

**KOCAELİ ÜNİVERSİTESİ**  
**FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ**

**BİYOMEDİKAL MÜHENDİSLİĞİ**  
**ANABİLİM DALI**

**YÜKSEK LİSANS TEZİ**

**HASSAS DÖKÜM YÖNTEMİYLE BİYOMEDİKAL ALANDA**  
**KULLANILAN 316L PASLANMAZ ÇELİK ÜRETİMİ VE**  
**KAREKTERİZASYONU**

**AYŞE NUR KAYA**

**KOCAELİ 2019**

KOCAELİ ÜNİVERSİTESİ  
FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ



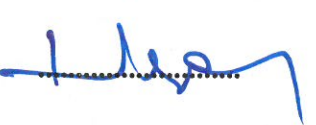
BİYOMEDİKAL MÜHENDİSLİĞİ  
ANABİLİM DALI

YÜKSEK LİSANS TEZİ

HASSAS DÖKÜM YÖNTEMİYLE BİYOMEDİKAL ALANDA  
KULLANILAN 316L PASLANMAZ ÇELİK ÜRETİMİ VE  
KARAKTERİZASYONU

AYŞE NUR KAYA

Doç. Dr. Mustafa TÜRKMEN  
Danışman, Kocaeli Üniversitesi  
Prof. Dr. Özcan GÜNDOĞDU  
Jüri Üyesi, Kocaeli Üniversitesi  
Doç. Dr. Hasan KARABULUT  
Jüri Üyesi, Karabük Üniversitesi

Tezin Savunulduğu Tarih: 22.01.2019

## **ÖNSÖZ VE TEŞEKKÜR**

Bu çalışma boyunca büyük sabır göstererek benden maddi manevi desteğini, bilgilerini ve emeğini esirgemeyen tez çalışmam süresince bana vakit ayırarak her konuda yardımcı olan değerli danışman hocam Doç. Dr. Mustafa TÜRKMEN'e ve eşi Mehtap TÜRKMEN'e teşekkürlerimi sunarım.

Hücre sel testler aşamasında deneylerin yürütülmesini sağlayan, biyoyumluluk gözlemlerinde bizlere vakit ayıran çok değerli hocam Doç. Dr. Halime KENAR'a vermiş oldukları desteklerden ötürü teşekkürü borç bilirim.

Ayrıca tez çalışmamda; analizleri yapılan deney numunesi desteğini sağladıkları için NEV Vakumlu Hassas Döküm Ltd. Şti. yetkililerine teşekkür ederim.

Çalışmalarım ve eğitim hayatım süresince maddi ve manevi her daim yanımda olan canım aileme sonsuz teşekkür ederim. Tez çalışmam boyunca yardımcı olan Gizem ERDOĞAN ve Emre AYKAÇ, arkadaşlarıma ve tezime katkı sağlayan herkese teşekkürlerimi sunarım.

Ocak-2019

Ayşe Nur KAYA

## İÇİNDEKİLER

ÖNSÖZ VE TEŞEKKÜR .....	i
İÇİNDEKİLER .....	ii
ŞEKİLLER DİZİNİ.....	iv
TABLolar DİZİNİ .....	v
SİMGELER VE KISALTMALAR DİZİNİ .....	vi
ÖZET.....	vii
ABSTRACT.....	viii
GİRİŞ .....	1
1. HASSAS DÖKÜM YÖNTEMİ.....	4
1.1. Tarihçesi .....	4
1.2. Hassas Döküm Yöntemi .....	5
1.3. Hassas Döküm Yöntemi İle Üretimin Aşamaları.....	6
1.3.1. Mum model üretimi ve model ağacı oluşturma.....	6
1.3.2. Refrakter (Seramik) kaplama.....	6
1.3.3. Mum eritme .....	7
1.3.4. Döküm .....	7
1.3.5. Kabuk kırma .....	7
1.3.6. Bitirme işlemleri ve parçanın temizlenmesi .....	7
1.4. Hassas Döküm Yönteminin Sınıflandırılması.....	8
1.5. Hassas Döküm Yönteminin Avantajları.....	9
2. BİYOMETALLER.....	11
2.1. Paslanmaz Çelik .....	11
2.2. Paslanmaz Çelik Çeşitleri.....	13
2.2.1. Östenitik paslanmaz çelikler.....	13
2.2.2. Ferritik paslanmaz çelikler .....	13
2.2.3. Martenzitik paslanmaz çelikler.....	14
2.2.4. Çift fazlı (Dubleks) paslanmaz çelikler .....	14
2.2.5. Çökelme yolu ile sertleşmeli paslanmaz çelikler.....	14
2.3. Kullanım Alanları.....	14
2.4. Paslanmaz Çeliğin Avantajları .....	15
2.5. Paslanmaz Çeliklerde Kullanılan Elementler .....	16
2.6. 316L Paslanmaz Çelik.....	17
3. BİYOUYUMLULUK .....	19
3.1. Sitotoksosite Çalışmaları .....	19
4. DENEYSEL ÇALIŞMALAR .....	21
4.1. Deneysel Malzeme Üretimi .....	21
4.2. Mikroyapı Çalışmaları .....	21
4.3. Sertlik Deneyi.....	23
4.4. Hücre Testleri .....	24
4.4.1. SEM için örnek hazırlama .....	28
5. DENEYSEL SONUÇLAR VE TARTIŞMA.....	30
5.1. Mikroyapı Sonuçları.....	30
5.2. Sertlik Sonuçları .....	33
5.3. Hücre Test Sonuçları .....	34

6. SONUÇLAR VE ÖNERİLER .....	45
6.1. Sonuçlar .....	45
6.2. Öneriler .....	45
KAYNAKLAR .....	47
KİŞİSEL YAYIN VE ESERLER .....	52
ÖZGEÇMİŞ .....	53



## ŞEKİLLER DİZİNİ

Şekil 1.1.	Hassas döküm yöntemiyle üretilmiş heykeller.....	4
Şekil 1.2.	Hassas döküm yönteminin aşamaları .....	6
Şekil 1.3.	Hassas döküm üretim aşamaları özet şekil .....	8
Şekil 4.1.	Çeker ocak hedlab .....	22
Şekil 4.2.	Mikroyapı araştırmalarında kullanılan nikon mikroskop.....	23
Şekil 4.3.	Sertlik ölçüm cihazı.....	24
Şekil 4.4.	Alkol ile sterilize edilen numuneler .....	25
Şekil 4.5.	Hücre ekimi .....	25
Şekil 4.6.	Gibco FBS (Fetal bovin serum) .....	26
Şekil 4.7.	Etüv N-Biotek NB203-XL .....	26
Şekil 4.8.	Mikroplaka Okuyucu (Flex Station 3,Moleculer Devices) .....	27
Şekil 4.9.	BAL-TEC SCD-005 Marka püskürtmeli kaplama cihazı .....	28
Şekil 4.10.	JSM-6060 Model taramalı elektron mikroskobu .....	29
Şekil 5.1.	Hassas döküm numuneden alınmış optik mikroskop görüntüsü X100 .....	31
Şekil 5.2.	Hassas döküm numuneden alınmış optik mikroskop görüntüsü X200 .....	31
Şekil 5.3.	316L Ticari numuneden alınmış optik mikroskop görüntüsü X100 .....	32
Şekil 5.4.	316L Ticari numuneden alınmış optik mikroskop görüntüsü X200 .....	33
Şekil 5.5.	316L Malzemelerin sertlik değerleri .....	34
Şekil 5.6.	316L hassas döküm numuneden 1 günlük hücre büyüme testi sonrası alınmış optik mikroskop görüntüsü X500 .....	35
Şekil 5.7.	316L hassas döküm numuneden 1 günlük hücre büyüme testi sonrası alınmış optik mikroskop görüntüsü X1000 .....	36
Şekil 5.8.	316L hassas döküm numuneden 3 günlük hücre büyüme testi sonrası alınmış optik mikroskop görüntüsü X500 .....	37
Şekil 5.9.	316L hassas döküm numuneden 3 günlük hücre büyüme testi sonrası alınmış optik mikroskop görüntüsü X1000 .....	38
Şekil 5.10.	316L ticari numuneden 1 günlük hücre büyüme testi sonrası alınmış optik mikroskop görüntüsü X500 .....	39
Şekil 5.11.	316L ticari numuneden 1 günlük hücre büyüme testi sonrası alınmış optik mikroskop görüntüsü X1000 .....	40
Şekil 5.12.	316L ticari numuneden 3 günlük hücre büyüme testi sonrası alınmış optik mikroskop görüntüsü X500 .....	41
Şekil 5.13.	316L ticari numuneden 3 günlük hücre büyüme testi sonrası alınmış optik mikroskop görüntüsü X1000 .....	42
Şekil 5.14.	1. Gün hücre kültürü sitotoksisite sonucu .....	43
Şekil 5.15.	3. Gün hücre kültürü sitotoksisite sonucu .....	43
Şekil 5.16.	3. Gün sonu hücre sitotoksisite kıyaslaması .....	44

## **TABLolar DİZİNİ**

Tablo 4.1. Deneylerde kullanılan 316L malzemelerin kimyasal bileşimi .....	21
--	----



## SİMGELER VE KISALTMALAR DİZİNİ

C : Santigrat, (°C)

### Kısaltmalar

ASTM : American Society for Testing Materials (Amerika Test Materyalleri Topluluğu)  
C : Karbon  
CoCrMo : Kobalt Krom Molibden  
Cr : Krom  
Fe : Demir  
Ni : Nikel  
Ti : Titanyum  
316L : 316L Paslanmaz Çelik



# HASSAS DÖKÜM YÖNTEMİYLE BİYOMEDİKAL ALANDA KULLANILAN 316L PASLANMAZ ÇELİK ÜRETİMİ VE KAREKTERİZASYONU

## ÖZET

Bu çalışmada, 316L paslanmaz çelik malzemelerin hassas döküm yöntemi ile üretilebilirliği üzerine çalışılmıştır. Metalik biyomalzemeler grubundan yüksek mekanik ve biyouyumluluk özellikleri ile dikkat çeken alaşımlardan 316L paslanmaz çelik birçok medikal ve dış uygulamalarında kullanılmaktadır. Biyomedikal alanda önemli bir yere sahiptir.

