit.edu.tr/dosyalar/duyurular/abdurrahmanasan@hititedutr/> 26,09,2019
- [98] <https://slideplayer.biz.tr/slide/10957842/> 26,09,2019
- [99] Yap, A. U. J., Wang, X., Wu, X., & Chung, S. M. (2004). Comparative hardness and modulus of tooth-colored restoratives: a depth-sensing microindentation study. *Biomaterials*, 25(11), 2179-2185.
- [100] Fischer-Cripps, A. C. (2011). Nanoindentation testing. In *Nanoindentation* (pp. 21-37). Springer, New York, NY.
- [101] Herrmann, K. (Ed.). (2011). *Hardness testing: principles and applications*. ASM International.
- [102] Hughes, S. W. (2006). Measuring liquid density using Archimedes' principle. *Physics education*, 41(5), 445.

EKLER

EK 1-Saf titanyum, kobalt, alüminyum, molibden, niyobyum, vanadyum ve tantala ait teknik bilgileri

Bu çalışmada Saf Titanyum/Kobalt ve alaşımları üretmek için kullanılan saf-toz metallere ait teknik bilgiler aşağıda verilmiştir. Tüm teknik veriler üretici firma olan “Nanografi” firmasından alınmıştır. Bu firmadan temin edilen saf-metaller sırasıyla Titanyum, kobalt, alüminyum, vanadyum, molibden, niyobyum ve tantaldır. Kobalt-krom-wolfram, molibden ve silisyum karışımları ise BEGO firmasından temin edilmiştir.

- 1 **Titanium (Ti) Micron Powder**
- 2 **Purity: 99.9 %, Size: 100 mesh**
- 3 **Technical Properties:**

PURITY	99.9 %
PARTICLE SIZE	100 mesh
CAS	7440-32-6
MELTING POINT	1668 °C
BOILING POINT	3260 °C
DENSITY	4.507 g/cm ³
FORM	Powder
COEFF. OF EXPANSION @ 20°C	8.5 x 10 ⁻⁶
ELECTRIC RESISTIVITY	47.8 microhm-cm
CRYSTAL STRUCTURE	Hexagonal
APPLICATIONS	Aerospace, Alloys, Defense, Medical, Military, Pyrotechnics, Sporting Goods

- 4 **Aluminum (Al) Micron Powder**
- 5 **Purity: 99.95 %, Size: 325 mesh, Spherical**
- 6 **Technical Properties:**

PURITY	99.95 %
PARTICLE SIZE	325 mesh
CAS	7429-90-5
MELTING POINT	660.1 °C
BOILING POINT	2467 °C
DENSITY	2.699 g/cm ³
FORM	Powder
CRYSTAL STRUCTURE	Cubic, Face Centered
MOHS HARDNESS @ 20°C	2-2.9
COEFF. OF EXPANSION @ 20°C	22.4 x 10 ⁻⁶
ELECTRIC RESISTIVITY	2.655 microhm-Cm

- 7 **Vanadium (V) Micron Powder**
8 **Purity: 99.5%, Size: 325 mesh**
9 **Technical Properties:**

PURITY	99.5 %
PARTICLE SIZE	325 mesh
CAS	7440-62-2
MELTING POINT	1900 °C
BOILING POINT	3000 °C
ELECTRIC RESISTIVITY	24.8 microhm-cm
COEFF. OF EXPANSION @ 20°C	9.7 x 10 ⁻⁶
DENSITY	6.11 g/cm ³
CRYSTAL STRUCTURE	Cubic, Body Centered
FORM	Powder
APPLICATIONS	Alloys, Automotive, Medical, Sporting Goods

- 10 **Molybdenum (Mo) Micron Powder**
11 **Purity: 99.95 %, Size: 100 mesh**
12 **Technical Properties:**

PURITY	99.95 %
PARTICLE SIZE	100 Mesh
CAS	7439-98-7
MELTING POINT	2610 °C
BOILING POINT	5560 °C
CRYSTAL STRUCTURE	Cubic, Body Centered
DENSITY	8.2 g/cm ³
COEFF. OF EXPANSION @ 20°C	5.1 x 10 ⁻⁶
ELECTRIC RESISTIVITY	5.17 microhm-cm
FORM	Powder
APPLICATIONS	Aerospace Alloys Electronics Metal Injection Molding

- 13 **Niobium (Nb) Micron Powder**
14 **Purity: 99.8%, Size: 325 mesh**
15 **Technical Properties:**

PURITY	99.8 %
PARTICLE SIZE	325 Mesh
CAS	2023-50-5
DENSITY	8.57 g/cm ³
FORM	Powder
APPLICATIONS	Aerospace Alloys Electronics
MELTING POINT	2468 °C
BOILING POINT	4742 °C
CRYSTAL STRUCTURE	Cubic, Body Centered

- 16 **Tantalum (Ta) Micron Powder**
 17 **Purity: 99.9 %, Size: 325 mesh**
 18 **Technical Properties:**

PURITY	99.9 %
PARTICLE SIZE	325 mesh
CAS	7440-25-7
MELTING POINT	2996 °C
BOILING POINT	5425 °C
DENSITY	16.6 g/cm ³
FORM	Powder
COEFF. OF EXPANSION @ 20°C	6.5 x 10 ⁻⁶
ELECTRIC RESISTIVITY	13.5 microhm-cm
CRYSTAL STRUCTURE	Cubic, Body Centered
APPLICATIONS	Aerospace, Alloys, Defense, Electronics, Medical, Military

