



POLİTEKNİK DERGİSİ

JOURNAL of POLYTECHNIC

ISSN: 1302-0900 (PRINT), ISSN: 2147-9429 (ONLINE)

URL: <http://dergipark.org.tr/politeknik>



Santrifüj hassas döküm yöntemiyle üretilen co-cr-mo süperalaşım dental blokların mikroyapı ve mekanik özellikleri üzerine atmosfer ve karbon miktarının etkisi

Effect of atmosphere and carbon content on microstructure and mechanical properties of co-cr-mo superalloy dental blocks produced by centrifugal investment casting method

Yazarlar (Authors): Neşet AKAR¹, Fatma Duygu GARİP ÇELİK²

ORCID¹: 0000-0003-2933-4170

ORCID²: 0000-0002-6349-2044

Bu makaleye şu şekilde atıfta bulunabilirsiniz (To cite to this article): Akar N., Çelik F. D. G., “Santrifüj hassas döküm yöntemiyle üretilen co-cr-mo süperalaşım dental blokların mikroyapı ve mekanik özellikleri üzerine atmosfer ve karbon miktarının etkisi”, *Politeknik Dergisi*, 25(4): 1435-1446, (2022).

Erişim linki (To link to this article): <http://dergipark.org.tr/politeknik/archive>

DOI: 10.2339/politeknik.896317

Santrifüj Hassas Döküm Yöntemiyle Üretilen Co-Cr-Mo Süperalaşım Dental Blokların Mikroyapı ve Mekanik Özellikleri Üzerine Atmosfer ve Karbon Miktarının Etkisi

Effect of Atmosphere and Carbon Content on Microstructure and Mechanical Properties of Co-Cr-Mo Superalloy Dental Blocks Produced by Centrifugal Investment Casting Method

Önemli noktalar (Highlights)

- ❖ Dental blokların santrifüj hassas döküm yöntemi ile üretilmesinde döküm atmosferi ve karbon miktarının etkisi. / The effect of Atmosphere and carbon content in the production of dental blocks by centrifugal investment casting method
- ❖ Uygun döküm parametreleri ile ASTM F-75 Standardında belirtilen fiziksel ve kimyasal özelliklerin Sağlanması / Achievement of physical and chemical properties specified in ASTM F-75 Standard with appropriate casting parameters

Grafik Özet (Graphical Abstract)

Santrifüj hassas döküm yöntemi ile farklı üretim parametrelerinde üretilmiş Co-Cr-Mo dental blokların fiziksel ve kimyasal testleri yapılmıştır. / Physical and Chemical tests of Co-Cr-Mo Dental Blocks produced with different production parameters by centrifuge investment casting method were performed.



Şekil. Santrifüj Hassas Döküm Yöntemi ile Co-Cr-Mo Süperalaşım Dental Blok Üretimi/Figure. Co-Cr-Mo Superalloy Dental Block Production by Centrifugal Investment Casting Method

Amaç (Aim)

Santrifüj Hassas Döküm Yöntemiyle Co-Cr-Mo Süperalaşımın Üretilmesinin Araştırılması. / Investigation of the Production of Co-Cr-Mo Superalloy by Centrifugal Precision Casting Method.

Tasarım ve Yöntem (Design & Methodology)

Co-Cr-Mo süperalaşım dental bloklar santrifüj hassas döküm yöntemiyle üretilmiş, bloktan alınan numunelere mikroyapı, çekme ve sertlik testleri uygulanmıştır. / Co-Cr-Mo superalloy dental blocks were produced by centrifugal precision casting method, and microstructure, tensile and hardness tests were applied to the samples taken from the block.

Özgünlük (Originality)

Atmosfer ve karbon miktarının dental blokların mekanik özellikleri ve mikroyapı üzerindeki etkisi. / The effect of atmosphere and carbon on the mechanical properties and microstructure of dental blocks.

Bulgular (Findings)

Co-Cr-Mo süperalaşım dental CAD-CAM metal blokların üretiminde karbon içeriğinin ve atmosfer ortamının mekanik özellikleri ve mikroyapıyı değiştirdiği gözlemlenmiştir. / In the production of Co-Cr-Mo superalloy dental CAD-CAM metal blocks, it has been observed that the carbon content and the atmospheric environment change the mechanical properties and microstructure.

Sonuç (Conclusion)

Vakum atmosferi ve karbon etkisiyle yüksek çekme dayanımına sahip Co-Cr-Mo süperalaşım dental bloklar elde edilmiştir. / High tensile strength Co-Cr-Mo superalloy dental blocks were obtained with the effect of vacuum atmosphere and carbon.

Etik Standartların Beyanı (Declaration of Ethical Standards)

Bu makalenin yazarları çalışmalarında kullandıkları materyal ve yöntemlerin etik kurul izni ve/veya yasal-özel bir izin gerektirmediğini beyan ederler. / The authors of this article declare that the materials and methods used in this study do not require ethical committee permission and/or legal-special permission.

Santrifüj Hassas Döküm Yöntemiyle Üretilen Co-Cr-Mo Süperalaşım Dental Blokların Mikroyapı ve Mekanik Özellikleri Üzerine Atmosfer ve Karbon Miktarının Etkisi

Araştırma Makalesi / Research Article

Neşet AKAR^{1*}, Fatma Duygu GARİP ÇELİK²

¹Karabük Üniversitesi, Teknoloji Fakültesi, İmalat Mühendisliği Bölümü, Türkiye

²BMT Baps Biyo Malzeme San. Tic. AŞ., Türkiye

(Geliş/Received : 13.03.2021 ; Kabul/Accepted : 31.05.2021 ; Erken Görünüm/Early View : 06.06.2021)

ÖZ

Bu çalışmada, santrifüj hassas döküm yöntemiyle üretilen Co-Cr-Mo süperalaşım dental bloklarda döküm parametrelerinin mikroyapı ve mekanik özellikler üzerine etkisi araştırılmıştır. Ayrıca döküm işlemleri esnasında atmosfer ortamı ve karbon miktarının etkileri incelenmiştir. Döküm işlemi sonrasında mikroyapı ve mekanik özellikleri belirlenmesi amacıyla metalografik inceleme, SEM, XRD, EDS, çekme ve sertlik testleri yapılmıştır. Mikroyapı incelemeleri sonucunda, açık ve vakum atmosferde üretilen düşük karbonlu blokların tamamında Cr₂₃C₆ karbürleri gözlenirken, yüksek karbonlu bloklarda açık atmosfer ortamında Cr₇C₃ karbür tipi, yüksek karbonlu bloklarda vakum ortamında Cr₇C₃ karbüre ek olarak lamelli yapıda Co₃C karbürü olduğu gözlemlenmiştir. Yüksek karbonlu alaşım ile üretilen bloklarda, düşük karbonlu alaşım ile üretilen bloklara göre yüzde karbür hacim oranı daha yüksek olduğu belirlenmiştir. Düşük karbonlu alaşımında vakum ortamında 225 devir/dakika santrifüj hızı ile üretilen blokta yüksek çekme mukavemeti ve en yüksek toplam uzama değeri elde edilmiştir. Sertlik değeri yüksek karbonlu alaşımında düşük karbonlu alaşıma göre daha yüksek olduğu belirlenmiştir. Yüksek karbonlu alaşım ile dökülen parçalarda düzgün yüzey ayrılma kırılması gözlemlenirken, düşük karbonlu alaşımında çukurcuklu kırılma yüzeyi gözlenmiştir.

Anahtar Kelimeler: Santrifüj hassas döküm, vakum ortamı, süperalaşım, metalik biyomalzemeler, co-cr-mo alaşımı.

Investigation of the Effect of Atmosphere and Carbon Content on Microstructure and Mechanical Properties of Co-Cr-Mo Superalloy Dental Blocks Produced by Centrifugal Casting Method

ABSTRACT

In this study, the effect of casting parameters on microstructure and mechanical properties of Co-Cr-Mo superalloy dental blocks produced by centrifugal investment casting method was investigated. In addition, the effects of atmosphere environment and carbon content were investigated during casting processes. After the casting process, metallographic examination, SEM, XRD, EDS, tensile test and hardness test were performed in order to determine the microstructures and mechanical properties. As a result of the microstructure tests, while it was observed that Cr₂₃C₆ carbides were formed in all of the low-carbon blocks produced in open and vacuum environment, Cr₇C₃ carbide type was formed in high-carbon blocks in open atmosphere environment, and Co₃C carbide in lamellar structure was formed in addition to Cr₇C₃ carbide in high-carbon blocks in vacuum environment. High carbon alloy blocks have a higher carbide volume ratio than low carbon alloy blocks. High tensile strength and the highest total elongation value were obtained in the low carbon alloy blocks with centrifuge speed of 225 rpm in vacuum environment. Hardness value is higher in high carbon alloy than low carbon alloy. While smooth surface splitting fracture was observed in the parts cast with high carbon alloy, pitting fracture surface was observed in low carbon alloy.

Keywords: Centrifugal investment casting, vacuum environment, superalloys, metallic biomaterials, co-cr-mo alloy.

1. GİRİŞ (INTRODUCTION)

Hassas döküm veya "kayıp mum" dökümü, 5000 yıl önce Mısırlılar tarafından altın takı üretimi için geliştirilen en eski metal şekillendirme işlemlerinden biridir. Hassas döküm işleminde, tek kullanımlık bir mum model etrafına seramik çamur uygulanır ve sertleştirilir. Mum, seramik kalıptan ergitilerek

uzaklaştırılır ve boş seramik kalıba ergimiş metal dökülür. [1, 2, 3, 4].