Deneysel çalışmalar, hassas döküm yöntemi ile 316L alaşımlarının üretilebileceğini göstermiştir. Mikroyapıya bağlı olarak, sertlik değerleri geliştirilebilen ve kontrol edilebilen özelliklerin önemli bir aşamasını oluşturmaktadır. Bu amaçla hassas döküm yöntemi ile üretimi gerçekleştirilen 316L paslanmaz çelik malzemelerin mikroyapı ve sertlik özellikleri irdelenmiştir. Hücre büyüme testleri yapılarak hassas döküm ile üretilmiş 316L paslanmaz çelik ile ticari 316L paslanmaz çelik üzerindeki hücre gelişimi gözlenmiştir. Her iki malzemeye sitotoksosite uygulanmış bu sayede hücrelerin tutunması ve çoğalmasına göre biyouyumlulukları incelenmiştir.

**Anahtar Kelimeler:** 316L Paslanmaz Çelik, Hassas Döküm Yöntemi, Mikroyapı.

## **316L STAINLESS STEEL PRODUCTION AND CHARACTERIZATION USED IN BIOMEDICAL AREA BY INVESTMENT CASTING METHOD**

### **ABSTRACT**

In this study, the precision casting of 316L stainless steel materials was studied. 316L stainless steel is used in many medical and dental applications due to its high mechanical and biocompatibility characteristics from the group of metallic biomaterials. It has an important place in biomedical field.

Experimental studies have shown that 316L alloys can be produced by precision casting method. Depending on the microstructure, hardness values constitute an important stage of the properties that can be improved and controlled. For this purpose, the microstructure and hardness properties of 316L stainless steel materials produced by precision casting method are examined. Cell growth tests were performed and 316L stainless steel was produced with precision casting and cell growth was observed on 316L stainless steel. Cytotoxicity was applied to both materials, so the biocompatibility of the cells was determined by their attachment and proliferation.

**Keywords:** 316L Stainless Steel, Investment Casting Method, Microstructure.

## GİRİŞ

Güncel çalışmalarla birlikte önemli gelişmelerin sağlandığı bilim dallarından olan biyomalzeme alanında, vücut sıvılarıyla etkileştiğinde uyum sağlayabilen yeni materyallerin geliştirilebilmesi için çalışmaların hızlı bir şekilde devam ettiği görülmektedir. Biyomalzeme biliminin tarihi eski zamanlara dayansa da bu alandaki çalışmalar yakın tarihte başlamıştır[1]. Kullanılan biyomalzemelerin karakteristik özellikleri oldukça önem arz etmektedir.

Biyometaller belirli aralıklarda farklı, uzun süren, değişken ve anlık yükler karşısındaki dayanımları ile dikkat çekmektedir. Bu yüklemeler karşısında uzun süre özelliklerini kaybetmezler. Yapılarındaki güçlü metalik bağlar ve sahip oldukları kristal yapılarından dolayı üstün mekanik özellikler taşırlar. Bu sebeple metal ve metal alaşımlarının biyomalzeme olarak kullanımı yaygındır[1]. Tıbbi uygulamalar için kullanılan biyomalzemelerin çoğu paslanmaz çelik ve titanyum gibi metallere dayanmaktadır. Bu malzemeler, tıbbi kullanım için yüksek çekme dayanımı ve stabilite dahil olmak üzere istenen özellikleri sunabilmektedir[2]. Biyometaller farklı metallerin bir araya getirilmesiyle oluşturulan metallerdir. Birleştirmeye üretilen bu alaşım metallerinden, üretilen parçalarda aranan özellikler; maliyetinin düşük olması, malzemenin hafif olması, yüksek mekanik dayanıma sahip olması, aşınma direncinin ve korozyon direncinin yüksek olması olarak sıralanabilir[3].

Korozyon direnci ve üstün mekanik özellikleri, paslanmaz çeliği, implante edilebilir tıbbi cihazların üretimi için en olası adaylardan biri yapar[4]. Bununla birlikte, tamamen biyouyumlu değildir, ancak literatürde biyouyumluluğu geliştirmeye yönelik çalışmalar mevcuttur. İmplant olarak bilinen ilk metalik biyomalzeme krom nikel paslanmaz çelik implantıdır. Korozyon direnci ve sağlam dayanıklı bir metal olmasından dolayı Vanadyum çeliğinden üretilmiştir. Fakat vanadyum implantının uzun süreli kullanımlarda korozyon dayanımı yetersiz kalmıştır. İçerisindeki krom, nikel ve molibden oranı artırılarak korozyona karşı dayanıklılığı artırılmış olmuştur. Elde edilen bu yeni alaşıma 316 (American Society For Testing And Materials)

paslanmaz çeliği adı verilmiştir.1950'de 316 paslanmaz çeliğinin içerisindeki karbon (C) maksimum %0,08'den %0,03'e indirilerek alaşımın korozyon dayanımının tuzlu su solüsyonuna karşı daha iyi olduğu belirlenmiştir.

C oranı %0,03'e düşürülmüş olan CrNi paslanmaz çeliğine ASTM 316L çeliği adı verilmiştir. 316L, düşük maliyetli olması, iyi mekanik özellikler ve korozyon direnci göstermesi, kolay işlem görmesi, iyi korozyon direnci ve daha geniş kullanılabilirlik gibi avantajları sayesinde ortopedik implantlarda tercih sebebi olmaktadır[5,6]. Çeliğin içerisindeki nikel insan vücudu için toksik bir element olmasıyla bilinir[7,8]. Bundan dolayı nikel içermeyen alaşımı üretmek amacıyla çeşitli araştırmalar yapılmıştır. Düşük C'lu ve az miktarda Mo içeren 316L grubunun oyuklu korozyona karşı dirençli olduğu literatürde belirtilmiştir[9]. Düşük maliyet, yüksek mukavemet gibi üstün özelliklerine ek olarak, oyuklu korozyon riskinin en aza indirilmesi ve dolayısıyla vücuda Ni salınımının önlenmesiyle de 316L ortopedik implantlarda ve günümüzde yaygın şekilde kullanılmaktadır.

Çalışmada üretim yöntemi olarak tercih edilen, ilk uygulamaları çok eski tarihlere dayanan hassas döküm yöntemi, günümüzde kullanılan modern üretim teknikleri içerisinde de kullanılmaya devam etmekle birlikte oldukça önemli bir yere sahiptir. Hassas döküm yöntemi ile üretim, işlenmesi zahmetli üretilmesi zor parçaları tek seferde üretmek için tercih edilen bir döküm yöntemidir[10].

Metal döküm teknikleri karmaşık yüzeyli ürünlerin üretimine imkan sağladığı için geçmişten beri düşünülmekteydi. Ancak bu seçenek, döküm malzemesi, haddelenmiş bir malzemeye kıyasla nispeten gözenekli bir malzemeyle sonuçlandığından döküm malzemesinin uygun olmadığı düşünülmüştür. Ayrıca daha kaba taneli ve döküm sırasında yerçekiminden dolayı homojen dağılmayan mikroyapılar oluşması da diğer bir tercih edilmeme sebebidir. Ancak yapılan araştırmalar başlangıç malzemesi olarak döküm malzemesinin kullanılması ve daha sonra sıkıştırılması, malzemenin porozitesini büyük ölçüde azalttığını ve dövme malzemedeki işlenmiş ürüne kıyasla mukavemeti arttırdığını göstermiştir[11]. Bu nedenle, döküm paslanmaz çelik, cerrahi implant olmak üzere bitmiş bir ürüne dönüştürülebilir hale gelmiştir.

Metalik biyomalzemeler grubundan 316L Paslanmaz çeliklerin, haddeleme vb. yöntemler ile ticari olarak üretimi ve biyouyumluluk davranışları ile ilgili çalışmalara

literatürde rastlanmasına rağmen hassas döküm yöntemi ile üretilen 316L malzemeler ile ilgili çalışmaların olmadığı tespit edilmiştir.

Dolayısı ile bu çalışmanın konusu, 316L paslanmaz çelik alaşımlarının hem hassas döküm hem de ticari olarak temin edilen haddeleme ile üretilmiş malzemeler kullanılarak üretim yönteminin biyouyumluluk davranışı üzerine etkisinin araştırılmasını içermektedir. Bu çalışmada farklı yöntem ile üretilen 316L malzemelerin mikroyapı, sertlik testleri yapılırken, üretim yöntemine bağlı olarak biyouyumluluklarında meydana gelen değişim hücre büyüme test uygulamaları ile belirlenmeye çalışılmıştır.

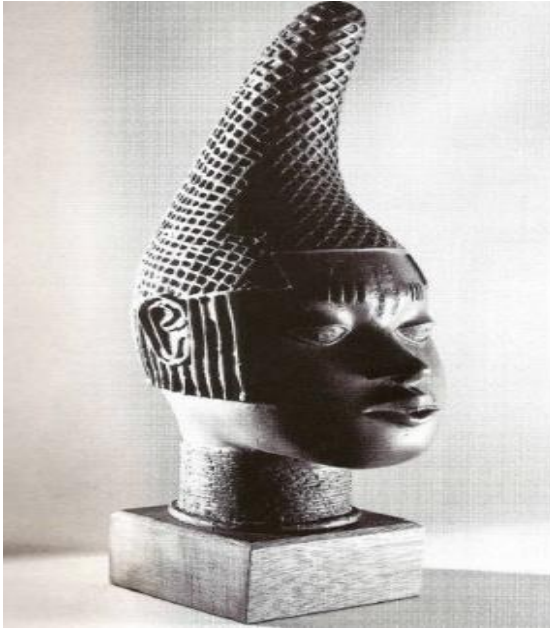


## 1. HASSAS DÖKÜM YÖNTEMİ

### 1.1. Tarihçesi

Hassas döküm yöntemi, İngilizce kelime anlamı olarak "Investment Casting", "Ceramic Shell Casting" (seramik kabuk dökümü), olarak bilinir. Hassas döküm yöntemi, "kaybolan mum" ismiyle de adlandırılmaktadır ve geçmişi eski çağlara dayanmaktadır[12]. Hassas döküm yöntemine "kaybolan mum" adı verilmesinin sebebi, dökümü yapılacak parçanın önce mumdan modelinin şekillendirilmesi sonra da ısıya dayanıklı bir malzemeyle kaplanarak bir kalıp oluşturulması ve kalıbın ısıtılmasıyla içerisindeki mumun eriyerek kaybolmasından kaynaklıdır[13].