- 19 **Cobalt (Co) Micron Powder**
 20 **Purity: 99.99%, Size: 325 mesh**
 21 **Technical Properties:**

PURITY	99.99 %
PARTICLE SIZE	325 Mesh
CAS	7440-48-4
DENSITY	8.92 g/cm ³
BOILING POINT	2900 °C
MELTING POINT	1495 °C
COEFF. OF EXPANSION @ 20°C	12.5 x 10 ⁻⁶
ELECTRIC RESISTIVITY	6.24 microhm-cm
CRYSTAL STRUCTURE	Hexagonal
FORM	Powder
APPLICATIONS	Alloys, Customer Manufacturing, Industrial- general

Instructions for use

Dental Co-based metal-ceramic alloy, Type 5

Mediloy S-Co complies with ISO 22674 and ISO 9693-1.

REF 50551

Alloy characteristics

According to ISO 22674 free of nickel, cadmium, beryllium and lead

Type (accord. to ISO 22674)	5
Solubus, liquidus temperature °C	1380, 1420
Density g/cm ³	8.6
Young's modulus GPa	215/180*
Proof strength (R _{0.2}) MPa	1090/770*
Ultimate strength (R _m) MPa	1315/1220*
Elongation after fracture (A ₅) %	4/5*
Vickers hardness (HV10)	470/430*
BEGO color code	II (white)

Coefficient of thermal expansion (CTE)

25–500 °C, 30 °K ⁻¹	14.3
20–600 °C, 30 °K ⁻¹	14.5

*stress relieving 800 °C/simulated ceramic firing

Veneering ceramic	Ceramic with suitable CTE, e. g. VITA VMW Master
Oxidation firing	not recommended, but if control firing is requested: 5 min at 900 °C/preferably with vacuum
Heating rate	recommended max. 55 °C/min
Flux	e. g. Minoxid (REF 52530)
Brazing material before firing	Wirobond-Lit (52622)
Brazing material after firing	–
Laser wire	Wirobond (50003, 50005)

Intended Use: SLM Powders are indicated for the fabrication of dental restorations by the selective laser melting (SLM) process.

Indications: Mediloy S-Co is a cobalt-based dental alloy for SLM process. It is suitable for the fabrication of crowns, bridges, partial dentures, secondary bar structures as well as metal-ceramic restorations. Mediloy S-Co is available as powder for SLM process.

Contraindications: No contraindications are known. However, unwanted biological reactions such as allergies to contents of the alloy or electrochemically based reactions may very rarely occur. In case of known incompatibilities and allergies to contents of the metallic material it should not be used.

Warnings: Metal dust is harmful to your health. Avoid dust formation! When opening the package, transferring the powder or grinding and blasting dental restorations be cautious and use suitable air extraction system / ventilation at the workplace and breathing mask type FFP3-EN149, safety glasses with side shields (EN EN 166), safety gloves (butyl rubber or nitrile rubber, category III, EN 374) and ESD certified safety shoes. In case of eye contact rinse with plenty of water and in case of skin contact wash off with soap and water. If irritation persists, consult a physician/specialist.

Clean up spillage mechanically, use damp cloth (water or isopropyl) and treat waste in accordance with local and national regulations.

Metal powder is inflammable. Remove all sources of ignition. Suitable extinguishing media: Special powder against metal fire, sand.

Take note of safety data sheet!

Precautions: In case of occlusal or approximal contact with a different alloy electrochemically based reactions may very rarely occur. Safety and effectiveness in treatment of children or treatment of pregnant or nursing women have not been established. Mediloy S-Co may influence negatively the interpretation of MRI investigations.

Adverse reactions: No adverse reactions are known. Nevertheless, the rare case of occurrence of individual reactions against single components of Mediloy S-Co can never be excluded completely. In this case, the application of Mediloy S-Co should not be continued.

Prescription device: Caution: US Federal law restricts this device to sale by or on the order of a licensed dentist.

Digital use up: Use appropriate CAD software and follow the dental design rules. Minimum metal thickness (after grinding) 0.3 mm. Avoid sharp edges and corners. Framework should be anisotropic reduced. Connectors should be modeled as strong and high as possible (height: min. 3.5 mm, width: min. 2.5 mm).

Manufacturing steps in production center

Storage conditions: Dry in tightly closed containers

SLM process: When opening the package, transferring the powder or filling the powder into the SLM equipment avoid dust formation! Use the SLM equipment with suitable laser (e. g. ytterbium Fiber Laser or Nd:YAG Laser (wavelength approx. 1060 – 1080 nm)) and sufficient laser power output (200 W) or surface power density (25 kW/cm²) for selectively melting the powder using protective gas (e. g. Nitrogen). The parameter settings for the EOS M270 SLM device with the production parameters are available by BEGO and can be installed by BEGO or the client's device.

In case of application of not-melted powder the powder should be sieved using 63 µm ultrasonic sieve or 80 µm powder sieve.