1930'ların başına kadar vitallium çelik olarak da bilinen Co-Cr alaşımları, diş hekimliğinde altının yerine kullanılmaya başlanmıştır. Günümüzde ortopedik cerrahide özellikle kalça protezi ve iç fiksator olarak kullanılan üç ana metalik biyomalzemedenden biri haline gelmiştir. Co-Cr bazlı alaşımlar iki ana grupta sınıflandırılabilir: döküm Co-Cr-Mo alaşımları ve sıcak dövme Co-Cr-Ni-Mo alaşımları [5].

*Sorumlu Yazar (Corresponding Author)
e-posta : nesetakar@karabuk.edu.tr

CoCrMo alaşımları, hava ve gaz endüstrisinde yakıt nozulları ve kanatçıklarının imalatında kullanılır. Ayrıca bu alaşımlar, enjeksiyon kalıplarının üretiminde kullanılan aletlerin imalatı için uygundur [6]. Co-Cr-Mo alaşımları, mükemmel mukavemetleri, korozyon direnci [7] ve dökülebilirlikleri nedeniyle diş hekimliği ve ortopedik implantlarda yaygın olarak kullanılmaktadır [8]. ASTM F-75 standardına uygun Co-Cr-Mo döküm alaşımları, hassas döküm teknikleri kullanılarak ortopedik implantların üretiminde yaygın olarak kullanılmaktadır. Bu alaşımların zor işlenebilirliği ve protezlerin şekil karmaşıklığı nedeniyle, işlem boyutları nihai olanlara yakın parçalar üreterek yüksek işleme maliyetlerini düşürür [9].

Son zamanlarda, bilgisayar destekli tasarım ve bilgisayar destekli üretim (CAD / CAM) teknolojileri, kuronlar, köprüler ve inleyler gibi dental restorasyonların tasarımı ve imalatı için yeni yöntemler olarak uygulanmaktadır. Bu strateji, hastalar için ısmarlama dental restorasyonların hızlı, düşük maliyetli ve hassas bir şekilde üretilmesini sağlar [10]. Oklüzal ve vücut kuvvetleri uygulandığında tıbbi ürünler için yüksek süneklik ve yüksek mukavemet gereklidir [10, 11, 12]. Mekanik özellikler, döküm işlemi sırasında geliştirilebilir. Bu nedenle, Co-Cr-Mo alaşımlarında döküm parametrelerinin iyileştirilmesi, kullanım alanına

2. MATERYAL VE METOD (MATERIAL and METHOD)

Bu çalışmada ASTM F-75 standardına sahip iki farklı kompozisyonda karbon içeren Co-Cr-Mo döküm alaşımları kullanılmıştır. ASTM F-75 standardının [14] kimyasal kompozisyon aralığı ve Co-Cr-Mo döküm alaşımlarının kimyasal kompozisyonları Çizelge 1'de verilmiştir. Co-Cr-Mo döküm alaşımlarının kimyasal kompozisyonlarının belirlenmesinde Spectro marka SPECTROMAXx model optik emisyon spektrometresi kullanılmıştır.

DeneySEL çalışmalarda Dental CAD-CAM metal blok standardına uygun olarak 98 mm çapında ve 10 mm yüksekliğinde ölçülerine sahip hassas döküm mum modeli kullanılmıştır (Şekil 1).

Yolluk sistemi bağlanmış mum modeller kobalt alaşımlarının dökümü için özel seramik çamuru kullanılarak standart adımlar takip edilerek hassas döküm seramik kabuk kalıp üretilmiştir. Mum model salkımının seramik malzeme ile kaplanması işlemi tamamlandıktan sonra seramik kabuk içindeki mum modeller, sıcaklık ve basınç kontrollü otoklavda uygun sıcaklık ve basınç değerlerinde uzaklaştırılmıştır. Mum boşaltma işlemi takiben seramik kalıplara 1200°C sıcaklıkta 1 saat sinterleme işlemi uygulanmıştır (Şekil 2).

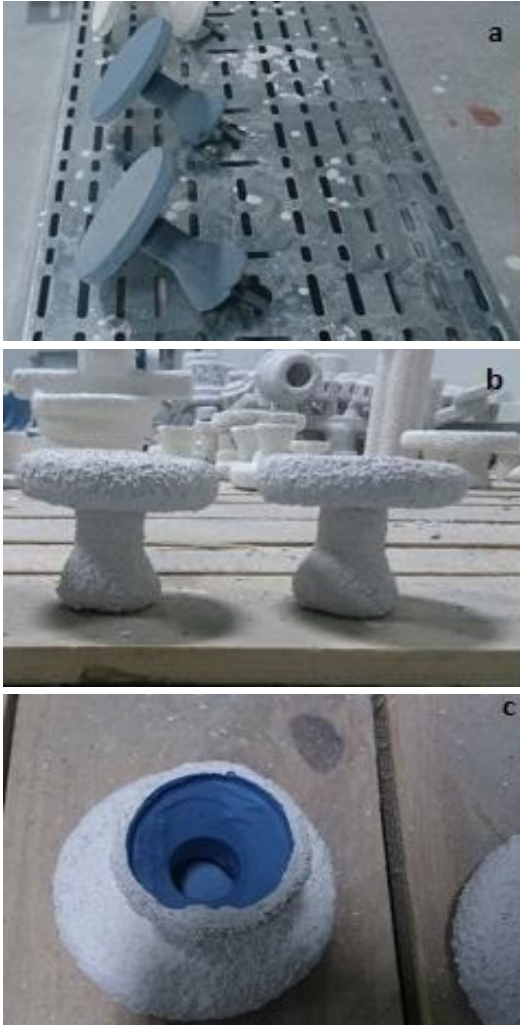
Çizelge 1. ASTM F-75 Co-Cr-Mo alaşımının kimyasal kompozisyonu, % ağırlıkça (Chemical composition of ASTM F-75 Co-Cr-Mo alloy, weight %)

Alaşım	Cr	Mo	Ni	Fe	C	Si	Mn	N	Co
ASTM F-75	27-30	5-7	0,50	0,75	0,35	1	1	0,25	Kalan
Düşük Karbonlu	28,46	6,60	0,16	0,40	0,08	0,76	0,37	0,13	Kalan
Yüksek Karbonlu	28,92	6,00	0,25	0,38	0,28	0,75	0,39	0,13	Kalan

göre doğru malzemenin seçilmesi açısından avantaj sağlayacaktır. Co-Cr-Mo alaşımının medikal kullanımı için ASTM F-75 alaşımı ortopedik ve dental implantların yanı sıra yaygın olarak yakıt nozullarında ve gaz türbinlerinde de kullanılmaktadır [13]. ASTM F-75 standardına göre cerrahi Co esaslı alaşımının 655 MPa çekme mukavemeti, 450 MPa akma mukavemeti ve %8 uzama değerlerine sahip olması gerekmektedir [14]. Literatürde Co-Cr-Mo alaşımı için dövme, döküm, atmosfer ortamı, alaşımlandırma ve ısı işlem [15,16] ile ilgili çok sayıda yayınlanmış çalışmalar mevcuttur. Ancak literatürde santrifüj hassas döküm yöntemi ile ASTM F-75 alaşımını inceleyen bir araştırmaya rastlanmamıştır. Bu çalışmada ASTM F-75 alaşımı olarak bilinen ve ticari olarak kullanılan Co-Cr-Mo süperalaşımının santrifüj döküm yöntemiyle üretiminde % karbon miktarı ve atmosfer ortamının mikroyapı ve mekanik özellikler üzerine etkisi araştırılmıştır. Bu amaçla dental bloklar farklı karbon miktarları ve atmosfer ortamında dökümü yapılmış ve mikroyapı ve mekanik özelliklerdeki değişim incelenmiştir.



Şekil 1. Yolluk sistemi bağlanmış mum model (Lost wax model with gating system)



Şekil 2.Seramik kaplama aşamaları a) Birinci kat kaplama, b) son kat kaplama c) mum boşaltma ve pişirme (Ceramic coating steps a) first layer coating, b) final layer coating, c) dewaxing and burnout)

Co-Cr-Mo döküm alaşımlarının ergitme işlemi, $ZrSiO_4$ pota içerisinde Topcast marka Ti12 model santrifüj vakum indüksiyon ocağında yapılmıştır (Şekil 3).



Şekil 3.Vakumlu santrifüj indüksiyon ergitme ocağı (Vacuum induction centrifugal melting furnace)

Kalıplar $1200^{\circ}C$ de 1 saat sinterleme işlemi takiben ergitme-döküm makinesine alınmış ve döküm postasına önceden 900 gram Co-Cr-Mo döküm alaşımı şarj edilen indüksiyon ocağının kapağı kapatılmıştır. Döküm işlemleri vakum ve açık atmosfer olmak üzere iki farklı ortamda gerçekleştirilmiştir (Şekil 4). Vakum altında ergitme işlemi, atmosfer değeri 40 mbar atmosfer basınç değerine indirgenmiş, yüksek saflıkta argon gazı ile yıkama işlemi yapılmış ve tekrar 40 mbar atmosfer basınç değerine indirgenerek gerçekleştirilmiştir. Ergitme ve döküm işlemi yaklaşık olarak 10 dakika sürede gerçekleştirilmiştir. Döküm işlemleri 225 devir/dakika santrifüj hızlarında 3 dakika dönme eksen merkezden uzak yatay santrifüj şartlarında yapılmıştır. Döküm işleminden sonra Co-Cr-Mo alaşımı döküm parçalar oda sıcaklığına soğumaya bırakılmıştır.