Hassas döküm yönteminde bilinen en eski kaynak (Schedula Diversarum) Theopilus Kilise yönetim kurulu üyesi olan bir keşiş tarafından, hassas dökümü tarif eden nasıl yapıldığı ve uygulanışı konusunda üretim süreçleri hakkında bilgi veren bir kaynaktır. Hassas döküm yöntemiyle üretilmiş tarihi Medusa heykelini Benvenuto Cellini, İtalya'da üretmiştir[14]. Şekil 1.1'de hassas döküm yöntemiyle yapılmış heykel örneklerine yer verilmiştir.



Şekil 1.1. Hassas döküm yöntemiyle üretilmiş heykeller

Hassas döküm yöntemi 19. yüzyılın sonlarına doğru modern bir endüstriyel sürece girmiştir ve dişçilik alanında kullanılmaya başlanmıştır. 1901 yılında, Amerika asıllı diş hekimi Tagart, dolgu malzemesini hassas döküm yöntemi ile üretmiştir. İçi oyulmuş diş boşluğuna mum doldurup orijinal biçimini vererek bir düzeltme yapmış sonra, mum modeli alıp, ısıya dayanıklı bir dolgu seramiğine gömüp ısıtarak içindeki mumu uzaklaştırdıktan sonra, kalan dolgu boşluğuna tam olarak bilinmeyen hava basıncıyla ya da merkezkaç kuvvetli bir makina kullanarak metal akıtılması şeklinde olmuştur. Bu nedenle dişçilikte protez yapımı ve kuyumculuk alanında hassas döküm yönteminin kullanımı "santrifüj döküm" olarak da bilinmektedir[16, 17].

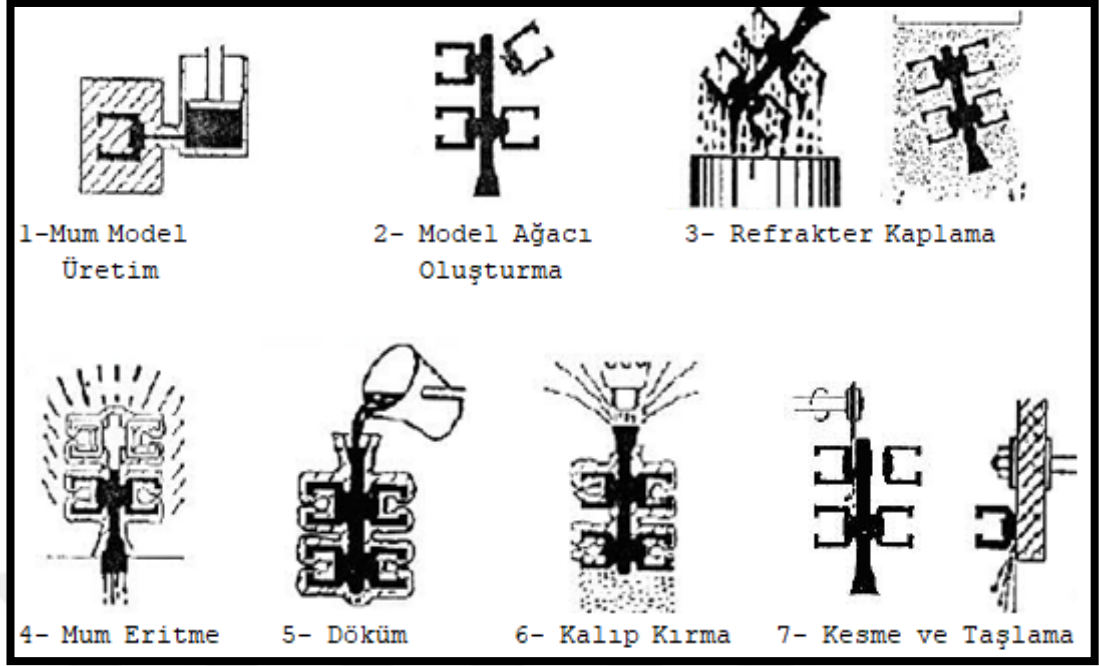
Günümüzde metal parça üretiminin olması gerektiği hemen her endüstri alanında hassas döküm yönteminden yararlanılmaktadır. Elektronik parçalarda, mikrodalga fırın içerisinde, silah parçası olan tetik, tabanca, tüfek gövdelerinde, dürbün ve benzer parçaların üretiminde kolayca kullanılmaktadır[18].

Hassas döküm yöntemi, küçük boyutlu çok çeşitli şekil ve detaya sahip parçaların dökümünü imkanı kılmaktadır[19].

Diğer bazı döküm yöntemlerinden ne kadar fazla maliyetli görünse de, hassas döküm yöntemi küçük parçalarda, alaşımın sert veya işlenmesinin zor olduğu küçük ölçülerde mükemmel yüzey istenen durumlarda düşük maliyetli çözümler üretmektedir[17].

## **1.2. Hassas Döküm Yöntemi**

Yöntemin hassaslığı kullanılan harcanabilen modelden gelmektedir. Modeller, düşük ergime sıcaklığına sahip ve kolay şekillendirilebilen genellikle mum veya benzeri bir plastik esaslı malzemedен üretilmektedir. Şekil 1.2’de Hassas döküm yönteminin temel aşamaları görülmektedir.



Şekil 1.2. Hassas döküm yönteminin aşamaları [20]

Model ertitilerek kalıptan uzaklaştırıldığı için kalıplarda ayırma yüzeyi bulunmaz, Kullanılan model ve kalıp malzemelerine bağı olarak yüzey kalitesi ve boyutsal hassasiyet geleneksel kum kalıba döküm yöntemlerine göre yüksektir. Hassas döküm, son veya son şekle yakın bir üretim sağladığı için döküm sonrası işlemleri en aza indirger[10].

### 1.3. Hassas Döküm Yöntemi İle Üretimin Aşamaları

#### 1.3.1. Mum model üretimi ve model ağacı oluşturma

Metalden dökülmesi istenen parçanın öncelikle mum veya benzeri maddelerden modeli hazırlanır. Mümkün olduğu kadar benzer şekilde boyutta ve ağırlıkta olan modeller aynı ağaca dizilmelidir. İnce modeller ile kalın modeller aynı model ağacına yerleştirilmemelidir. Dökümden sonra soğuma ve büzülme tahmini yapılarak model biraz büyük hazırlanır. Oluşturulan mum modeller gövdeye tutturulur [21].

#### 1.3.2. Refrakter (Seramik) kaplama

Üretilen salkım modeller seramik çamur banyosuna daldırılarak kaplama işlemi tamamlanır. Yağmurlama kabiniinde salkımlar refrakter tozla kaplanır. Uygun kabuk kalınlığı elde edilene kadar işlem tekrarlanır[21].



### **1.3.3. Mum eritme**

Seramik kaplama kurduktan sonra mum boşaltılarak döküme uygun hale getirilir. Dışı sert seramik kaplı parça fırınlanıp mum model eritilerek dışarı çıkartılır. Seramik yüksek sıcaklığa dayanıklı olduğundan şekli bozulmadan kalır. Yüksek sıcaklıktan dolayı mum modelin akarak çıkmayan kısımları da buharlaştırılır. Fırın sıcaklığı arttırılır. Seramik kabuk pişirilerek metale dayanıklı hale getirilir[21].

### **1.3.4. Döküm**

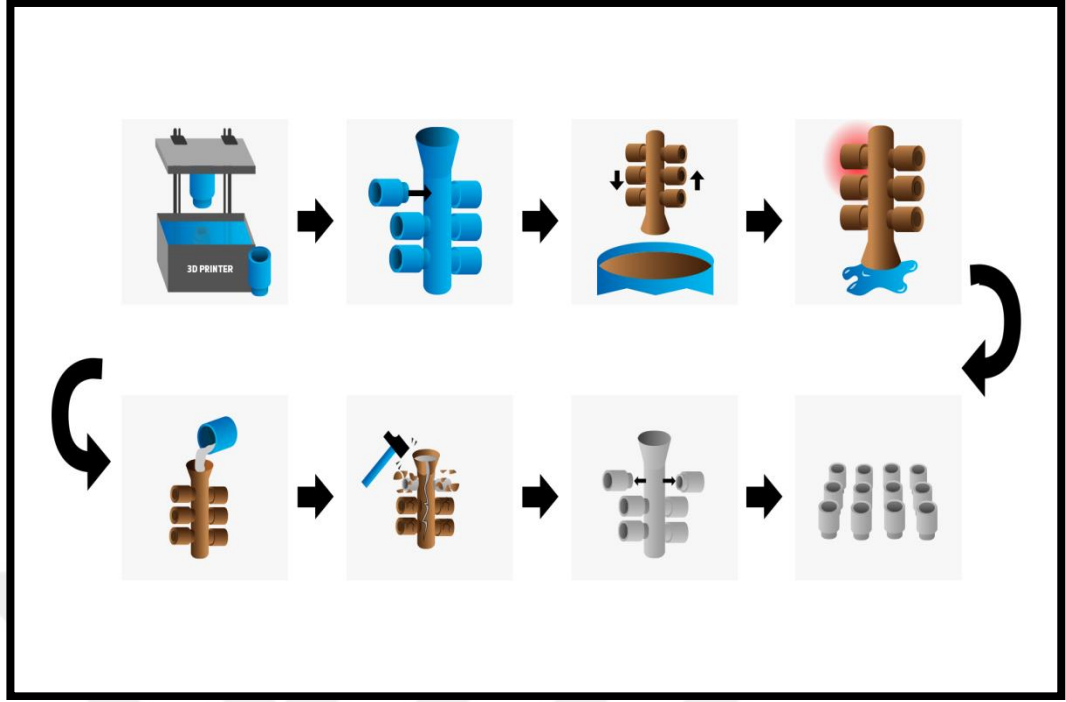
Mum salkımdan kalan seramik kalıpların boşluğuna ergimiş metalin dökülmesi sağlanır.

### **1.3.5. Kabuk kırma**

Metal soğuyup katılaştıktan sonra seramik kabuk kırılarak parça ortaya çıkarılır. Kalıptaki boşluğu dolduran ergimiş metalin soğuyup tekrar katı hale dönüşümünden sonraki safhadır. Katılaşma, metalin karakteristik özelliklerine bağlı olarak değişiklik gösterebilir. Bu olay çekirdeklenme ile başlar. Oluşan çekirdeklere sıvı atomlarının eklenmesiyle tane büyümesi olarak devam eder[21].

### **1.3.6. Bitirme işlemleri ve parçanın temizlenmesi**

Parçalar gövdeden kesilerek ayrılır. Gerekli çapak temizleme yüzey parlatma sonrası metal parçalar yolluktan ayrılır. Gerekli taşlama işlemi yapılır. Son kalite testi sonrası imalat tamamlanmış olur. Şekil 1.3'te Hassas döküm üretim aşamaları kısaca özetlenmiştir.