Stress relieving: The restorable part of the production platform with the fabricated objects is given into a suitable furnace at 550 °C. Within 12 min the temperature is increased to 800 °C and held for 15 min. Then the temperature is cooled down within 15 min to 550 °C. The platform is removed at 550 °C (or lower) for further processing.

Removal of restorations from platform: Avoid dust formation! After stress relieving and cooling down of the platform, remove the restorations using e. g. a hand saw, rotary cutter or pliers. Remove the remains of the supports using pliers.

Re-use of laser sintered material: Do not reuse items produced by selective laser melting (e. g. bridge work or bar) for the re-fabrication of dental restorations (e. g. by casting).

Blasting: Use tungsten carbide burs

Polishing: To ease polishing blasting with Perlablast® micro (REF 46052, least fine soda glass) may be suitable. Afterwards polish with rubber polisher and brushes with suitable polishing paste. Partial dentures: Electropolishing (Electropolishing unit, Minipol polishing fluid). Clean surface thoroughly by steam cleaning or boiling in aqueous dent.

Ceramic veneering: Use veneering ceramics with suitable CTE (ISO 9693-1). Follow instructions of use of ceramic manufacturers. Before ceramic firing the framework must be blasted (250 µm/3-4 bar, e. g. with Airox 250, REF 46014). Where applicable the codes after ceramic firing must be blasted (250 µm/3-4 bar, e. g. with Airox 250, REF 46014). Clean surface thoroughly by steam cleaning or boiling in aqueous dent. Do not touch surfaces afterwards with hands. Use artery clamps or similar devices.

Support the frameworks adequately during firing cycles.

Acrylic veneering: For veneering with acrylic material follow the recommendations of the manufacturers.

Soldering/brazing: Fixate the parts with soldering investment material (e. g. Bultatherm® REF 51105). The prepared gap shall not exceed 0.2 mm with parallel walls. Use a suitable BEGO flux. The flux residues and oxides must etched off. Clean surface thoroughly by steam cleaning or boiling in aqueous dent.

Laser welding: If applicable use V seam and filler material. Follow manufacturer's instructions for use and hazard notes of the laser welding device.

Limit of liability: Except where prohibited by law, BEGO Bremer Goldschmiede Wlth. Herbst GmbH & Co. KG will not be liable for any loss or damage arising from this product, whether direct, indirect, special, incidental or consequential, regardless of the theory asserted, including warranty, contract, negligence or strict liability.

Warranty: Whether given verbally, in writing or by practical instructions, our recommendations for use are based upon our own experience and trials and can be considered as standard values. Our products are subject to a constant further development. Therefore alterations in construction and composition are reserved.

US Labeling requirements: The device labeling meets the recommendations of FDA applicable guidance documents.

Any serious incident that has occurred in relation to Mediloy S-Co should be reported to BEGO Bremer Goldschmiede Wlth. Herbst GmbH & Co. KG and the competent authority.



Consult instructions for use



Caution



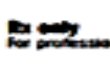
Use-by-date



Batch code



Non-sterile

Rx only
For professional use only

Catalogue number



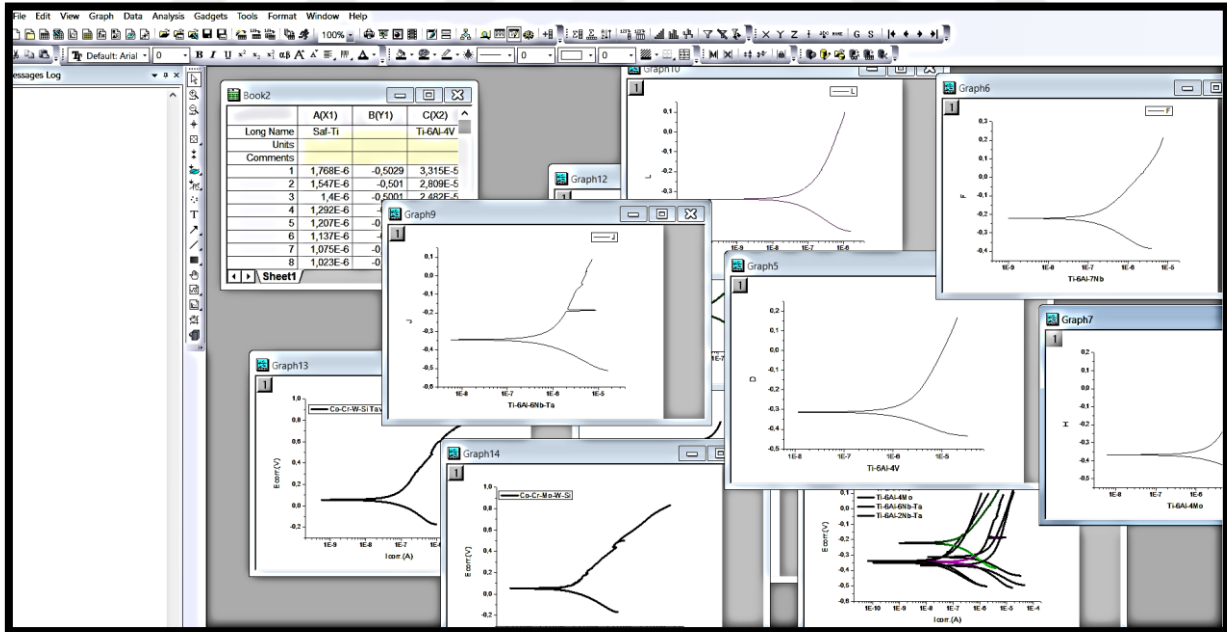
Manufacturer

BEGO Bremer Goldschmiede Wlth. Herbst GmbH & Co. KG
Wilhelm-Herbst-Str. 1 · 28359 Bremen, Germany
www.bego.com