Şekil 4. Seramik kalıbın vakumlu indüksiyon ocağında konumu (The position of the ceramic mold in the vacuum induction furnace)

Döküm işlemi tamamlanmış kalıpların görünümü Şekil 5'te verilmiştir.



Şekil 5. Dökümden sonra kalıpların görünümü (View of molds after casting)

Oda sıcaklığına sahip seramik kalıplar kırılarak Dental CAD-CAM metal bloklar alınmış ve döküm parçalara 5 dakika süre ile çelik bilya kumlama işlemi uygulanarak temizlenmiştir. Temizlenmiş döküm parçanın yollukları ile Şekil 6'da verilmiştir.



Şekil 6. Yolluklu dental CAD-CAM metal bloklar (dental CAD-CAM metal blocks with gating system)

Bu çalışmada üretilen dental CAD-CAM metal döküm blokların üretim parametreleri ve numune kodları Çizelge 2’te verilmiştir. Düşük ve yüksek karbonlu Co-Cr-Mo döküm alaşımlarının ergitme ve döküm işlemleri açık atmosferde ve vakum altında 225 devir/dakika santrifüj hızlarında yapılmıştır.

Çizelge 2. Co-Cr-Mo süperalaşım dental CAD-CAM metal döküm blokların üretim parametreleri ve numune kodları (Sample codes and the production parameters of Co-Cr-Mo super alloy dental CAD-CAM metal casting blocks)

Karbon Miktarı	Alaşım Kodu	Atmosfer basıncı (mbar)	Ortam Kodu	Numune Kodu
Düşük (0.08%C)	D	Normal	A	AD225
		40 mbar	V	VD225
Yüksek (0.28%C)	Y	Normal	A	AY225
		40 mbar	V	VY225

Dental CAD-CAM metal blok dökümlerin makro ve mikroyapı analizi için abrasif kesici ile ATM marka Brillant 250 model otomatik kesme cihazında Şekil 7’deki gibi metalografik numuneler döküm parçalardan çıkarılmıştır.

Dental CAD-CAM metal blok orta merkezinden kesilen 3 numaralı parçanın (AA kesiti) mikroyapı incelemesi için sırasıyla 120, 240, 400, 500, 800 ve 1200 numaralı su zımparalarında zımparalanmış ve daha sonra sırasıyla 6, 3 ve 1 µm elmas pasta süspansiyonları ve 0,25 µm kolloidal silika ile parlatılmıştır. Parlatılan yüzeyler temizlendikten ve kurutulduktan sonra Struers marka elektrolitik parlatma cihazında %2 CrO₃, %98 H₂O çözeltisi kullanılarak oda sıcaklığında, 20 Volt doğru akım geriliminde ve 1 s süre ile elektroliz yöntemiyle tekrar parlatılmıştır.

Dağlama işlemi ise 1:1 oranındaki [%20 KMnO₄, %80 H₂O] ve [%8 NaOH, %92 H₂O] çözelti kullanılarak

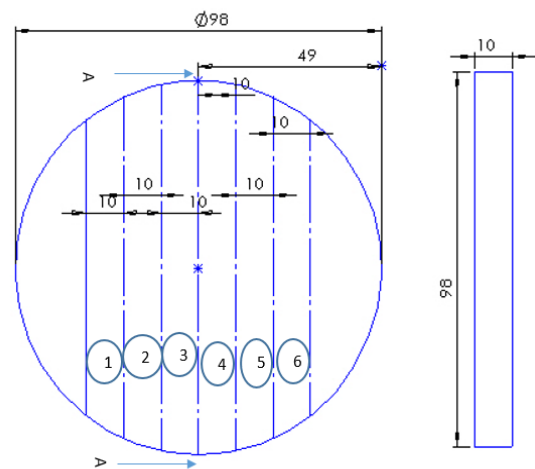
daldırma yöntemi ile yapılmıştır. Mikroyapı analizi Leica marka DMI 5000M model optik mikroskop kullanılarak Şekil 7’de belirtilen bölgelerden farklı büyütmelerde alınan görüntüler ile yapılmıştır. Mikroyapılar Şekil 8’de belirtilen bölgelerden farklı büyütmelerde alınan görüntüler ile tespit edilmiştir. Karbür hacim oranının ve ikincil dendrit kolları arasındaki mesafenin belirlenmesinde bölgelerin her birinden uygun büyütmelerde 5 ölçüm ile toplam 30 ölçüm yapılarak her bir numune için ortalama değer alınmıştır. Mikroyapı incelemesinde optik ve taramalı elektron mikroskobu (SEM), faz ve karbürlerin tanımlanmasında X-ışınları kırınım (XRD) analiz yöntemleri kullanılmıştır.

Mikroyapının noktasal ve bölgesel elementel analizinde Jeol marka JSM 6060 LV model tarama elektron mikroskobuna (SEM), bağlı IXRF marka EDS (enerji dağılımlı X-ışını spektrometresi) cihazı kullanılmıştır. Çekme testi sonrası kırık yüzeylerin karakterizasyonu QUANTA marka FEG 450 MODEL tarama elektron mikroskobu (SEM) kullanılarak gerçekleştirilmiştir.

Karbür fazları GNR marka APD 2000 pro model XRD cihazında CuKα1=1,64056Å°, 40 kV, 40 mA şartlarında belirlenmiştir.

Dental CAD-CAM metal bloklarının mikroyapı analizi karbür hacim oranı belirlenmesinde Leica görüntü analiz yazılımı (LAS Version 4.6) kullanılmıştır. Her bir numuneden 100 büyütmede toplam 30 ölçüm ve 30 ölçümün ortalaması alınarak karbür hacim oranı tespit edilmiştir.

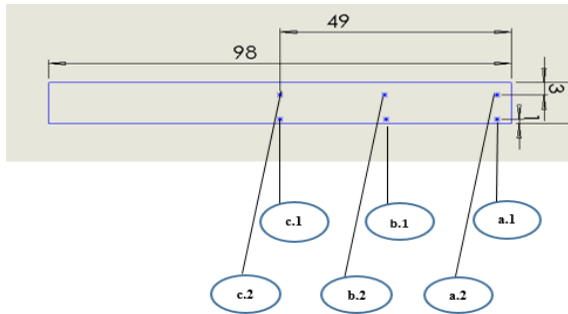
Dental CAD-CAM metal bloklarının mikroyapı analizinde ikincil dendrit kolları arası mesafe ölçümü



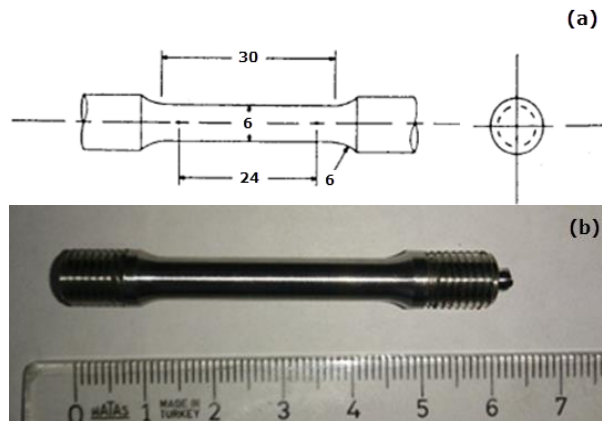
Şekil 7. Dental CAD-CAM metal bloktan metalografik numune çıkarılışının şematik gösterimi (mm) (Schematic representation of metallographic sample cutting from dental CAD-CAM metal block)

yapılmıştır. Bu çalışmada metalografik numunelerin uç, orta ve merkez bölgelerinden (Şekil 8) 100 büyütmede çizgisel kesişme metodu ile her bir bölgeden 5 ölçüm ile toplam 30 ölçümün ortalaması alınmıştır.

Dental CAD-CAM metal blokların her birinden Şekil 7'de belirtilen 1, 2 ve 4 numaralı bölgelerden çekme testi için parçalar alınmıştır. Her bir blok için 3 adet çekme çubuğu numunesi ASTM E8 standardına [17] uygun şekilde ve ölçülerde işlenmiştir (Şekil 9.a). İşlenmiş çekme çubuğu Şekil 9.b'de gösterilmiştir. Çekme deneyleri Instron marka 3369 model universal test cihazında ISO 6892-1:2009 Metodu A'ya göre 800 N ön yüklemeye ve 0,48 mm/dk çekme hızında yapılmıştır.



Şekil 8. Mikroyapı inceleme bölgeleri, (a.1 = uç-taban, a.2 = uç-merkez, b.1 = orta-taban, b.2 = orta-merkez, c.1 = merkez-taban, c.2 = merkez), (mm) (Microstructure investigation zones (a.1 = edge-bottom, a.2 = edge-center, b.1 = middle-bottom, b.2 = middle-center, c.1 = center-bottom, c.2 = center))



Şekil 9. a) ASTM E8M standardına göre hazırlanan çekme numunesinin ölçüleri (ölçüler mm) ve b) ASTM E8M standardına göre işlenmiş çekme numunesi (The dimensions of the prepared tensile specimens according to ASTM E8M standard (dimensions in mm) and b) machined tensile sample according to ASTM E8M standard)

Dental CAD-CAM metal bloklarının sertlik değerleri Emcotest marka DuraVision 200 model sertlik cihazında Vickers yöntemiyle 50 kgf yük altında tespit edilmiştir. Metalografik inceleme için hazırlanan numunelere sertlik testi uygulanmıştır. Aynı numune için 5 farklı noktadan ölçülen sertlik değerlerinin ortalaması alınmıştır.