Şekil 1.3. Hassas döküm üretim aşamaları özet şekil [22]

Mumdan yapılmış model salkım, 1000 °C'yi geçen yüksek sıcaklıklarda eriyen metal malzemelerin dökümü için öncelikle refrakter çamura daldırılır. Ön kaplamadan sonra, model salkımı derece içinde refrakter bir karışımla kalıplanır. Kalıplar kaplama işleminden sonra ters çevrilerek 95 ile 150 °C sıcaklığa kadar ısıtılarak içeride eriyen mumun dışarı çıkarılması sağlanır[23,24].Metal döküm işlemi sonrası soğuyan metalin daha sonra parçalara ayrılarak temizleme ve parlatma işlemi yapılır.

#### 1.4. Hassas Döküm Yönteminin Sınıflandırılması

Hassas döküm yönteminin bilinen iki metodu vardır. Bunlar;

- 1-Seramik kabuk kalıplama
- 2-Dereceli kabuk kalıplamadır[23].

Her bir metotda da geçerli olan temel işlemler, mum modelin hazırlanması, seramik kabuğun yapımı, kabuk içindeki mumların eritilerek akıtılması, kabukların pişirilmesi ve ergimiş metalin dökümüdür. Döküm sonrası isteğe bağlı olarak değişen diğer işlemler uygulanabilmektedir (Kaplama, ısıl işlem, talaşlı imalat vs.)[16,18].

Karbon çelikleri, alaşımlı çelikler, paslanmaz çelikler ve ısıl işleme dayanıklı dirençli alaşımların dökümünde seramik kabuklu hassas döküm yöntemi, sıkça tercih edilmektedir. Modeller bu yöntemde, sıvı içerisinde süspansiyon halde olan seramik tozundan oluşan çamur içine daldırılır, seramik kaplı ıslak yüzeye, kuru refrakter taneleri, akışkan yatak içerisinde veya başka bir yöntem kullanılarak püskürtülüp yapışarak kaplanması sağlanır. Ön kaplama adı verilen başlangıçtaki kaplamada daha çok ince öğütülmüş küçük tanelerden oluşan çamur kullanılır ve böylelikle düzgün pürüzsüz bir yüzey elde edilir. Ön kaplama ne kadar düzgün olursa, döküm yüzeyinin düzgünlüğü de o derece iyi olur[23,24].

Kısaca dereceli hassas döküm yöntemini özetleyecek olursak uygulama demir esaslı ve demir esaslı olmayan alaşımlar için farklı iki şekilde yapılır. Demir esaslı alaşımlarda ve döküm sıcaklığı yüksek demir dışı alaşımlarda, kalıp malzemesi 1100 °C'lere kadar bozulmadan dayanabilmelidir. Demir dışı alaşımlar için kullanımı mümkün olan alçı, demir esaslılarda bağlayıcı veya refrakter malzemesi olarak uygun şekilde kullanılamaz. Demir dışındaki alaşımlar için modelde ön kaplamaya ihtiyaç duyulmazken, demir esaslılarda ön kaplama yapılması gerekir. Modelin yerleştirildiği derece içerisine hazırlanan seramik çamurunun dökülmesi ile kalıp tek kademe yapılır. Dereceli yöntem hala kullanılmakla beraber kabuk hassas döküm yöntemi daha popülerdir[20].

### **1.5. Hassas Döküm Yönteminin Avantajları**

Hassas döküm, dökümü zor olan kompleks şekilli ve küçük parçaların dökümünü mümkün kılar, diğer döküm yöntemlerine kıyasla, kullanılan kalıp malzemesi ve tekniği, üretilen parçanın boyutsal doğruluğunu artırır ve daha düzgün istenen yüzey özelliklerinin oluşturulmasını sağlar. Parça üstündeki toleranslara uygun delik, kanal, kama kanalı, yazı, gravür, diş, hatta bazı durumlarda vidalar bile dökülebilmeye olanak sağlayarak, malzemenin seçiminde büyük serbestlik tanınmasıyla öne çıkar. Ergitilebilen ve dökülebilen bütün metallerde uygulanabilir niteliktedir. Parçanın birden çok metal içerdiği durumlarda da kullanılabilir olması dolayısıyla tüm mühendislik ihtiyaçlarına cevap vererek üretimi mümkün kılmaktadır[25-27]. Talaşlı imalat yöntemiyle üretimi çok zor kompleks şekilli parçaların üretiminde zamandan tasarruf sağlar ve tek seferde çoklu üretim imkanı sunar. Talaşlı imalat yerine hassas döküm yöntemi tercih edildiğinde üretimin kapasitesi % 90 artış göstermektedir.

Üretimdeki tek yatırımın mum enjeksiyon kalıbı için olup karmaşık yapılar göz önüne alındığında maliyetlerinin düşük olduğu bilinmektedir. Hassas döküm yöntemi sayesinde, klasik döküm yöntemlerine göre oldukça dar ölçü toleransları ile daha ince yapılı oldukça düzgün yüzeyler elde edilmekte, daha küçük tane yapısı ve dağılımı ile daha yüksek mukavemet elde edilmesi mümkün olabilmektedir[28-29].



## **2. BİYOMETALLER**

Metalik malzemeler; mekanik dayanımı yüksek, kolay şekillendirilebilen, aşınma ve kırılmaya dayanımlı olduklarından dolayı biyomalzeme alanında kullanımı yaygın materyallerdir[30].

Metalik biyomalzemeler kas-iskelet sisteminde mekanik koşullara en iyi uyum sağlayan malzemelerdir. Belirli sınır değerler içerisinde, ağır, uzun süreli, değişken ve ani yüklemelere karşı özelliklerini muhafaza edebilen dayanıklı malzemelerdir. Metalleri diğer malzemelerden üstün kılan kristal yapıları ve yapılarındaki metalik bağlarıdır. Bu sebepten biyometaller biyomalzeme alanında sıklıkla tercih edilirler. Bir yandan ortopedik uygulamalarda eklem protezi olarak kullanımı mümkün iken diğer yandan da kemik yenileme materyali olarak kullanılır. Yüz ve çene cerrahisinde, örneğin diş implantı gibi veya kalp-damar cerrahisinde yapay kalp parçaları, kateter, vana, kalp kapakçığı gibi alanlarda kullanılabilir[31].

316L düşük karbon alaşımlı Paslanmaz Çelik, Vitalyum, Gümüş, CoCrMo alaşımları, Ti ve Ti alaşımı malzemeler; süneklik, darbe ve aşınmaya karşı yüksek mekanik mukavemet davranışı gibi avantajları sayesinde genellikle yapay kalça protezi, kemik plakaları ve vidaları, kalp pilleri, stentler ve diş implantlarının üretiminde yaygın kullanılan metalik biyomateryallerdendir[32].

### **2.1. Paslanmaz Çelik**

Mühendislik uygulamalarında sıklıkla tercih edilen paslanmaz çelikler malzeme grupları içerisinde vazgeçilemez hale gelmişlerdir, kullanımları oldukça yaygındır. Paslanmaz çelikler, 1913 yılında, tüfek namluları için çeşitli metalleri bir araya getirerek deneyler yapan, çeliklerin bazılarının paslanmaya karşı dirençli olduklarını fark eden Harry Brearley tarafından keşfedilmiştir. Çeşitli mekanik üstünlükleri, dayanımları ve uygulama kabiliyeti yüksek, biyoyumlu metaller olduğundan hayatımızdaki yeri oldukça fazladır. Çok çeşitli uygulamalarda, çeşitli sektörlerde kullanım alanına sahiptirler.

Bu uygulamalar, pişirme gereçleri, sağlıkta implant ve mobilya ürünü gibi alçak uçtan, uzay araçları gibi çok sofistike ürünlere kadar uzanmaktadır[33]. Paslanmaz çelikler günlük yaşamda her yerde bulunmasından dolayı, tüm uygulamalarını sıralamak imkansız hale gelmiştir[34].

“Çelik” kelimesi, malzemenin demir esaslı malzeme olduğunu ifade ederken, “paslanmaz” sıfatı ise normal çeliklerden üstün olduğunu, çelikler için hassas ortamlarda (nispeten saf, kuru havada) lekelenme, paslanma veya aşınma olmadığını gösterir. Çeliklerin paslanmaz olması için, alaşıma ağırlıkça krom elementi katılmalıdır. İlk üretilen paslanmaz çelik alaşımları, içlerinde en az % 10,5 krom katılarak elde edilmiş alaşımlar olarak bilinir. Yüzeylerinde meydana gelen ince ve yoğun kromoksit tabakası, çeliğin korozyona direncini arttırmakta dayanımını yükseltmektedir ve oksidasyonu önlemeyi sağlamaktadır.

Ancak, daha korozif ortamlarda (örneğin, nemli ortamlarda veya kirli ortamlarda) çukurlaşma ve paslanmayı durdurmak için daha yüksek Cr içerikleri yanısıra karbon, nikel ve molibden gibi elementler de eklenmelidir. Bu şekilde atmosferik ortamda bozulmazlar ve uzun süre kullanılabilirler. Örneğin östenitik paslanmaz çelikten (ticari adı Nirosta) yapılmış olan Chrysler binasının tacı, bina 1930 yılında tamamlanmış olmasına ve deniz kenarına yakın olmasına rağmen, günümüzde hala parlamaktadır. Paslanmaz çelikler ayrıca yüksek sıcaklıktaki mekanik özelliklerde sıradan çeliklerden daha iyi performans gösterirler. Diğer metallere göre ısıya dayanıklılıkları, yüksek sıcaklıklarda mukavemet ve sertlik tutumu çok daha iyidir [35,36].

Paslanmaz çeliklerin çeşitleri ve özellikleri çok uzun bir süre boyunca kapsamlı bir şekilde incelenmiş ve literatürde çokça bahsedilmiştir. Paslanmaz çeliklerde üç ana tip mikroyapı bulunmaktadır, bunlar ferritik, östenitik ve martensitiktir. Bahsedilen mikro yapıların çelik kimyasının ayarlanmasıyla elde edilebilirliği mümkündür. Bu üç ana mikro yapıdan, paslanmaz çelikler birkaç sınıfa daha ayrılabilir[33,37]. Bunlar: 1. ferritik paslanmaz çelikler, 2. östenitik paslanmaz çelikler, 3. martensitik paslanmaz çelikler, 4. dubleks paslanmaz çelikler 5. Çökeltmeyle setleştirilmiş paslanmaz çelikler ve 6. Mn-N katkılanmış östenitik paslanmaz çelikler olarak sınıflandırılabilir. Paslanmaz çeliklerin farklı sınıfları farklı özelliklere sahiptir.