EK 2- OriginLab ile Analitik Model Korozyon Eğrileri

EK 2.A- OriginLab ile Saf titanyum ve alaşımlarına ait Tafel extrapolasyon ve açık devre voltajı eğrilerinin çizdirilmesi:

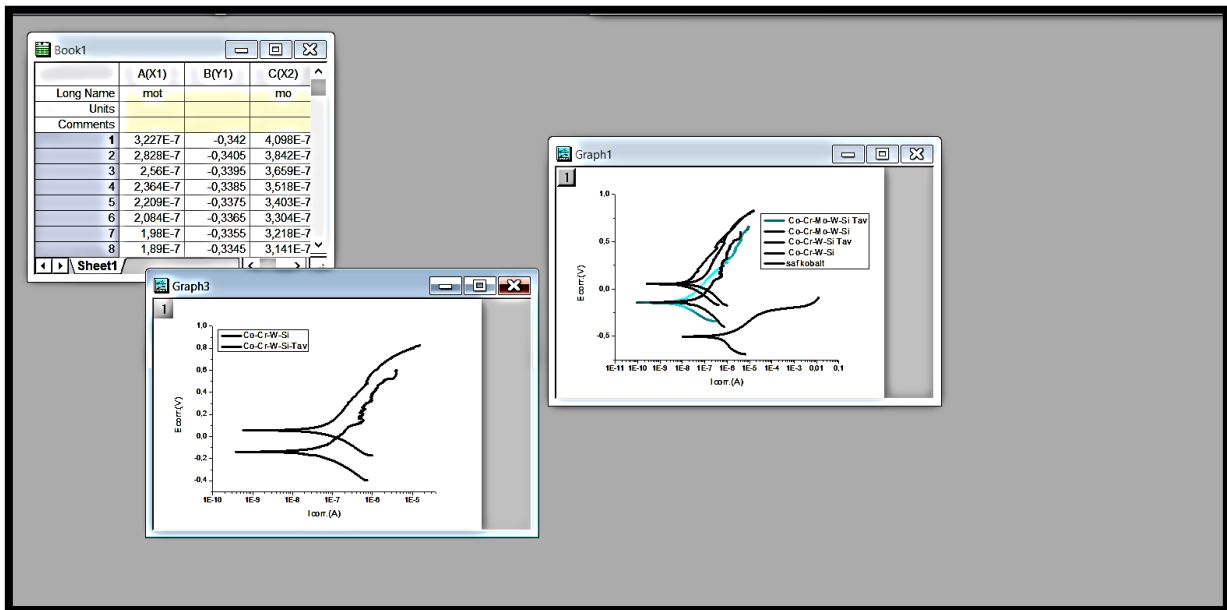
	A(X1)	B(Y1)	C(X2)	D(Y2)	E(X3)	F(Y3)	G(X4)	H(Y4)	I(X5)	J(Y5)	K(X6)	L(Y6)	M(X7)	N(Y7)	O(X8)	P(Y8)	Q(X9)
Long Name	Saf-Ti		Ti-6Al-4V		Ti-6Al-7Nb		Ti-6Al-4Mo		Ti-6Al-6Nb-		Ti-6Al-2Nb-		kobalt		Co-Cr-W-Si		Co-Cr-W-Si
Units																	
Comments																	
1	1,768E-6	-0,5029	3,315E-5	-0,4347	3,984E-6	-0,385	4,638E-5	-0,4957	1,632E-5	-0,5125	1,651E-6	-0,5018	6,322E-6	-0,6906	7,381E-7	-0,3984	9,885E-7
2	1,547E-6	-0,501	2,809E-5	-0,4327	3,556E-6	-0,3831	4,005E-5	-0,4939	1,507E-5	-0,5104	1,458E-6	-0,5	5,796E-6	-0,6886	7,114E-7	-0,3968	9,253E-7
3	1,4E-6	-0,5001	2,482E-5	-0,4317	3,274E-6	-0,3822	3,593E-5	-0,4929	1,421E-5	-0,5095	1,332E-6	-0,499	5,397E-6	-0,6877	6,917E-7	-0,3958	8,798E-7
4	1,292E-6	-0,499	2,247E-5	-0,4307	3,065E-6	-0,3812	3,294E-5	-0,4919	1,355E-5	-0,5085	1,24E-6	-0,498	5,075E-6	-0,6867	6,759E-7	-0,3948	8,446E-7
5	1,207E-6	-0,4981	2,065E-5	-0,4297	2,901E-6	-0,3802	3,062E-5	-0,4909	1,3E-5	-0,5075	1,166E-6	-0,497	4,804E-6	-0,6857	6,622E-7	-0,3938	8,161E-7
6	1,137E-6	-0,497	1,92E-5	-0,4287	2,766E-6	-0,3792	2,872E-5	-0,4899	1,253E-5	-0,5065	1,105E-6	-0,496	4,573E-6	-0,6847	6,503E-7	-0,3928	7,92E-7
7	1,075E-6	-0,4961	1,799E-5	-0,4277	2,65E-6	-0,3782	2,714E-5	-0,4889	1,211E-5	-0,5055	1,053E-6	-0,495	4,374E-6	-0,6837	6,396E-7	-0,3918	7,71E-7
8	1,023E-6	-0,4951	1,698E-5	-0,4267	2,55E-6	-0,3772	2,577E-5	-0,4879	1,174E-5	-0,5045	1,008E-6	-0,494	4,198E-6	-0,6827	6,299E-7	-0,3908	7,529E-7
9	9,773E-7	-0,4941	1,61E-5	-0,4257	2,461E-6	-0,3762	2,459E-5	-0,4869	1,14E-5	-0,5035	9,678E-7	-0,493	4,04E-6	-0,6817	6,21E-7	-0,3899	7,369E-7
10	9,344E-7	-0,4931	1,532E-5	-0,4247	2,381E-6	-0,3752	2,352E-5	-0,4859	1,108E-5	-0,5025	9,32E-7	-0,492	3,895E-6	-0,6807	6,122E-7	-0,3889	7,22E-7
11	8,966E-7	-0,4921	1,463E-5	-0,4237	2,308E-6	-0,3742	2,257E-5	-0,4849	1,079E-5	-0,5015	8,991E-7	-0,491	3,763E-6	-0,6797	6,048E-7	-0,3879	7,086E-7