3. SONUÇLAR VE TARTIŞMA (RESULTS AND DISCUSSION)

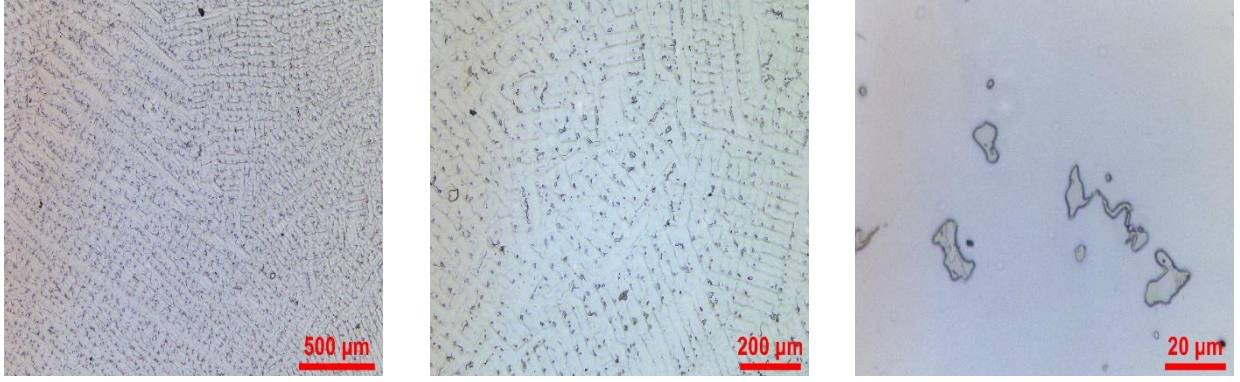
Çizelge 2'ye göre üretilen döküm parçaların tamamında mikroyapının kobaltça zengin dendritik matris ile dendritler arası bölgelerde ve tane sınırlarında çökelen ikincil fazlardan oluştuğu, gözlemlenmiştir (Şekil 10-15). Dendritler genellikle, katılma yönü ve santrifüj kuvvetinin etkisiyle dental CAD-CAM metal blok dökümünün kenarlarından merkeze doğru yönelmiştir. Birincil dendrit kolları da metal blok dökümünün kenarlarından merkeze doğru kabalaşmıştır. Dendritler arası bölgelerde ve tane sınırlarında çökelen karbürlerin geometrisi genellikle ada (blok) şeklinde ve tane sınırları boyunca uzama ve birleşme eğilimindedirler. Katılmanın en son gerçekleştiği bölgelerde karbürler nispeten daha kaba ve çoğunlukla tane sınırlarında oluşmuştur (Şekil 10-15). Benzer sonuçları Kaiser ve ark. [18] da rapor etmişlerdir.

XRD analizi (Şekil 16.) ve EDS (Energy Dispersive X-ray Spectroscopy) analizi (Şekil 17.) ile yapılan incelemelerde matrisin kobaltça zengin (α) fazı olduğu ve dendrit kolları arasına çökelen karbürlerin Cr ve Mo elementlerince zengin olduğu doğrulanmıştır. Ana ikincil faz genel olarak $M_{23}C_6$ 'ın olduğu ve M'nin Cr ve Mo elementinden oluştuğu tespit edilmiştir. Benzer sonuçlar diğer araştırmacılar tarafından da bildirilmiştir [9,15]. XRD sonuçları Çizelge 2'ye göre açık ve vakum ortamında üretilen metal bloklarda $M_{23}C_6$ ($Cr_{23}C_6$), M_7X_3 (Cr_7C_3) karbürleri meydana gelirken vakum ortamında yüksek karbonlu metal bloklarda (VY225) yukarıda belirtilen karbürlere ilave olarak M_3X (Co_3C) karbürü meydana geldiğini göstermektedir (Şekil 16-17 ve Çizelge 3).

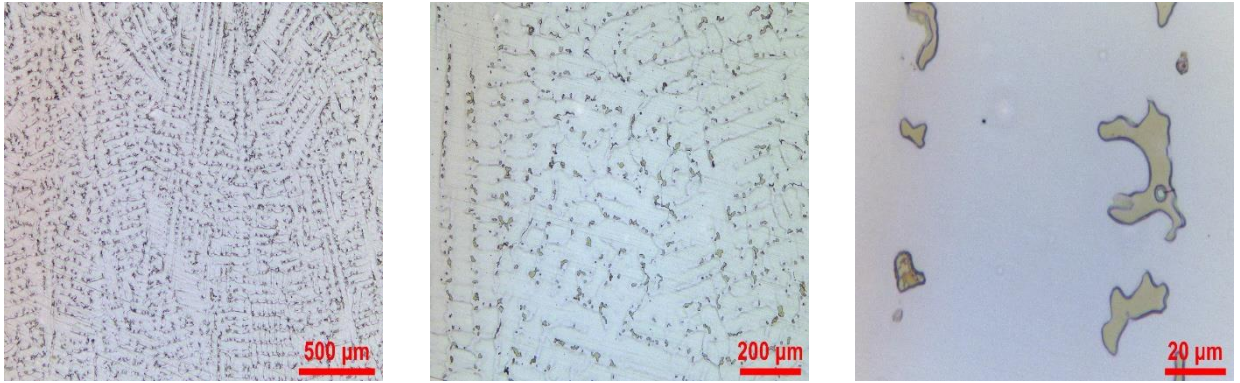
Literatür çalışmalarında Co-Cr-Mo alaşımlarında $M_{23}C_6$ ($Cr_{23}C_6$) ve M_7X_3 (Cr_7C_3) karbürlerinin varlıkları bulunmuştur. Park ve ark. [9] açık atmosferde hassas döküm yöntemi ile üretilmiş %1.23 ve %5.45 gibi yüksek karbon içeriğine sahip Co-Cr-Mo alaşımında γ ana matris içinde sadece $M_{23}C_6$ karbür fazı tespit ettiklerini bildirmişlerdir. $M_{23}C_6$ fazı Co-Cr-Mo alaşımlarında ana karbür fazıdır. M_7X_3 (Cr_7C_3) fazı üçlü Co-Cr-C ötektik reaksiyon sonucu oluşmaktadır. M_7X_3 fazının $s_{IV} \rightarrow M_{23}C_6 + \gamma + M_7X_3$ reaksiyon ile oluştuğu tahmin edilmektedir. M_7X_3 fazının oluşumu için başka bir formülasyonda M_7X_3 fazının π fazı da içermesidir.

M_7X_3 (Cr_7C_3) fazı, yıldız (starlike) şeklinde karmaşık bir mikroyapı içerisinde M_7X_3 'e ek olarak $M_{23}C_6$ ve YMK γ fazları içermekte olduğu literatürde belirtilmiştir [19]. Buna karşın; bu çalışmada da XRD sonuçlarında M_7X_3 (Cr_7C_3) faz bileşiği tespit edilmiş fakat mikroyapı incelemesinde bu faz yıldız şeklinde oluşmadığı gözlemlenmiştir (Şekil 18).

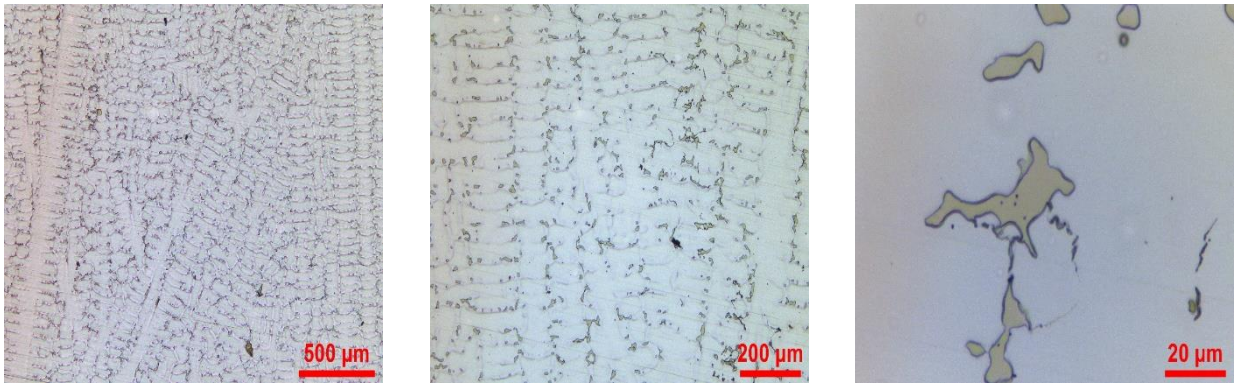
Co-Cr-Mo alaşımının döküm yöntemleri ile şekillendirilmesi üzerine yapılan bir araştırmada [20] tane sınırlarında gözlemlenen lamelli yapıda $M_{23}C_6$ fazının yanında σ fazı, α fazı, σ ve α fazları, α ve M_6C fazlarının olabileceği ve lamelli yapının ötektoid olabileceği belirtilmiştir. Bu çalışmada vakum ortamında