Örneğin, östenitik paslanmaz çelikler oda sıcaklığında manyetik değilken, martensitik ve ferritik levhalar ferromanyetiktir.

## **2.2. Paslanmaz Çelik Çeşitleri**

Endüstride sıkça tercih edilen paslanmaz çelikler, kendisini meydana getiren, içerisindeki elementlerin miktarına göre özellik kazanmaktadır. Östenit ve ferrit arasında sıralanmaktadır. Farklı çelik çeşitleri aşağıda belirtilmektedir[38,39].

### **2.2.1. Östenitik paslanmaz çelikler**

Östenitik paslanmaz çelikler diğer paslanmaz çeliklere göre korozyon dayanımı yönünden daha iyidir. Tüm paslanmaz çeliklerin içerisinde östenik üretimi %70 oranındadır. En geniş kullanım alanına sahip çelik olmakla birlikte içerisindeki temel elementleri krom ve nikelidir. Bu alaşımlar, geniş bir sıcaklık aralığında sahip oldukları yüksek tokluk ve yüksek dayanım değerleri ile ön plana çıkarlar[40]. Östenitik Cr-Ni içeren paslanmaz çeliklerin korozyon dayanımı ferritik kromlu çeliklere ve martensitik kromlu çeliklere göre daha iyidir. İç yapısının da östenit olmasından dolayı ferritik paslanmaz çeliklerde meydana gelen önemli sorunlardan geçiş sıcaklığı altındaki gevrekleşme olayına östenitlerde rastlanılmaz. Yüksek sıcaklıklarda ve sıfırlı sıcaklık değerlerinde korozyon dayanımı ile dikkat çeken östenitik paslanmaz çelikler züccaciye, konteyner, endüstriyel borulama ve kaplar, mimari cephe ve inşaat yapıları alanları da dahil pek çok kullanım alanına sahiptir[41].

### **2.2.2. Ferritik paslanmaz çelikler**

Keşfedilmelerinin ardından ilk geliştirilen paslanmaz çelik türlerinden biri olmalarından dolayı endüstride sıkça tercih edilen çeliklerdendir. İçerisindeki alaşım elementlerinden özellikle karbonun(C) miktarına bağlı olmakla birlikte manyetik özellik sergilerler, soğuk veya sıcak haddelenebilme özelliğine sahiptirler. Tokluk değerleri, süneklik değerleri ve korozyon dirençleri normal durumlarında maksimum değerdedir. Talaşlı imalat kabiliyetleri ve korozyona karşı dayanımları martensitik kromlu paslanmaz çeliklere göre daha iyidir. Ferritik kromlu paslanmaz çelikler, pahalı ve önemli bir element olan nikeli içerisinde bulundurmazlar[42].

### **2.2.3. Martenzitik paslanmaz çelikler**

Yüksek sıcaklıklarda östenitliği artan, içerisinde %11,5'ten fazla krom elementi bulunduran ve uygun bir soğutma işlemi ile iç yapıları oda sıcaklığında martenzitik hale gelen paslanmaz çelik çeşitidir. Martenzitik çelikler yaklaşık 1000C' de tamamıyla östenitik özellik kazanırlar.

### **2.2.4. Çift fazlı (Dubleks) paslanmaz çelikler**

Akma mukavemetleri diğer çelik türlerine göre daha iyidir. Fakat klorlu ortamlardaki düşük korozyon dirençleri endüstride kullanımını düşürmektedir. Bu da korozyon direnci ve mukavemetlerinin geliştirilmesi gerektiğini göstermektedir[38].

### **2.2.5. Çökeltme yolu ile sertleşmeli paslanmaz çelikler**

Çökeltme sertleşmeli paslanmaz çelikler bakır, molibden, niyobyum, titanyum ve alüminyum gibi alaşım elementleri içeren, bu elementlerin bir veya birkaçının etkisi ile çökeltme sertleşmesi gösteren Fe-Cr-Ni' li paslanmaz çelikler ailesinin bir grubudur. Bu çelik grubu standart değerlerinde kolay işlenebilme kabiliyetine sahiptir. Isıl işlem uygulanarak mekanik özellikleri geliştirilebilir[38,39].

## **2.3. Kullanım Alanları**

Özellikle ikinci dünya savaşından sonra gelişen endüstriye bağlı olarak, çeliklerin kullanımı, deniz-kara taşıtları, akaryakıt ve doğalgaz boru hatları, enerji santralleri, derin deniz üstü yapılar ve benzeri gereksinimleri karşılamak amacı ile giderek artış göstermiştir [27]. Kimya sanayi sektöründe, ısı değiştiricilerinde, buhar kazanlarında, endüstriyel mutfak tesislerinde, meyve suyu üretim tesislerinde, et işleme ve stok ve nakil depolarında, mimaride asitli ve tuzlu ortamlarda ve dış cephe kaplamalarında kullanılır[39].

Biyomedikal mühendisliğinde biyouyumluluk ve mekanik özellikleri nedeniyle paslanmaz çelik, titanyum ve kobalt-krom-molibden (CoCrMo) alaşımı en çok kullanılan malzemelerdir[43,44,30]. Kardiyovasküler, ortopedi, diş hekimliği, cerrahi uygulamalarında kullanılan implantların çoğu paslanmaz çelikten yapılmıştır. 1920'lerde paslanmaz çeliğin kemik implantı olarak tanıtımıyla klinik kullanımı genişlemiştir[43].



Çeşitli uygulamaların ardından kemik implantı malzemesi olarak paslanmaz çelik yaklaşık yüzyıl boyunca kullanılmıştır[46]. Hem kalıcı (yapay eklemler) hem de geçici implant olarak (plaklar, medüller çivi, vidalar, iğneler, sütürler ve çatlakların tespitinde kullanılan çelik ipler ve ağlar) kullanım alanı bulmuştur[47]. Yaygın olarak kullanılan iki metalle karşılaştırıldığında, paslanmaz çelik daha düşük maliyete sahiptir ve gelişmekte olan ülkelerde halen sıklıkla tercih edilmektedir[48].

#### **2.4. Paslanmaz Çeliğin Avantajları**

Paslanmaz çeliklerin tercih edilmelerindeki en önemli sebepleri; imalat kolaylığı, mekanik dayanıklılığı, yüksek ve düşük sıcaklıklara dayanımlı olması, korozyona karşı dayanıklılık, yüzey görünümleri, hijyen özellikleri ve kullanılabilir sürelerinin fazla olması olarak sıralanabilir.

**Paslanmaz Çeliklerin üretim Kolaylığı:** Paslanmaz çeliklerin hemen hemen neredeyse tamamı kesme, kaynak, sıcak ve soğuk şekillendirme ve talaşlı imalat işlemleri ile kolaylıkla şekil alabilmektedir.

**Mekanik Dayanıklılık:** Paslanmaz çeliklerin büyük çoğunluğu soğuk şekillendirme ile pekleşerek bu şekilde dayanımın artmasıyla tasarımlarda malzeme kalınlıkları azaltılarak parça ağırlığı azaltılabilirken maliyetin düşmesi sağlanabilir. Bazı paslanmaz çelik türlerinde ise ısıl işlemler ile malzemeye yüksek dayanım kazandırma imkanı vardır.

**Yüksek ve Düşük Sıcaklıklara Dayanım:** Bazı paslanmaz çelik türlerinde, yüksek sıcaklıklarda dahi tufallenme ve malzemenin mekanik dayanımında önemli düşüş görülmez ve gevrekleşme meydana gelmez.

**Korozyon Karşı Dayanıklılık:** Bütün paslanmaz çeliklerin diğer metallere oranla korozyon dayanımı yüksektir. Düşük alaşımlı türleri atmosferik korozyona, yüksek alaşımlı türleri asit, alkali çözeltiler ile klorür içeren ortamlara dahi dayanıklılık sağlar. Paslanmaz çelikler ayrıca yüksek sıcaklık ve basınçlarda da kullanılabilirlerdir.

**Yüzey Görünümü:** Paslanmaz çelikler çok farklı yüzey kalitelerinde üretilebilirler. Yüzeylerin görünümü, kalitesi, bakımı kolay olduğundan uzun süre korunabilir yapıdadır.

Hijyen: Paslanmaz çeliklerin kolay temizlenebilir olması, bu malzemelerin hastane, mutfak, gıda ve ilaç sanayinde yaygın olarak kullanılmasına olanak sağlar[49].

Kullanılabilme Süresi: Paslanmaz çeliklerden imal edilen parçaların tüm kullanım süresi dikkatle incelendiğinde korozyon ve yüksek sıcaklık dayanımı da göz önüne alındığında ekonomik malzemelerdir[49].

## **2.5. Paslanmaz Çeliklerde Kullanılan Elementler**

Karbon (C); Ferritikliği arttıran elementtir. Yüksek mukavemet gerektiren alaşımlarda sertleştirme ve mukavemet artırıcı etki için kullanımı artırılabilir[50].

Krom (Cr): Karbür ve Ferrit özelliğinin artırılmasını sağlar. Korozyon ve tufalleşme direncini veren alaşım elementi olarak bilinir. Paslanmaz çeliklerde yüksek sıcaklıkta mukavemete bilinen olumsuz bir etkisi yoktur.

Nikel (Ni); Östenitikliği arttıran ve dengeleyici elementtir. Yüksek sıcaklıklardaki tane büyümesini önlemek amacıyla kullanılır. Ni mukavemeti artırır. Sıfırlı sıcaklık değerlerinde kaynak metalinin tokluğunu olumsuz yönde etkiler.

Mangan (Mn); Östenitliği arttıran elementlerdendir. Çatlama direncini yükseltmeye yarayan elementtir.

Alüminyum (Al); Kullanımı ferritikliği artırır. Yüksek sıcaklıkta tufalleşme direncini artırır. Bazı yüksek mukavemetli alaşımlara Titanyum ile birlikte katıldığında yaşlanma sertleşmesini düşürür. Nitrürlüğü artırır. Kaynak metalinde yapıyı sertleşmez hale getirir.