12	8,618E-7	-0,4911	1,402E-5	-0,4227	2,241E-6	-0,3732	2,17E-5	-0,4839	1,052E-5	-0,5005	8,686E-7	-0,49	3,642E-6	-0,6787	5,975E-7	-0,3869	6,962E-7
13	8,294E-7	-0,4901	1,346E-5	-0,4217	2,18E-6	-0,3722	2,091E-5	-0,4829	1,027E-5	-0,4995	8,414E-7	-0,489	3,529E-6	-0,6777	5,908E-7	-0,3858	6,847E-7
14	7,987E-7	-0,4891	1,295E-5	-0,4207	2,121E-6	-0,3712	2,017E-5	-0,4819	1,002E-5	-0,4985	8,158E-7	-0,488	3,425E-6	-0,6767	5,842E-7	-0,3848	6,739E-7
15	7,702E-7	-0,488	1,248E-5	-0,4197	2,067E-6	-0,3702	1,95E-5	-0,4809	9,793E-6	-0,4975	7,913E-7	-0,487	3,328E-6	-0,6757	5,781E-7	-0,3838	6,637E-7
16	7,462E-7	-0,4871	1,204E-5	-0,4187	2,016E-6	-0,3692	1,896E-5	-0,4799	9,571E-6	-0,4965	7,694E-7	-0,486	3,237E-6	-0,6747	5,719E-7	-0,3828	6,542E-7
17	7,213E-7	-0,486	1,164E-5	-0,4177	1,968E-6	-0,3682	1,826E-5	-0,4789	9,363E-6	-0,4955	7,478E-7	-0,485	3,153E-6	-0,6737	5,657E-7	-0,3818	6,45E-7
18	6,985E-7	-0,485	1,126E-5	-0,4167	1,923E-6	-0,3672	1,771E-5	-0,4779	9,16E-6	-0,4945	7,278E-7	-0,484	3,072E-6	-0,6727	5,602E-7	-0,3808	6,363E-7
19	6,758E-7	-0,484	1,091E-5	-0,4157	1,88E-6	-0,3662	1,717E-5	-0,4769	8,97E-6	-0,4935	7,09E-7	-0,483	2,998E-6	-0,6717	5,548E-7	-0,3798	6,279E-7
20	6,565E-7	-0,483	1,057E-5	-0,4147	1,839E-6	-0,3652	1,668E-5	-0,4759	8,784E-6	-0,4925	6,91E-7	-0,482	2,927E-6	-0,6707	5,495E-7	-0,3789	6,199E-7
21	6,368E-7	-0,482	1,025E-5	-0,4137	1,799E-6	-0,3642	1,62E-5	-0,4749	8,606E-6	-0,4915	6,736E-7	-0,481	2,859E-6	-0,6697	5,444E-7	-0,3779	6,122E-7
22	6,174E-7	-0,4811	9,96E-6	-0,4127	1,761E-6	-0,3632	1,574E-5	-0,4739	8,432E-6	-0,4905	6,567E-7	-0,48	2,795E-6	-0,6687	5,396E-7	-0,3768	6,048E-7
23	5,994E-7	-0,48	9,672E-6	-0,4117	1,723E-6	-0,3622	1,531E-5	-0,4729	8,266E-6	-0,4895	6,415E-7	-0,479	2,733E-6	-0,6677	5,345E-7	-0,3758	5,976E-7
24	5,838E-7	-0,479	9,413E-6	-0,4108	1,69E-6	-0,3612	1,489E-5	-0,4719	8,104E-6	-0,4885	6,257E-7	-0,478	2,675E-6	-0,6667	5,294E-7	-0,3749	5,906E-7
25	5,673E-7	-0,478	9,153E-6	-0,4098	1,656E-6	-0,3602	1,45E-5	-0,4709	7,949E-6	-0,4875	6,117E-7	-0,477	2,62E-6	-0,6657	5,246E-7	-0,3738	5,839E-7