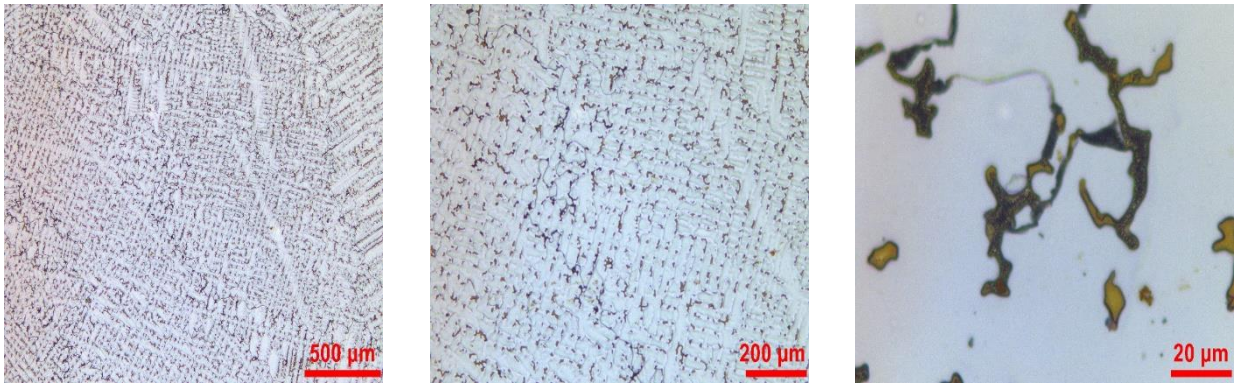
Şekil 10. AD225 kodlu parçanın a.1 uç-taban bölgesi mikroyapısı (The optical microstructures of a.1 edge-bottom zone of AD225 coded sample)



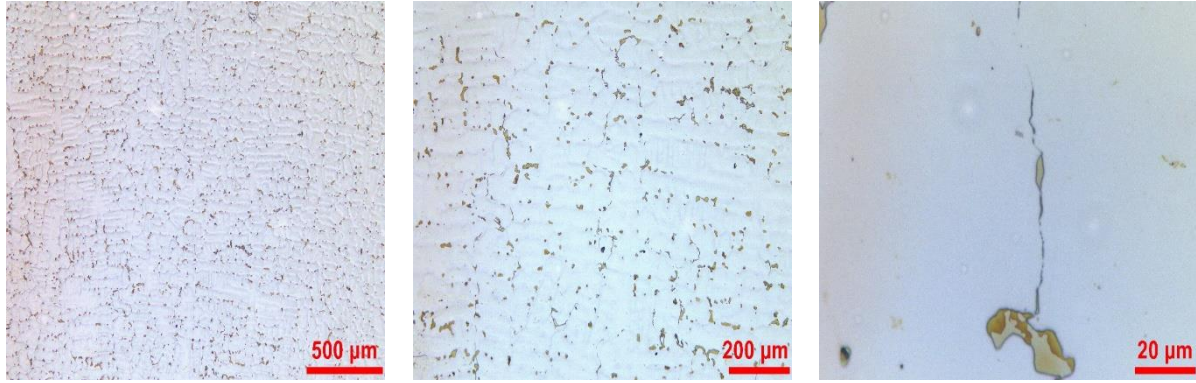
Şekil 11. AD225 kodlu parçanın b.1 orta taban bölgesi mikroyapısı (The optical microstructures of b.1 middle-bottom zone of AD225 coded sample)



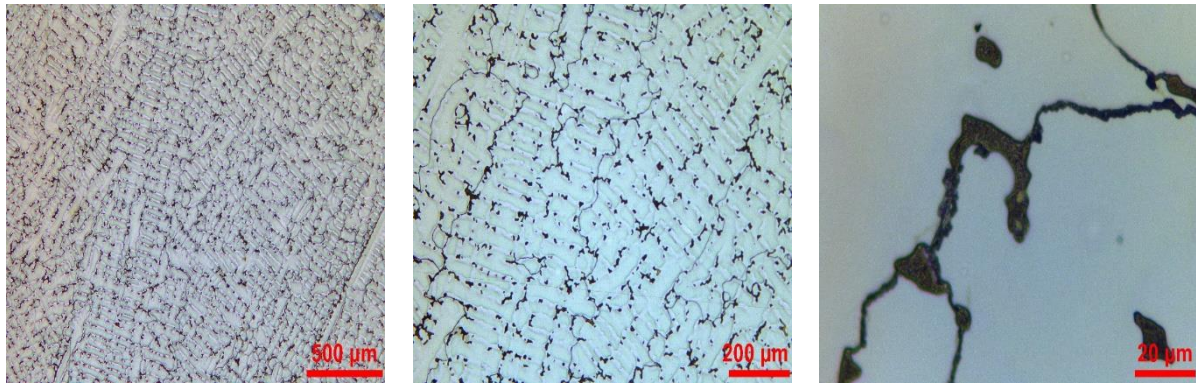
Şekil 12. AD225 kodlu parçanın c.1 merkez taban bölgesi mikroyapısı (The optical microstructures of c.1 center-bottom zone of AD225 coded sample)



Şekil 13. AY225 kodlu parçanın a.2 uç merkez bölgesi mikroyapısı (The optical microstructures of a.2 edge-center zone of AY225 coded sample)



Şekil 14. VD225 kodlu parçanın b.2 orta merkez bölgesi mikroyapısı (The optical microstructures of b.2 middle-center zone of VD225 coded sample)



Şekil 15. VY225 kodlu parçanın c.2 orta merkez bölgesi mikroyapısı (The optical microstructures of c.2 edge-bottom zone of VY225 coded sample)

yüksek karbonlu (VY225) Co-Cr-Mo alaşım dökümlerinde meydana gelen ötektoid yapıda M_3X fazı olabileceği düşünülmektedir (Şekil 19). Çünkü M_3X fazı hem lamelli yapıda hem de kobaltça zengindir.

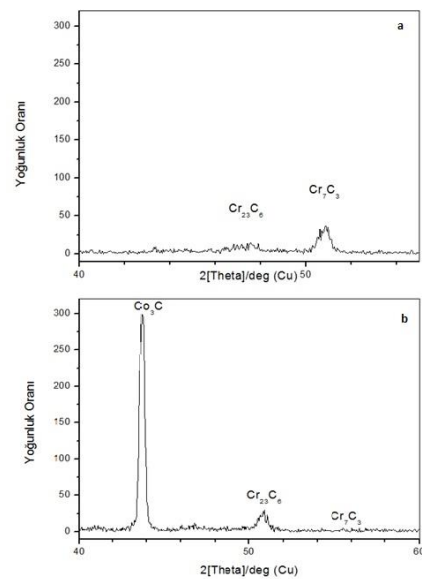
Çizelge 3. Dental CAD-CAM metal döküm blokların karbür hacim oranı (Carbide volume ratio of dental CAD-CAM metal cast blocks)

Numune kodu	Karbür türü ve hacim oranı			
	$M_{23}C_6$	M_7C_3	M_3X	Toplam Karbür
AY225	4,27	1,61	-	5,93
AD225	2,09	-	-	2,09
VY225	1,16	3,95	0,44	5,41
VD225	2,20	-	-	2,20

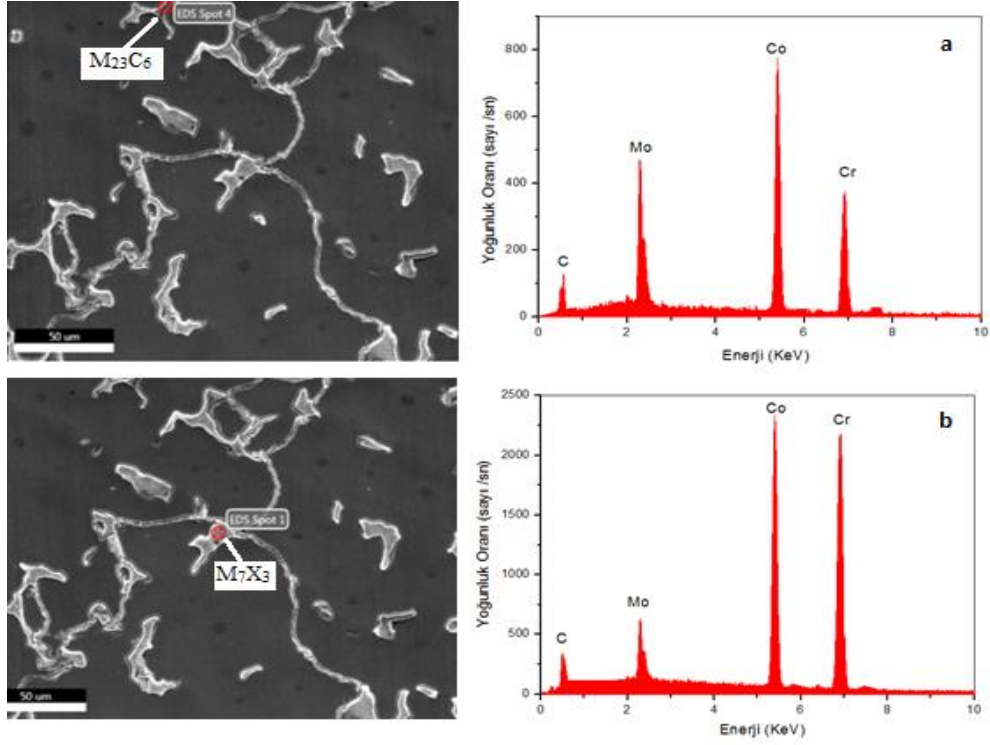
Literatürde M_3X (Co_3C) fazı hakkında herhangi bir bilgi mevcut değildir. Vakum ortamında yüksek karbonlu alaşımda (VY225) meydana gelen M_3X fazının, $M_{23}C_6$ fazının bir dönüşümü olduğu düşünülmektedir. Bu durum birim kafeste Cr atomlarının Co atomları ile yer alan atom olarak yer değiştirmesi ile açıklanabilir. Cr atomu ile Co atomu yarıçap olarak birbirine çok yakındır (Cr: 160 pm, Co: 152 pm). Sabit oranlar yasasına göre $M_{23}C_6$ bileşiği $M_{3,8}C$ olarak yazılabilmektedir. Burada Cr atomu Co atomu ile yer değiştirdiğinden M katsayısı 3 olarak değişmiş olabilir (Şekil 19).