Niyobyum (Nb); Karbür yapıcı özelliğine sahiptir. Östenitik paslanmaz çeliklerin krom karbür çökmesine karşı dengeleme sağlar. Yüksek mukavemetli bazı alaşımlara sertliği ve mukavemeti etkilemek için eklenmektedir. Bazı martenzitik paslanmaz çelik türlerine karbonu bağlayarak, çeliğin sertleşme eğilimini azaltmak amacıyla kullanılır.

Azot (N): Yüksek kromlu ve az karbonlu çeliklerde yüksek sıcaklıklarda tane büyümesini önlemek için katılır. Mukavemeti artırır. S, P ve Se elementlerinden biri kullanılarak Mo veya Zr elemnti ile kullanılarak paslanmaz çeliğin talaşlı imalata yatkınlığını arttırlar. Üç element de kaynak metalinde çatlamaı artırıcı etki yapar.

Silisyum (Si): Ferritlikliđi arttırır. Östenitik paslanmazlarda korozyon dayanımını arttırmak amacıyla alaşıma eklenir. Yüksek sıcaklıkta tufalleşme direncini yükseltir. Karbürizasyon dayanımını arttırma amaçlı eklenir.

Titanyum (Ti): Krom karbür çökmesini önlemek amaçlı kullanılan elementtir. Mukavemet ve sertlik arttırıcı, etkilerinden dolayı kullanılır. Bazı yüksek mukavemetli ve ısıya dayanıklı alaşımlarda yaşlanma sertleşmesini etkilemek için Al ile birlikte eklenir.

Tungsten(W): Ferrit yapıcı özelliği vardır. Mukavemeti ve sürünme direncini yükseltmek amacıyla eklenir.

Fe-Cr sistemi, paslanmaz çelik grubunun temel elementidir. Krom, kübik hacim merkezli kristal kafes (KHM) sistemine sahip ferrit malzemeyi kararlı kılar[50].

## **2.6. 316L Paslanmaz Çelik**

316L, 316 kalite östenitik paslanmaz çelik ailesindedir. Bu grup metal özelliklerini taşır ve bunlara ek olarak taneler arası korozyona ve gerilmeli korozyon çatlağına dayanımı son derece yüksektir. Eşsiz kombinasyon sağlama özelliği ve mekanik üstünlükleri vardır. 316L Paslanmaz Çelik biyo-uygulamalar içerisinde sıklıkla tercih edilen yaygın kullanım alanına sahip malzemelerdendir[42].

316L, 1950 yılında, 316 paslanmaz çeliğin, karbon içeriğinin korozyon riskini azaltmak için % 0,08'den maksimum% 0,03'e kadar azaltılmasıyla üretilmiş olup 316' nın korozyona direnç özelliğinin iyileştirilmesiyle elde edilmiş biyouyumlu metaldir[51]. "L" İngilizce düşük anlamına gelen "low" kelimesinden gelmektedir[52]. Karbon oranının düşük olması sebebiyle yüzeyde krom-karbür çökmesi oluşma ihtimali daha düşüktür ve bu sebeple korozyon dirençleri yüksektir. Paslanmaz çelikler vücut içerisinde implant olarak kullanılırken yüzeydeki krom tabakasında çatlaklar oluştuğunda malzemenin korozyona uğradığı ve vücut içerisine iyon salındığı durumlar geçmişte olmuştur.

Özellikle nikel insan vücudu için oldukça toksik bir element olmasıyla bilinir. Bu sebeple nikel içermeyen alaşımı üretmek için çeşitli araştırmalar yapılmıştır.

Ancak düşük karbonlu ve az miktarda molibden içeren 316L grubunun özellikle oyuklu korozyona karşı dirençli olduğu literatürde belirtilmiştir[53]. AISI 304 'ün kullanılmadığı klor içeren ortamlarda kullanılabilme kabiliyeti sağlarlar[54].

Düşük maliyet, yüksek mukavemet gibi üstün özelliklerinin yanı sıra oyuklu korozyon riskinin en aza indirilmesi ve dolayısıyla vücuda nikel salınımının önlenme çalışmaları nedeniyle de 316L ortopedik implantlarda hala yaygın olarak kullanılmaktadır. 316L paslanmaz çeliğin sünekliği, sertleşmesi ve yorulma dayanımı iyidir[55].



### **3. BİYOUYUMLULUK**

Biyouyumluluk, bir biyomalzemenin vücut dokularında enflamatuvar etkiye sebep olmadan biyolojik, fiziksel ve kimyasal uyum sağlayabilmesi ve vücudun mekanik gereksinimlerine cevap verebilme kabiliyetidir. Kısaca kullanılan malzemenin vücuda uyum sağlayabilme yeteneğidir denilebilir [56,57].

Vücutta kullanılan malzemelerin yüzey özellikleri ve biyomalzemeye ait karakterizasyonu oldukça önemlidir. Biyomalzemeler vücut sıvıları ve doku ile temas ettiklerinde çeşitli tepkimelere girerler. Toksik veya toksik olmayan bu tepkimelere bakılarak biyouyumluluk tayini yapılır. Toksik tepkimelerde dokunun malzemeye tepki gösterdiği, kabul etmediği hatta malzemeyi çevreleyen dokularda ölümlerin gerçekleştiği görülebilir. Tepkime toksik değilse biyomalzeme biyoaktif veya biyo inert olarak değerlendirilerek gruplandırılır. Biyo inert biyomalzemelerin kullanımında implant malzemesinin yüzeyi farklı kalınlıklara sahip fiber bir doku ile kaplanır. Biyomalzemenin biyoaktif olmasında implant malzemesi ile doku arasında güçlü bağlar oluşur[58].Biyomedikal alanda yapılan çalışmalarda biyomalzeme üretimi sırasında kullanılan metaller karakteristiği ve tüm özellikleri dikkate alınarak özenle seçilir. Malzemelerin kullanıldıkları bölgeye uyum sağlayabilmeleri istenen mekanik etkiyi sağlayabilmeleri yapılan seçimin kalitesine bağlıdır. Eğer uygun özellikte metal seçimi yapılamazsa implant malzeme kullanıldığı bölgede savunma sistemi tarafından yabancı cisim olarak algılanarak yok edilmeye çalışılması sonucu istenmeyen etkilere sebep olmaktadır[59].

#### **3.1. Sitotoksosite Çalışmaları**

Hücre kültürü, çok hücreli canlılara ait hücrelerin, in vitro ortamda özel koşullar altında, ısı, nem, besin değerleri gözetilerek hücresel aktivitelerin kontrolüne yönelik çalışmadır. Hücreler yaşatılmaya çalışılır[60]. Bu çalışmada da hücreler 37 C'de, %5 ve %8 CO<sub>2</sub>'li etüvde kültürlenerek 24 saat ve 72 saat sonunda hücre sayımları yapılmıştır.

Hücre canlılığının belirlenmesi ve sayımı için birçok metot mevcuttur. Hücre sayımı için kullanılan bu yöntemler, mikroskopi yöntemi ve elektronik otomatik sayım olmak üzere gruplara ayrılır. Mikroskopi yönteminde tripan mavisi ile boyama ve thoma lamı kullanılarak sayım olmak üzere iki yöntem mevcuttur. Mikroskopi yöntemindeki metodların çok zaman kaybettirmesi, çoklu numune kullanılan çalışmalarda uygun olmamaktadır[61]. Çok sayıda numuneyi kısa sürede pratik bir şekilde değerlendirmek, mikropleyt kullanımı ve bunlara uygun testlerin geliştirilmesiyle imkanı hale gelmiştir. Ekle-karıştır-ölç prensibi ile zamandan tasarruf edilmiş, uygulama kolaylığı edinilmiştir[62].

Hücre kültürlerinde yapılan sitotoksosite çalışmaları, uygulama kolaylığı ve canlı organizma ortamından elde edilen verilere benzerlik sağlamasından dolayı, in vivo ortamlara alternatif in vitro koşulların geliştirilmesini sağlamış toksikoloji laboratuvarlarında sıklıkla tercih edilir hale gelmiştir[62].

Canlı hücreler üzerindeki toksik etki meydana getiren maddeler karşısında, hücre çoğalma oranı dikkate alınır, değerlendirmeye alınan madde etkileşimi sonucu apoptoz, otofaji ve nekroz gibi olayların görülüp görülmediği değerlendirilmiştir. Sitotoksik maddelerin hücreleri öldürdüğü ya da sitostazis nedeniyle proliferasyon özelliklerini kaybettirdikleri görülmüştür[63].

Yapılan çalışmaların türü ne olursa olsun, önemli olan sitotoksosite çalışması sonucundaki canlı/ölü hücre oranının belirlenebilmesidir[65]. Sitotoksosite belirleme metodları olarak bilinen ve kullanılan kolorimetrik, lüminesans ve enzimatik yöntemler mevcuttur[64].

Kolorimetrik metodlarda, (MTT), (MTS), (XTT), (WST) gibi tetrazolyum tuzları kullanılır. Renk değişikliği ya da kristal viyole, nötral kırmızısı gibi boya maddeleri kullanılarak hücrelerin spesifik boyanmasına bağlı ölçümler gerçekleştirilir. Bu çalışmada WST-1 kullanılarak hücresel ölçümler yapılmıştır.

## 4. DENEYSEL ÇALIŞMALAR

### 4.1. Deneysel Malzeme Üretimi

Deneysel malzeme üretimi Nev Vakumlu Hassas Döküm firmasında Hassas Santrifüj Döküm Cihazı kullanılarak gerçekleştirilmiştir. Mum model üretimi, refrakter malzeme ile kaplama, mumun ergitilip dışarı alınması, kabuk pişirme, döküm işlemleri, kalıp kırma ve taşlama işlemleri yapılmıştır. Numuneler çap Ø35 mm ve yükseklik 50 mm ölçülerinde üretilmiştir. Deneysel çalışmalarda üretimi gerçekleştirilen 316L paslanmaz çelik ve ticari olarak temin edilen 316L paslanmaz çelik malzemelerin kimyasal bileşimleri Tablo 1’de verilmiştir.

Tablo 4.1. Deneylerde kullanılan 316L malzemelerin kimyasal bileşimi

	C	Si	Cr	Mo	Mn	Ni	Al	Cu	V	Fe
316L Hassas Döküm	0,02	0,80	16,60	2,45	0,86	11,75	0,028	0,4	0,057	Geriye Kalan
316L Ticari	0,02	0,69	16,94	2,28	0,97	10,91	0,024	0,39	0,06	Geriye Kalan

### 4.2. Mikroyapı Çalışmaları

Üretimi gerçekleştirilen numuneler kesme ve kalıplama işlemleri sonrasında yüzeyleri sırasıyla 200, 400, 600, 800, 1000, 1200 meshlik su zımparasıyla yüzeydeki pürüzler yok edilinceye kadar zımparalanmıştır. Bu yüzeyler 6 µm elmas pasta ile parlatılarak dağlamaya hazır hale getirilmiştir. 316L malzemelerin mikroyapı görüntüsünün ortaya çıkarılması için hazırlanan %10 Oksalik asit çözeltisi ile 12V gerilim altında 2A akım şiddetinde elektrolitik dağlama işlemi yapılmıştır.