26	5,523E-7	-0,4771	8,903E-6	-0,4087	1,623E-6	-0,3592	1,412E-5	-0,4699	7,804E-6	-0,4865	5,983E-7	-0,476	2,567E-6	-0,6647	5,2E-7	-0,3729	5,773E-7
27	5,374E-7	-0,4761	8,675E-6	-0,4077	1,592E-6	-0,3582	1,375E-5	-0,4689	7,654E-6	-0,4855	5,839E-7	-0,475	2,515E-6	-0,6637	5,147E-7	-0,3719	5,709E-7
28	5,22E-7	-0,4751	8,449E-6	-0,4068	1,561E-6	-0,3572	1,34E-5	-0,4679	7,514E-6	-0,4845	5,707E-7	-0,474	2,467E-6	-0,6627	5,106E-7	-0,3708	5,648E-7
29	5,093E-7	-0,4741	8,225E-6	-0,4058	1,532E-6	-0,3562	1,305E-5	-0,4669	7,375E-6	-0,4835	5,584E-7	-0,473	2,421E-6	-0,6617	5,062E-7	-0,3698	5,587E-7
30	4,969E-7	-0,4731	8,018E-6	-0,4048	1,503E-6	-0,3552	1,274E-5	-0,4659	7,236E-6	-0,4825	5,47E-7	-0,472	2,375E-6	-0,6607	5,018E-7	-0,3688	5,528E-7
31	4,833E-7	-0,4721	7,823E-6	-0,4037	1,475E-6	-0,3542	1,242E-5	-0,4649	7,107E-6	-0,4815	5,339E-7	-0,471	2,332E-6	-0,6597	4,975E-7	-0,3679	5,472E-7
32	4,716E-7	-0,4711	7,63E-6	-0,4028	1,448E-6	-0,3532	1,211E-5	-0,4639	6,976E-6	-0,4805	5,239E-7	-0,47	2,291E-6	-0,6587	4,933E-7	-0,3669	5,416E-7
33	4,59E-7	-0,4701	7,446E-6	-0,4018	1,422E-6	-0,3522	1,181E-5	-0,4629	6,852E-6	-0,4795	5,12E-7	-0,469	2,251E-6	-0,6577	4,888E-7	-0,3658	5,36E-7
34	4,483E-7	-0,4691	7,259E-6	-0,4008	1,397E-6	-0,3512	1,152E-5	-0,4619	6,728E-6	-0,4785	5,02E-7	-0,468	2,212E-6	-0,6567	4,846E-7	-0,3649	5,307E-7
35	4,372E-7	-0,4681	7,084E-6	-0,3998	1,371E-6	-0,3502	1,124E-5	-0,4609	6,608E-6	-0,4775	4,91E-7	-0,467	2,175E-6	-0,6557	4,805E-7	-0,3638	5,252E-7
36	4,259E-7	-0,4671	6,918E-6	-0,3988	1,349E-6	-0,3492	1,097E-5	-0,4599	6,493E-6	-0,4765	4,806E-7	-0,466	2,139E-6	-0,6547	4,764E-7	-0,3629	5,199E-7
37	4,158E-7	-0,4661	6,754E-6	-0,3978	1,323E-6	-0,3482	1,071E-5	-0,4589	6,377E-6	-0,4755	4,716E-7	-0,465	2,104E-6	-0,6537	4,716E-7	-0,3619	5,149E-7
38	4,053E-7	-0,4651	6,591E-6	-0,3967	1,3E-6	-0,3472	1,045E-5	-0,4579	6,265E-6	-0,4745	4,614E-7	-0,464	2,071E-6	-0,6527	4,685E-7	-0,3609	5,098E-7
39	3,955E-7	-0,4641	6,434E-6	-0,3957	1,279E-6	-0,3462	1,02E-5	-0,4569	6,15E-6	-0,4735	4,529E-7	-0,463	2,039E-6	-0,6517	4,646E-7	-0,3599	5,048E-7