Düşük karbonlu alaşımın açık atmosfer ve vakum altında 225 devir/dakika santrifüj hızı ile üretilen döküm bloklarında (AD225, VD225) sarı renkli $M_{23}C_6$ karbürleri meydana gelirken (Şekil 10-15) yüksek

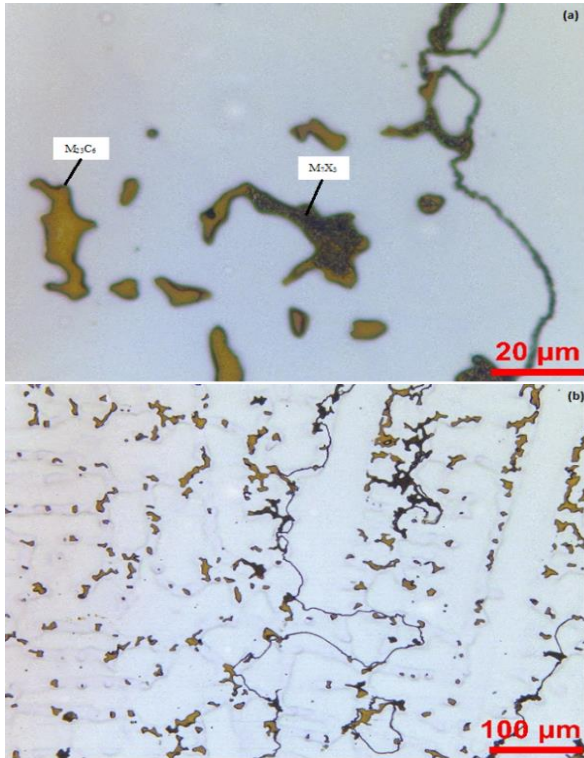
karbonlu alaşımın açık atmosferde değişik santrifüj hızlarında çoğunlukla sarı renkli $M_{23}C_6$ karbürleri ve yer yer M_7X_3 (Cr_7C_3) karbürleri, vakum altında ise yoğun olarak lamel yapı M_3X karbürleri, yer yer M_7X_3 (Cr_7C_3) ve $M_{23}C_6$ karbürleri oluşmuştur (Şekil 18,19).



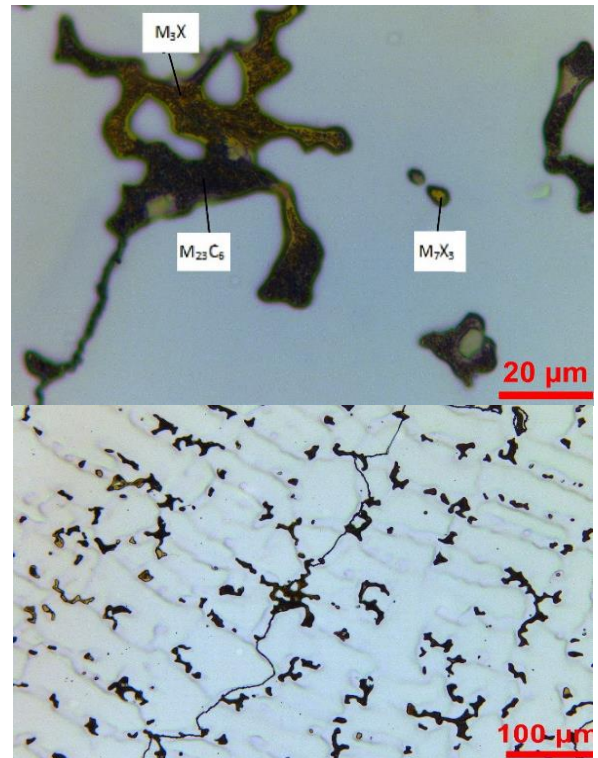
Şekil 16. XRD analizi ile belirlenen karbürler a) Açık atmosferde, b) Vakum atmosferinde (Carbides determined by XRD analysis a) Open atmosphere, b) Vacuum atmosphere)



Şekil 17. VY225 kodlu numunenin EDS analizi; a) M₂₃C₆ fazı ve b) M₃X fazı (EDS analysis of VY225 coded sample; a) M₂₃C₆ phase and b) M₃X phase)



Şekil 18. AY225 kodlu parçanın c.1 merkez taban bölgesi mikroyapısı a) 100x, b) 20x (The optical microstructures of c.1 center bottom zone of AY225 coded sample a) 100x, b) 20x)



Şekil 19. VY225 kodlu parçanın c.1 merkez taban bölgesi mikroyapısı a) 100x, b) 20x (The optical microstructures of c.1 center bottom zone of VY225 coded sample a) 100x, b) 20x)

Karbür hacim oranı AD225 kodlu döküm blokta %2,09, VD225 kodlu dökümde ise %2,20 olarak tespit edilmiştir. Bu sonuçlara göre düşük karbonlu alaşımda atmosfer ortamı ve santrifüj kuvvetlerinin karbür hacim oranı üzerine etkili olmadığı belirlenmiştir. Yüksek karbonlu (%0,28 C) Co-Cr-Mo alaşımın açık atmosferde ve vakum altında santrifüj hızlarına göre üretilen döküm bloklarında da atmosfer ortamı ve santrifüj etkisi karbür hacim oranını çok fazla etkilememiştir. Yalnız yüksek karbonlu alaşımın döküm blokları düşük karbonlu alaşımın döküm bloklarına göre daha yüksek karbür hacim oranı üretmiştir (Çizelge 3).

İmplantlarda bulunan çökeltiler, implant alaşımların biyolojik, mekanik ve kimyasal performanslarını geliştirmek amacıyla kimyasal kompozisyonu ve termomekanik işlemleri optimize edilmelidir [19]. Ramirez ve diğerleri (2008) cerrahi implantların üretiminde kullanılan düşük karbonlu ASTM F-75 alaşımının korozyona uğramasının düşük bir ihtimal olduğunu bildirmektedirler [20]. Ayrıca yaptıkları çalışmada blok ve ötektoid karbürlerin hacim oranlarının soğuma oranıyla önemli derecede etkilendiğini tespit etmişlerdir. Buna karşın, soğuma hızı karbür hacim oranını etkilemezken karbon içeriğinin karbür hacim oranını etkilediğini belirlemişlerdir. Bu çalışmada da literatürdeki sonuçlara benzer şekilde düşük karbon içeren (%0,08 C) alaşımda karbür hacim oranı yaklaşık %2,2 iken yüksek karbon içeren (%0,28 C) alaşımda ise karbür hacim oranı yaklaşık %6 olarak hesaplanmıştır. Yüksek karbonlu alaşımlarda açık atmosferde (AY) $M_{23}C_6$ karbürü yoğun olarak gözlemlenirken vakum altında M_7C_3 karbür hacim oranı $M_{23}C_6$ karbür hacim oranına göre önemli derecede artış gözlemlenmiştir (Şekil 18, 19 ve Çizelge 3).

İkincil dendrit kolları arasındaki mesafe sonuçları Çizelge 4.'de verilmiştir. Bütün numunelerde ikincil dendrit kolları arası mesafe uç, orta ve merkeze doğru artmaktadır. Bu artış şüphesiz katılaşma hızının uç bölgeden merkeze doğru düşmesinden kaynaklanmaktadır [16].

Çizelge 4. Dental CAD-CAM metal döküm blokların ikincil dendrit kolları arası mesafeleri (Distance between the secondary dendrite arms of dental CAD-CAM metal cast blocks)

Numune kodu	Bölge	Dendrit Kolları Arası Mesafe (µm)	Ortalama (µm)
AY225	Uç	26,80	36,4
	Orta	35,74	
	Merkez	46,69	
AD225	Uç	31,13	40,4
	Orta	43,91	
	Merkez	46,26	
VY225	Uç	30,22	41,4
	Orta	41,09	
	Merkez	53,01	
VD225	Uç	35,79	42,5
	Orta	40,7	
	Merkez	51,01	

Çizelge 2'ye göre üretilen Co-Cr-Mo alaşımın döküm bloklarının çekme dayanımı, akma dayanımı ve % uzama değerleri Çizelge 5'de verilmiştir.

Vakum ortamında yüksek karbonlu ve düşük karbonlu Co-Cr-Mo alaşımının ergitme seramik kalıba dökümü ile elde edilen döküm blokları, açık atmosferde aynı santrifüj hızında üretilen döküm bloklarına benzer şekilde fakat nispeten daha yüksek çekme özellikleri sergilemişlerdir. Bu durumun sebebi ise vakum ortamında ergitme ve döküm esnasında normal atmosfer ortamında bulunan gazların olumsuz etkilerinin gözlenmemesiyle açıklanabilir.

VY225 kodlu döküm blok parça 765 MPa çekme, 610 MPa akma ve 722 MPa kopma dayanım ve %7,5 uzama değerleri ile ASTM F-75 standardında belirtilen %8 uzama değerinden 0,5 daha düşük % uzama değeri sergilemiştir. Diğer bir ifade ile VY225 kodlu döküm blok parça ASTM F-75 standardında belirtilen 655 MPa çekme ve 450 MPa akma dayanımı değerlerini, %8 uzama dışında sağlamıştır.