Dağlayıcı hazırlama ve dağlama işlemleri Hedlab Marka Çeker Ocakta yapılmıştır (Şekil 7.3). Mikro yapı incelemeleri, X50-X1000 büyütme kapasitesine sahip Nikon ECLIPSE L150 marka optik mikroskop kullanılarak yapılmıştır. Tane boyutu ölçümleri ClemexVisionLite marka görüntü analiz sistemi kullanılarak yapılmıştır.



Şekil 4.1. Çeker ocak hedlab





Şekil 4.2. Mikroyapı araştırmalarında kullanılan nikon mikroskop

### 4.3. Sertlik Deneyi

Deney numunelerinin sertlikleri MikroBul 1000D marka sertlik ölçüm cihazında yapılmıştır. Sertlik ölçümleri HV1 (1000 gr.) yük uygulanarak gerçekleştirilmiştir. Her bir numuneden 10 adet sertlik ölçümünün ortalaması alınarak sertlik değerleri belirlenmiştir.



Şekil 4.3.Sertlik ölçüm cihazı

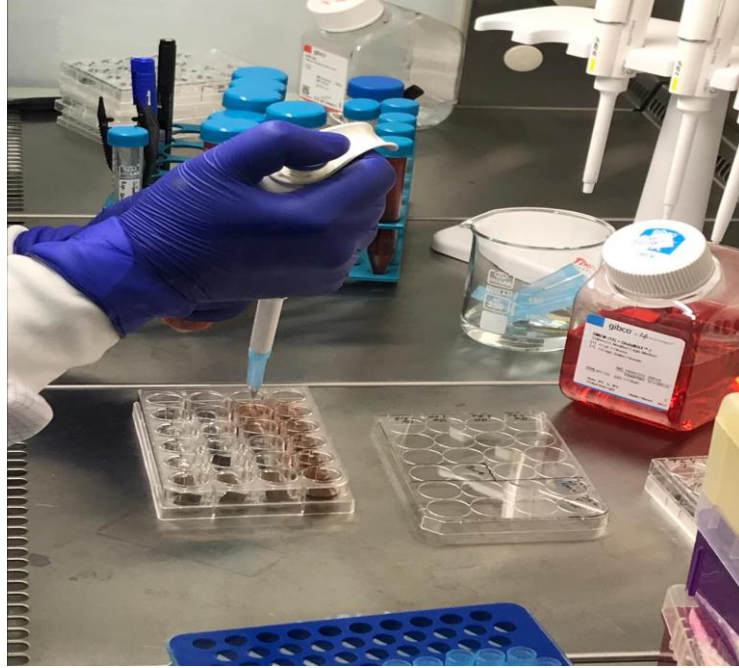
#### 4.4. Hücre Testleri

316L metal plakaların üzerine L929 hücrelerinin ekimi yapılarak metalin biyoyumluluğu araştırıldı. Hücrelerin tutunarak çoğalıp çoğalmadığının kontrolünü yapmak amacıyla WST-1 (ROCHE) canlılık testi yapıldı. 1cmx1cm lik alana sahip malzeme numuneleri %70 etanol ile 30 dk boyunca ultrasonic banyo ile sterilize edildi. Numuneler Şekil 4.3'te görülmektedir.



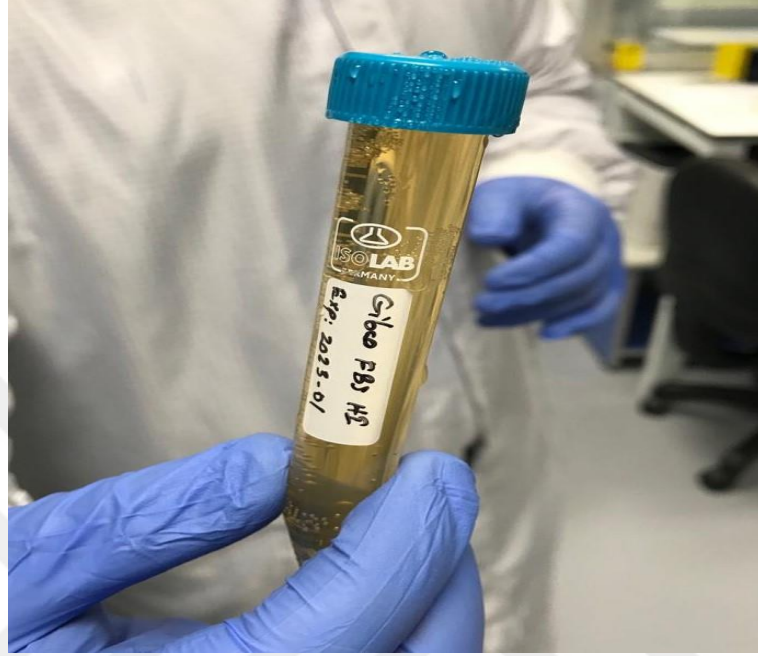
Şekil 4.4. Alkol ile sterilize edilen numuneler

Hücrelerin flasktan ayrılması %0,05 Trypsin çözeltisi ile sağlandı. Thermo Scientific S2020 marka biyogüvenlik kabininde hücre ekimi gerçekleştirildi. Her bir numuneye  $2,5 \times 10^4$  hücre ekimi gerçekleştirildi. Kocaeli Üniversitesi laboratuvarında yapılan ekim şekil 4.4'te görülmektedir.



Şekil 4.5. Hücre ekimi

%10 FBS ve %1 Pen/Strep içeren High Glucose-DMEM besiyeri içinde hücreler, 37 C'de, %8 CO<sub>2</sub>'li etüvde (N-Biotek NB203-XL ) kültürlendi. Şekil 4.5'te etüv cihazı görülmektedir.



Şekil 4.6. Gibco FBS (Fetal bovin serum)



Şekil 4.7. Etüv N-Biotek NB203-XL

Ekimden 1 ve 3 gün sonra WST-1 testi yapılarak hücre kültür polisitireni ve numune üzerindeki hücre canlılık oranları tespit edildi. Hücre kültürü polisitireni ve numuneler üzerine ekimi yapılan hücrelerin canlılığını 1. ve 3. gün sonunda belirlemek için karanlık ortamda %5'lik WST-1 solüsyonu hazırlandı. Solüsyon içerisinde %10 ve %1 Pen/Strep içeren L-DMEM besiyeri bulunmaktadır. Her bir kuyucuk içerisinde hazırlanan çözülden 1000 µl/ kuyucuk eklenerek hızlı bir şekilde hücre ekilmiş numuneler solüsyon içerisinde bırakıldı. Her bir örnek için (316 ticari-316L hassas döküm) 4'er tane çalışıldı. Işık almaması için plakalar alüminyum folyo ile kapatılarak 37 C'de, %5 CO2'li etüvde 2 saat bekletildi.

96 kuyucuklu plakaya her bir numunenin besiyerinden kuyucuk başına 200'er µl alınarak 4'er kuyucuk dolduruldu. Daha sonra mikroparka okuyucu (FlexStation 3, Molecular Devices) kullanılarak (Şekil 4.6).440 nm dalga boyunda absorbans değerleri okundu.3. günde aynı çalışmalar tekrarlanarak absorbans değerleri alındı.



Şekil 4.8. Mikroparka Okuyucu (Flex Station 3,Molecular Devices)

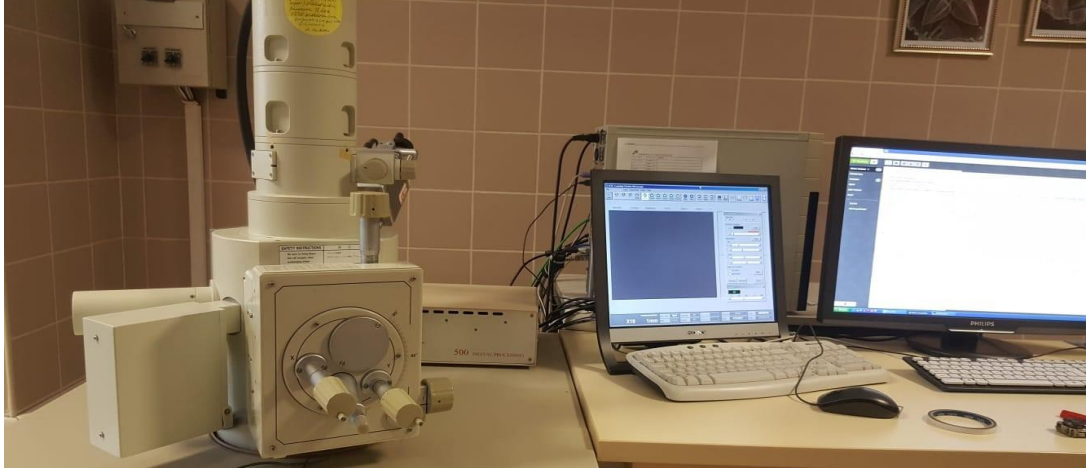
#### 4.4.1. SEM için örnek hazırlama

Hücreli numuneler 1 kez HBSS tampon yıkandıktan sonra %2,5 glutaraldehit solüsyonunda (PBS içinde hazırlanmış) 20 dk süre ile oda sıcaklığında bekletildi ve PBS tampon çözeltisiyle yıkayıp önce distile su ile sonra da sırasıyla %15, %30, %50, %70 ve %100 alkol çözeltisiyle 15 dk bekletildikten sonra oda sıcaklığında kurutuldu.



Şekil 4.9. BAL-TEC SCD-005 Marka püskürtmeli kaplama cihazı

SEM incelemelerinden önce numunelere Şekil 4.7' de gösterilen BAL-TEC SCD-005 marka püskürtmeli kaplama cihazıyla Argon gazı kaplaması yapıldı.120 saniye süresince Au-Pd ile kaplandı. Kaplanan numuneler sırasıyla 300x, 500x ve 1000 x büyütmeyle SEM görüntüsü elde edildi. Kullanılan Elektron mikroskobu Şekil 4.8' de gösterilmektedir.