EK 2.B- OriginLab ile Analitik Model Korozyon Eğrileri

EK 2.B' OriginLab ile Saf kobalt ve alaşımlarına ait Tafel extrapolasyon ve açık devre voltajı eğrilerinin çizdirilmesi:

	A(X1)	B(Y1)	C(X2)	D(Y2)	E(X3)	F(Y3)	G(X4)	H(Y4)	I(X5)	J(Y5)
Long Name	mot		mo		cot		co		kobalt	
Units										
Comments										
1	3,227E-7	-0,342	4,098E-7	-0,1681	9,885E-7	-0,1731	7,381E-7	-0,3984	6,322E-6	-0,6906
2	2,828E-7	-0,3405	3,842E-7	-0,1667	9,253E-7	-0,1716	7,114E-7	-0,3968	5,796E-6	-0,6886
3	2,56E-7	-0,3395	3,659E-7	-0,1656	8,798E-7	-0,1704	6,917E-7	-0,3958	5,397E-6	-0,6877
4	2,364E-7	-0,3385	3,518E-7	-0,1646	8,446E-7	-0,1694	6,759E-7	-0,3948	5,075E-6	-0,6867
5	2,209E-7	-0,3375	3,403E-7	-0,1636	8,161E-7	-0,1684	6,622E-7	-0,3938	4,804E-6	-0,6857
6	2,084E-7	-0,3365	3,304E-7	-0,1626	7,92E-7	-0,1674	6,503E-7	-0,3928	4,573E-6	-0,6847
7	1,98E-7	-0,3355	3,218E-7	-0,1616	7,71E-7	-0,1664	6,396E-7	-0,3918	4,374E-6	-0,6837
8	1,89E-7	-0,3345	3,141E-7	-0,1606	7,529E-7	-0,1654	6,299E-7	-0,3908	4,198E-6	-0,6827
9	1,811E-7	-0,3335	3,072E-7	-0,1596	7,366E-7	-0,1644	6,21E-7	-0,3899	4,04E-6	-0,6817
10	1,743E-7	-0,3325	3,008E-7	-0,1586	7,22E-7	-0,1634	6,122E-7	-0,3889	3,895E-6	-0,6807
11	1,681E-7	-0,3315	2,949E-7	-0,1576	7,086E-7	-0,1624	6,048E-7	-0,3879	3,763E-6	-0,6797
12	1,626E-7	-0,3305	2,894E-7	-0,1566	6,962E-7	-0,1614	5,975E-7	-0,3869	3,642E-6	-0,6787
13	1,582E-7	-0,3295	2,842E-7	-0,1556	6,847E-7	-0,1604	5,908E-7	-0,3858	3,529E-6	-0,6777
14	1,527E-7	-0,3285	2,793E-7	-0,1546	6,739E-7	-0,1594	5,842E-7	-0,3848	3,425E-6	-0,6767
15	1,481E-7	-0,3275	2,747E-7	-0,1536	6,637E-7	-0,1584	5,781E-7	-0,3838	3,328E-6	-0,6757
16	1,439E-7	-0,3265	2,702E-7	-0,1526	6,542E-7	-0,1574	5,719E-7	-0,3828	3,237E-6	-0,6747
17	1,401E-7	-0,3255	2,659E-7	-0,1516	6,45E-7	-0,1564	5,657E-7	-0,3818	3,153E-6	-0,6737
18	1,364E-7	-0,3245	2,619E-7	-0,1506	6,363E-7	-0,1554	5,602E-7	-0,3808	3,072E-6	-0,6727
19	1,33E-7	-0,3235	2,579E-7	-0,1496	6,279E-7	-0,1544	5,548E-7	-0,3798	2,998E-6	-0,6717
20	1,298E-7	-0,3225	2,541E-7	-0,1486	6,199E-7	-0,1534	5,496E-7	-0,3789	2,927E-6	-0,6707
21	1,268E-7	-0,3215	2,505E-7	-0,1476	6,122E-7	-0,1524	5,444E-7	-0,3779	2,859E-6	-0,6697
22	1,239E-7	-0,3205	2,469E-7	-0,1466	6,048E-7	-0,1514	5,396E-7	-0,3768	2,795E-6	-0,6687
23	1,21E-7	-0,3195	2,434E-7	-0,1456	5,976E-7	-0,1504	5,345E-7	-0,3758	2,733E-6	-0,6677
24	1,183E-7	-0,3185	2,4E-7	-0,1446	5,906E-7	-0,1494	5,294E-7	-0,3749	2,675E-6	-0,6667
25	1,158E-7	-0,3175	2,368E-7	-0,1436	5,839E-7	-0,1484	5,246E-7	-0,3738	2,62E-6	-0,6657
26	1,134E-7	-0,3165	2,337E-7	-0,1426	5,773E-7	-0,1474	5,2E-7	-0,3729	2,567E-6	-0,6647
27	1,111E-7	-0,3155	2,306E-7	-0,1416	5,709E-7	-0,1464	5,147E-7	-0,3719	2,515E-6	-0,6637
28	1,087E-7	-0,3145	2,276E-7	-0,1406	5,648E-7	-0,1454	5,106E-7	-0,3708	2,467E-6	-0,6627
29	1,067E-7	-0,3135	2,247E-7	-0,1396	5,587E-7	-0,1444	5,062E-7	-0,3698	2,421E-6	-0,6617
30	1,045E-7	-0,3125	2,218E-7	-0,1386	5,528E-7	-0,1434	5,018E-7	-0,3688	2,375E-6	-0,6607
31	1,025E-7	-0,3115	2,19E-7	-0,1376	5,472E-7	-0,1424	4,975E-7	-0,3679	2,332E-6	-0,6597
32	1,005E-7	-0,3105	2,162E-7	-0,1366	5,416E-7	-0,1414	4,933E-7	-0,3669	2,291E-6	-0,6587
33	9,853E-8	-0,3095	2,135E-7	-0,1356	5,36E-7	-0,1404	4,888E-7	-0,3658	2,251E-6	-0,6577
34	9,676E-8	-0,3085	2,108E-7	-0,1346	5,307E-7	-0,1394	4,846E-7	-0,3649	2,212E-6	-0,6567
35	9,493E-8	-0,3075	2,082E-7	-0,1336	5,252E-7	-0,1384	4,805E-7	-0,3638	2,175E-6	-0,6557
36	9,327E-8	-0,3065	2,057E-7	-0,1326	5,199E-7	-0,1374	4,764E-7	-0,3629	2,139E-6	-0,6547
37	9,153E-8	-0,3055	2,031E-7	-0,1316	5,149E-7	-0,1364	4,716E-7	-0,3619	2,104E-6	-0,6537
38	8,989E-8	-0,3045	2,007E-7	-0,1306	5,098E-7	-0,1354	4,685E-7	-0,3609	2,071E-6	-0,6527