DeneySEL çalışmalarda ASTM F-75 standardı kimyasal bileşim aralığında düşük karbonlu (%0,08 C) Co-Cr-Mo alaşımının açık atmosferde seramik kalıba 225 devir/dakika santrifüj hızında dökümü (AD225) ile sırasıyla 660,5 MPa çekme dayanımı, 503 MPa akma dayanımı ve 583 MPa kopma dayanımı ve %7,1 uzama ile artış göstermiş fakat ASTM F-75 standardında belirtilen akma dayanımı ve % uzama değerlerini karşılamamıştır. ASTM F-75 standardında belirtilen 655 MPa çekme dayanım, 450 MPa akma dayanım ve %8 uzama değerlerini düşük karbonlu (%0,08 C) Co-Cr-Mo alaşımının vakum ortamında ergitme ve vakum ortamında seramik kalıba 225 devir/dakika Santrifüj hızında dökümü (VD225) 680 MPa çekme dayanım, 510 MPa akma dayanım ve 606,5 MPa kopma dayanım ve %10,6 uzama değerleri üreterek sağlamıştır.

Dental CAD-CAM metal bloklarda düşük karbonlu alaşım ile yüksek karbonlu alaşım karşılaştırıldığında artan karbon oranıyla % uzama değeri azalırken, çekme mukavemeti değeri artmıştır. Çünkü karbon sertleştirici etkisi olan elementtir. Karbon miktarındaki artış, sertlik ve çekme dayanımını artırırken uzama değerlerini azaltır.

Çizelge 2.'ye göre üretilen Co-Cr-Mo alaşımının döküm bloklarının sertlik değerleri Çizelge 5. 'de verilmiştir. AD225 kodlu döküm blok 286 HV ve VD225 kodlu döküm bloku 303 HV sertlik değerleri üretmişlerdir. VD225 kodlu numunedeki sertlik artışının aynı zamanda çekme özellik değerlerini de arttırdığı gözlemlenmiştir, Çizelge 5. Yüksek karbonlu alaşımın vakum ortamı ve 225 devir/dakika santrifüj hızı (VY225), bu grupta 307 HV ile en yüksek sertlik değerini vermiştir.

Çizelge 3.'de verildiği üzere, yüksek karbonlu alaşımda açık atmosferde $M_{23}C_6$ karbür yoğun olarak meydana gelirken vakum ortamında M_7C_3 karbür hacim oranı $M_{23}C_6$ karbür hacim oranına göre önemli derecede artış göstermiştir. Bu durumda $M_{23}C_6$ karbür hacim sertliğinin M_7C_3 karbür sertliğinden daha yüksek olabileceği ve

sonuç olarak sertlik farklılıklarının karbür tipinden kaynaklanabileceği düşünülmektedir.

ASTM F-75 standardında sertlik değerinin 270-355 HV arasında olabileceğini belirtmiştir [14]. Bu çalışmada üretilen tüm metal blokların standardın gerektirdiği sertlik değeri aralığındadır, Çizelge 5.

Çizelge 5. Dental CAD-CAM metal döküm blokların akma, çekme dayanımı, % uzama ve sertlik değerleri (Yield strength, tensile strength, % elongation and hardness values of dental CAD-CAM metal cast blocks)

Numune kodu	Akma Dayanımı (MPa)	Çekme Dayanımı (MPa)	Toplam Uzama (%)	Sertlik Değeri (HV50)
ASTM F-75 [14]	450 (en az)	655 (en az)	8 (en az)	270-355
AY225	585	741	6,55	318
VY225	610	765	7,5	286
AD225	503	660,5	7,1	307
VD225	510	680	10,6	303

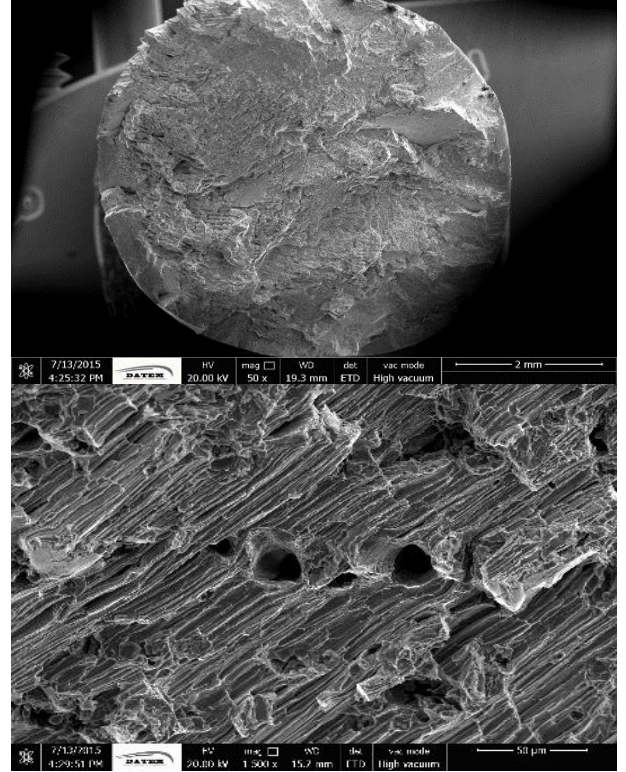
AD225 kodlu parça yarı gevrek (quasi-cleavage fracture) kırılma yüzeyi sergilemiştir, Şekil 20. Açık atmosfer ortamında üretilen numunede sünek bölge oldukça azdır (shear lip zone). Vakum ortamında üretilen numunede (Şekil 21.) ise çukurcuklar (dimples) gözlemlenmiştir. Çukurcuk oluşumu sünek kırılmanın göstergesidir [21]. Bu nedenle düşük karbonlu Co-Cr-Mo alaşımın açık atmosferde 225 devir/dakika santrifüj hızında (AD225) üretilen döküm blokları vakum ortamında aynı santrifüj hızında (VD225) üretilen döküm bloklarına göre daha düşük % uzama değerine sahiptir, Çizelge 5. Aynı zamanda VD225 kodlu döküm blokta taneler arası kırılma yüzeyi gözlemlenmiştir.

Yüksek karbonlu alaşım ile dökülen parçalar düşük karbonlu alaşım ile dökülen parçalara göre daha geniş bir yüzeyde daha fazla gevrek kırılma yüzeyine sahiptir. Yüksek karbonlu alaşım dökümlerinde taneler arası kırılma yüzeyi daha belirgindir, Şekil 22, 23.

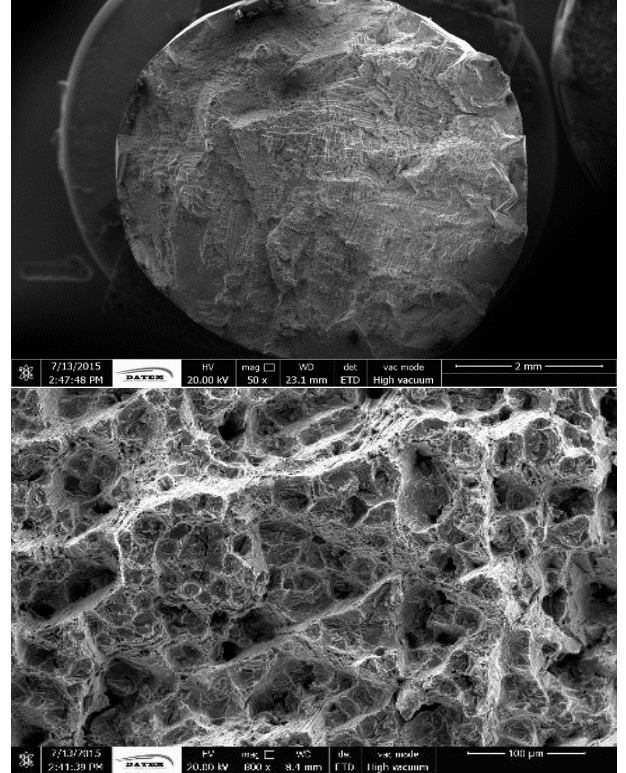
6. SONUÇ (CONCLUSION)

Bu çalışmada, ticari olarak kullanılan ve ASTM F-75 alaşımı olarak bilinen Co-Cr-Mo süperalaşımın vakum ortamında santrifüj hassas döküm yöntemi ile üretilen Dental CAD-CAM metal blokların vakum ve %C miktarının mikroyapı ve mekanik özellikleri üzerine etkisi araştırılmış ve aşağıdaki sonuçlar elde edilmiştir;

1) Açık ve vakum ortamında üretilen düşük karbonlu metal blokların tamamında $M_{23}C_6$ ($Cr_{23}C_6$) karbürleri meydana gelirken yüksek karbonlu (%0,28 C) metal bloklarda açık atmosfer ortamında M_7C_3 (Cr_7C_3) karbür tipi, yüksek karbonlu dental döküm bloklarda vakum ortamında M_7C_3 (Cr_7C_3) karbüre ek olarak lamelli yapıda M_3X (Co_3C) karbürü meydana geldiği gözlemlenmiştir.



Şekil 20. AD225 kodlu parçanın kırılma yüzeyi görüntüleri (Images of fracture surface of AD225 coded sample)

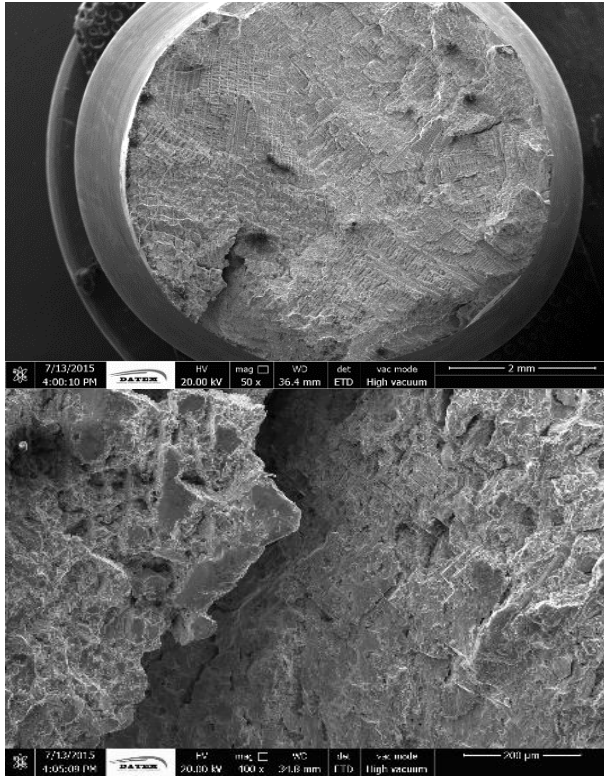


Şekil 21. VD225 kodlu parçanın kırılma yüzeyi görüntüleri (Images of fracture surface of VD225 coded sample)

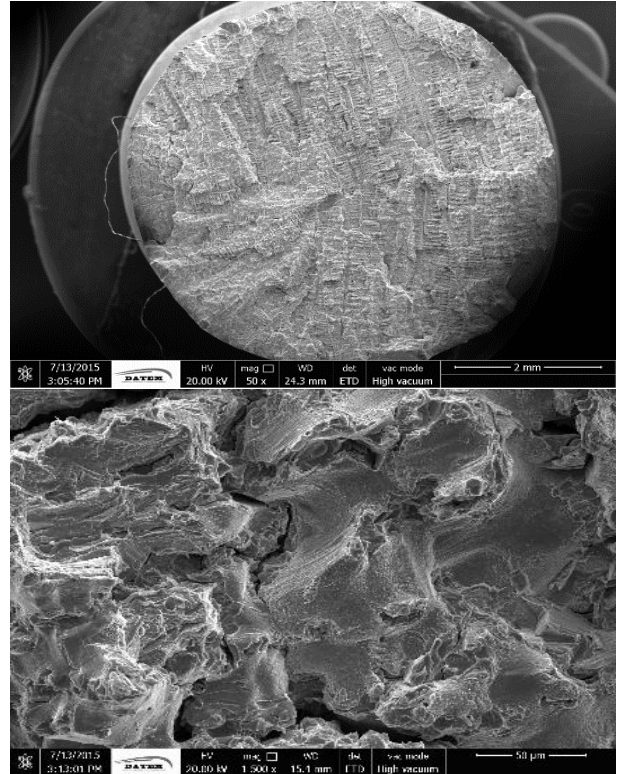
2) Yüksek karbonlu alaşım (%0,28 C) ile üretilen metal bloklarda, düşük karbonlu alaşım (%0,08 C) ile

üretilen metal bloklara göre yüzde karbür hacim oranı daha fazladır.

- 3) Bütün numunelerde ikincil dendrit kolları arası mesafe uçtan merkeze doğru artmaktadır.
- 4) Düşük karbonlu (%0,08 C) alaşımda vakum ortamında 225 devir/dakika santrifüj hızı ile üretilen dental CAD-CAM metal blokta yüksek çekme mukavemeti ve en yüksek % uzama değeri (%10,5) elde edilmiştir.
- 5) Sertlik değeri yüksek karbonlu alaşımda (%0,28 C) düşük karbonlu alaşıma (%0,08 C) göre daha yüksektir.
- 6) Yüksek karbonlu alaşım ile dökülen parçalarda düzgün yüzey ayrılma kırılması (cleavage fracture) gözlemlenirken düşük karbonlu alaşımda (%0,08 C) numunede sünek kırılmanın göstergesi olan çukurcuklu (dimples) kırılma yüzeyi gözlenmiştir.



Şekil 22. AY225 kodlu parçanın kırılma yüzeyi görüntüleri (Images of fracture surface of AY225 coded sample)



Şekil 23. VY225 kodlu parçanın kırılma yüzeyi görüntüleri (Images of fracture surface of VY225 coded sample)

TEŞEKKÜR (ACKNOWLEDGEMENT)

Bu çalışmaya maddi destek sağlayan Sayın Tuğrul Gürel POYRAZ'a teşekkür ederiz.

ETİK STANDARTLARIN BEYANI (DECLARATION OF ETHICAL STANDARDS)

Bu makalenin yazarları çalışmalarında kullandıkları materyal ve yöntemlerin etik kurul izni ve/veya yasal-özel bir izin gerektirmediğini beyan ederler.

YAZARLARIN KATKILARI (AUTHORS' CONTRIBUTIONS)

Neşet AKAR: Makalenin yazım işlemini gerçekleştirmiş ve sonuçlarını analiz etmiştir.

Fatma Duygu GARIP ÇELİK: Deneyleri yapmış ve sonuçlarını analiz etmiştir.

ÇIKAR ÇATIŞMASI (CONFLICT OF INTEREST)

Bu çalışmada herhangi bir çıkar çatışması yoktur.

KAYNAKLAR (REFERENCES)

- [1] Taşcıoğlu, S., & Akar, N., "A novel alternative to the additives in investment casting pattern wax compositions", *Materials & Design*, 24(8), 693-698, (2003).
- [2] Taşcıoğlu, S., & Akar, N., "Conversion of an investment casting sprue wax to a pattern wax by chemical agents", *Materials and Manufacturing Processes*, 18(5), 753-768, (2003).
- [3] Taşcıoğlu, S., Inem, B., & Akar, N., "Conversion of an investment casting sprue wax to a pattern wax by the modification of its properties. *Materials & Design*, 25(6), 499-505, (2004).
- [4] Fleming T.J., Kavanagh A., Duggan G., O'Mahony B., Higgins M., "The effect of induction heating power on the microstructural and physical properties of investment cast ASTM-F75 CoCrMo alloy", *Journal of Materials Research and Technology*, 8(5): 4417-4424, (2019).
- [5] Yıldırım M., Keleş A., "Production of Co-Cr-Mo Biomedical Alloys via Investment Casting Technique", *Turkish Journal of Electromechanics and Energy*, 3(1): 12-16, (2018).
- [6] Cuao-Moreu C.A., Hernández-Sánchez E., Alvarez-Vera M., Garcia-Sanchez E.O., Perez-Unzueta A., Hernandez-Rodriguez M.A.L. "Tribological behavior of borided surface on CoCrMo cast alloy". *Wear*, 426: 204-211, (2019).
- [7] Zhang E., Liu C., "A new antibacterial Co-Cr-Mo-Cu alloy: preparation, biocorrosion, mechanical and antibacterial property", *Materials Science and Engineering C*, 69: 134-143, (2016).
- [8] Yamanaka K., Mori M., Chiba A. "Effects of Nitrogen Addition on Microstructure and Mechanical Behavior of Biomedical Co-Cr-Mo Alloys", *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*, 29: 417-426. (2014).
- [9] Park J.B., Jung K.H., Kim K.M., Son Y., Lee J.I., Ryu J.H., "Microstructure of as-cast Co-Cr-Mo alloy prepared by investment casting", *Journal of the Korean Physical Society*, 72(8): 947-951, (2018).
- [10] Yamanaka K., Mori M., Kuramoto K., Chiba A., "Development of New Co-Cr-W- based Biomedical Alloys: Effects of Microalloying and Thermomechanical Processing on Microstructures and Mechanical Properties", *Materials & Design*, 55: 987-998. (2014).
- [11] Giacchi J.V., Morando C.N., Fornaro O., Palacio H.A., "Microstructural Characterization of As-Cast Biocompatible Co-Cr-Mo Alloys", *Materials Characterization*, 62: 53-61, (2013).
- [12] Kaiser R., Williamson K., O'Brien C., Ramirez-Garcia S., Browne D.J., "The Influence of Cooling Conditions on Grain Size, Secondary Phase Precipitates and Mechanical Properties of Biomedical Alloy Specimens Produced by Investment Casting", *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*, 24: 53-63, (2013).
- [13] ASTM F75 CoCr Alloy, *Arcam EBM System*
- [14] ASTM F-75, "Standard Specification for Cobalt-28Chromium-6 Molybdenum Alloy Castings and Casting Alloy for Surgical Implants", (2012).
- [15] Alfirano, Agustini, P., & Iwan, S., "Microstructural and Mechanical Characterization of As-Cast Co-Cr-Mo Alloys with Various Content of Carbon and Nitrogen." *Materials Science Forum*, 988: 206-211, (2020).
- [16] Mori M., Yamnaka K., Matsumoto H., Chiba A., "Evolution of Cold-Rolled Microstructures of Biomedical Co-Cr-Mo alloys with and without N Doping", *Materials Science and Engineering A* 528: 614-621, (2010).
- [17] ASTM E-8/8M, "Standard Test Methods for Tension Testing of Metallic Material" (2015), ASM International, Metals Park, OH, USA.
- [18] Kaiser R., Williamson K., O'Brien C., Browne D J., "Effects of Section Size, Surface Cooling Conditions, and Crucible Material on Microstructure and As-Cast Properties of Investment Cast Co-Cr Biomedical Alloy", *Metallurgical and Materials Transactions*, 44A: 5333-5341, (2013).
- [19] Narushima T., Mineta S., Kurihara Y. and Ueda K., "Precipitates in Biomedical Co-Cr Alloys", *JOM*, 65: 489-504, (2013).
- [20] Ramirez-Vidaurre L.E., Castro-Roman M., Herrera-Trejo M., Garcia-Lopez C.V., Almanza-Casas E., "Cooling Rate and Carbon Content Effect On The Fraction of Secondary Phases Precipitate in As-Cast Microstructure of ASTM F-75", *Journal of Materials Processing Technology* 209: 1681-1687, (2008).
- [21] ASM Metals Handbook, Casting, Vol. 2, ASM International, Metals Park, OH, USA., (1990)