ÖZGEÇMİŞ

Adı Soyadı :Ebuzer AYGÜL
Doğum Yeri ve Tarihi :Diyarbakır/ Silvan-1988
Yabancı Dili :İngilizce
E-Posta :ebuzeraygul@gmail.com

Öğrenim Durumu

Derece	Bölüm/ Program	Lise/ Üniversite	Mezuniyet Yılı
Lisans	Fizik Bölümü	Yıldırım Teknik Üniversitesi	2007- 2012
Yüksek Lisans	Mekatronik Programı	Marmara Üniversitesi	2013- 2015

İş Deneyimi

Yıl	Firma/ Kurum	Görevi
2013	Hakkâri Üniversitesi	Araştırma Görevlisi
2013-Devam	Marmara Üniversitesi	Araştırma Görevlisi (ÖYP)

Makaleler

- 1.Aygu, E., Yalcinkaya, S., & Sahin, Y. (2020). Microstructural analysis of sintered pure-titanium and titanium/hydroxyapatite (HA) surgical implant materials under different temperatures and HA doped conditions produced by powder metallurgy. Materials Research Express, 7(3), 035402.
- 2.Aygu, Ebuzer, Ertugrul Ishak, Ersoy Sezgin (2017). Measurement of noise level in the fair area. Applied Technologies and Innovations, 13(1), 21-25. Doi: 10.15208/ati.2017.03 (Yayın No:3894112)
- 3.Ersoy Sezgin, Ertugrul Ishak, Aygu Ebuzer (2017). The Methods Used in the Automotive Production: Hemming Operations Planning. SciencePG, 1(1), 43-46. Doi: 10.11648/j.ie.20170101.15 (Yayın No: 3893071)
- 4.Ersoy Sezgin, Aygu Ebuzer, Toptas Ersin (2018). design and control of plastic bottle braking and storage machine. Journal of the Technical University of Gabrovo, 56,30-32. (Yayın No: 4249360)
- 5.Kısa Makale, Aygu Ebuzer, Aküner Mustafa Caner (2018). Piezo Motor. Otomasyon (Yayın No: 5288336)

Bildiriler

- 1.Aygul Ebuzer., Yalcinkaya Senai., Sahin Yusuf., (2019). Manufacturing of Co–Cr and Co–Cr–Mo alloys by SLM techniques and measurement micro hardness/density values used in medical application. 4th International congress on 3D printing (additive manufacturing) technologies and digital industry 2019(4), 886 (Tam Metin Bildiri/Sözlü Sunum)(Yayın No:5288053)
- 2.Yalcinkaya Senai., Aygul Ebuzer., Sahin Yusuf., (2018). Titanium implant for dental applications using 3d Technology. 3rd International congress on 3D printing (additive manufacturing) technologies and digital industry 2018(3), 160 (Tam Metin Bildiri/Sözlü Sunum) (Yayın No:5287755)
- 3.Ertugrul Ishak., Akkuş Nihat., Aygul Ebuzer., (2017). Modbus TCP/IP protokolü ile gerçek zamanlı PLC-SIMULINK haberleşmesi. International academic research congress INES 2017 (Özet Bildiri/Sözlü Sunum)(Yayın No:3970084)
- 4.Ersoy Sezgin., Aygul Ebuzer., Toptas Ersin., (2017). design and control of plastic bottle braking and storage machine. Unitech 2017 international SCIENTIIFIIC conference Technologies in mechanical engineering (3), 61 (Tam Metin Bildiri/Sözlü Sunum)(Yayın No:3897524)
- 5.Ersoy Sezgin., Aygul Ebuzer., Ertugrul Ishak., (2017). Automatic integrated glass cleaning system design and architecture. International scientific conference UNITECH'17, 3, 43-46. (Tam Metin Bildiri/Sözlü Sunum)(Yayın No:3674076)
- 6.Ersoy Sezgin., Aygul Ebuzer., Toptas Ersin., (2017). Design and control of plastic bottle breaking and storage machine. International scientific conference “UNITECH 2017”, 3, 61-64. (Tam Metin Bildiri/Sözlü Sunum)(Yayın No:3674146)
- 7.Aygul Ebuzer., Akuner Mustafa Caner.,(2017). Yapay sinir agları ile piezo motor için kontrolör tasarımı. INES 2017 II. International academic research congress, 1(1) (Özet Bildiri/Sözlü Sunum)(Yayın No:3602753)
8. Aygul Ebuzer., Yalcinkaya Senai and Sahin Yusuf (2020). Production of pure titanium metal powder by powder metallurgy sintering technique. 5th international congress on engineering, architecture and design.21-22 December, İstanbul Turkey.