Şekil 4.10. JSM-6060 Model taramalı elektron mikroskobu



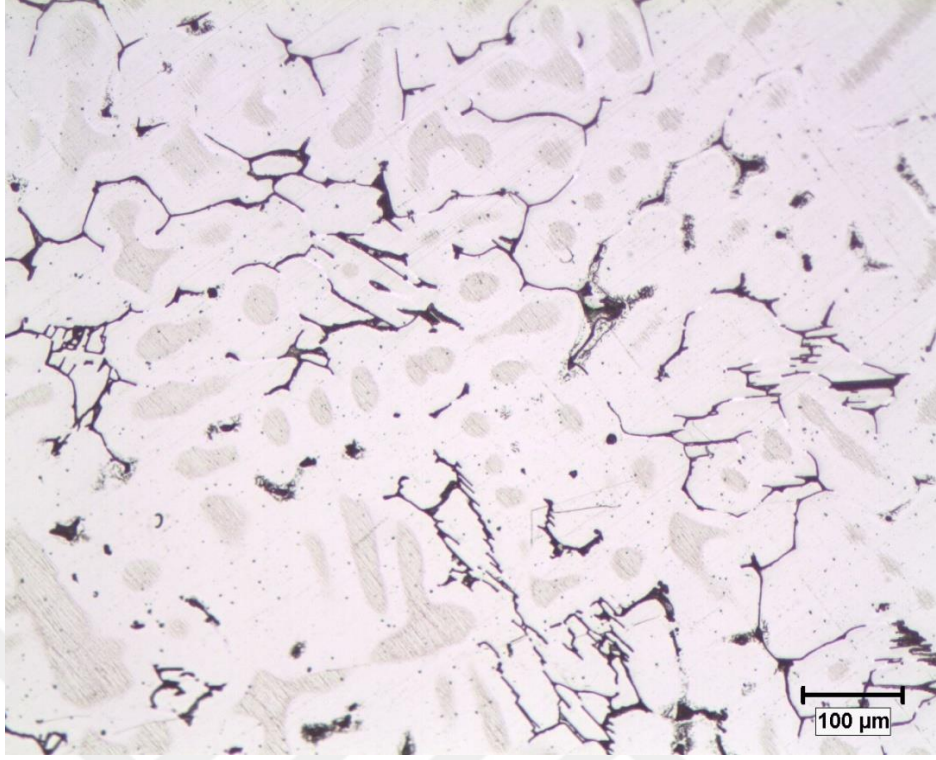
## 5. DENEYSEL SONUÇLAR VE TARTIŞMA

Bu bölüm, farklı üretim yöntemi ile üretilen 316L paslanmaz çeliklerin deneysel sonuçlarını vermektedir. Bölüm 5.1 Çeliklerin tane boyutlarını, çeliklerin başlangıç ve mikroyapı resimlerini göstermektedir. Bölüm 5.2 numunelerinin sertlik sonuçlarını göstermektedir. Bölüm 5.3 hücre büyüme deneyi sonucunda elde edilen sonuçları göstermektedir. Ayrıca, numunelere ait SEM görüntüleri Bölüm 5.3'te verilmektedir.

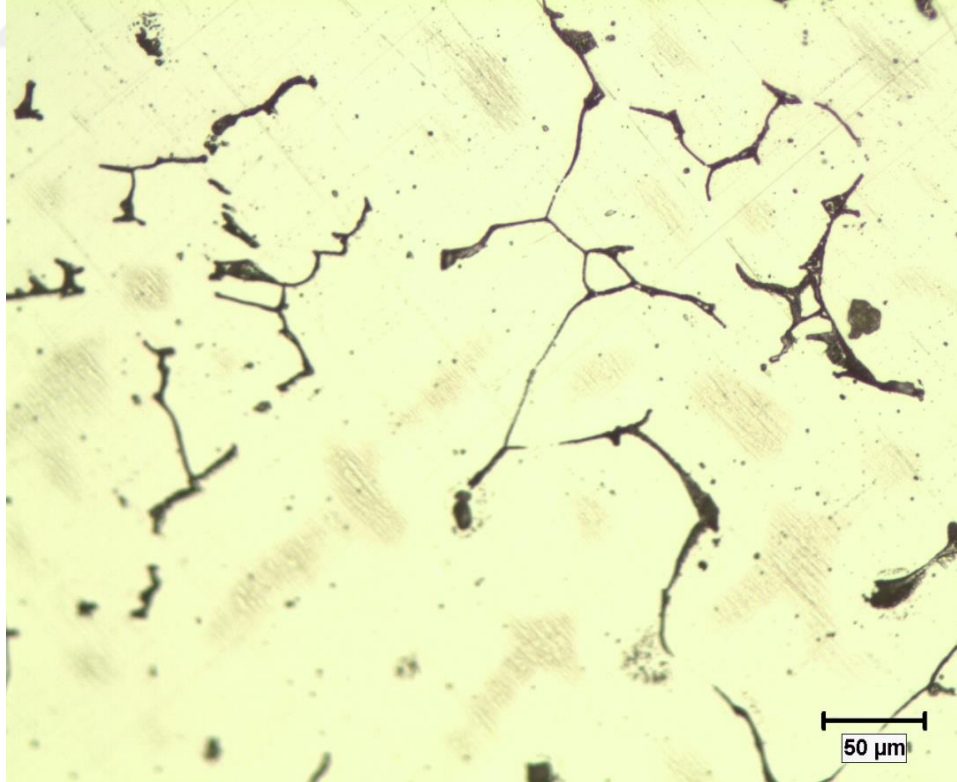
### 5.1. Mikroyapı Sonuçları

Şekil 5.1'de hassas döküm yöntemi ile üretimi gerçekleştirilen 316L paslanmaz çelik numuneden alınan mikroyapı resimleri verilmiştir. Şekil 5.2'de ise ticari olarak temin edilen 316L paslanmaz çelik numuneden alınan mikroyapı resimleri verilmiştir. Şekil 5.1'de verilen mikroyapı resimlerine bakıldığında yapının kaba taneli bir östenit matris yapıdan oluştuğu görülmektedir. Busby ve arkadaşları yapmış oldukları çalışmada döküm yöntemi ile üretilen paslanmaz çelik malzemelerin mikroyapı sonuçlarında kaba tane yapısının oluştuğunu ifade etmiştir [53]. Şekil 5.2'deki mikroyapı resmine bakıldığında ise yapının ince taneli bir östenit matris yapıdan oluştuğu görülmektedir. Hassas döküm yöntemine kıyasla ince taneli olmasının nedeni bu numunelerin haddeleme ile üretilmiş olmasından kaynaklanmaktadır. Emre ve arkadaşları yapmış oldukları çalışmada sac levha 316L paslanmaz çelik ana malzemenin mikroyapı görüntülerinde benzer sonuçları ortaya koymuştur[54].

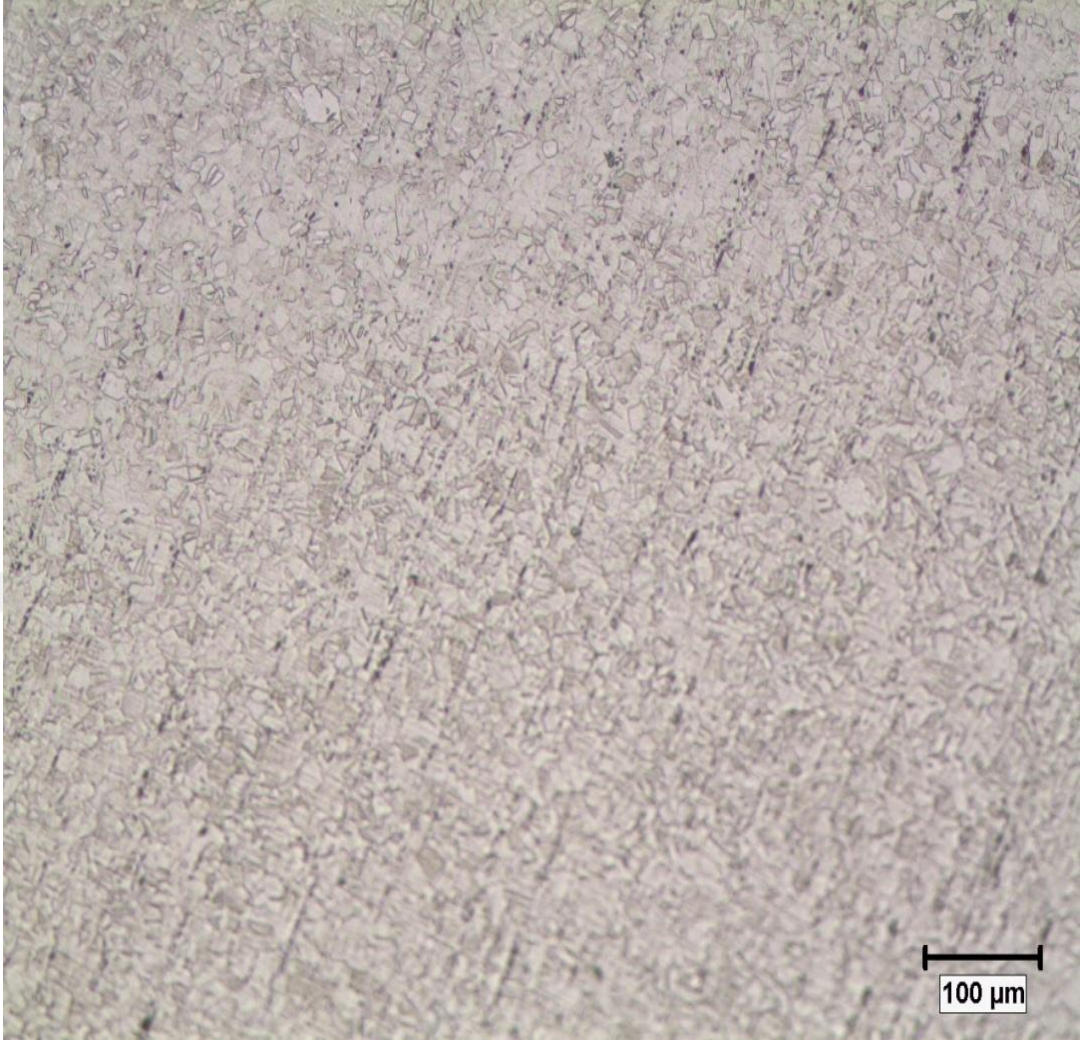




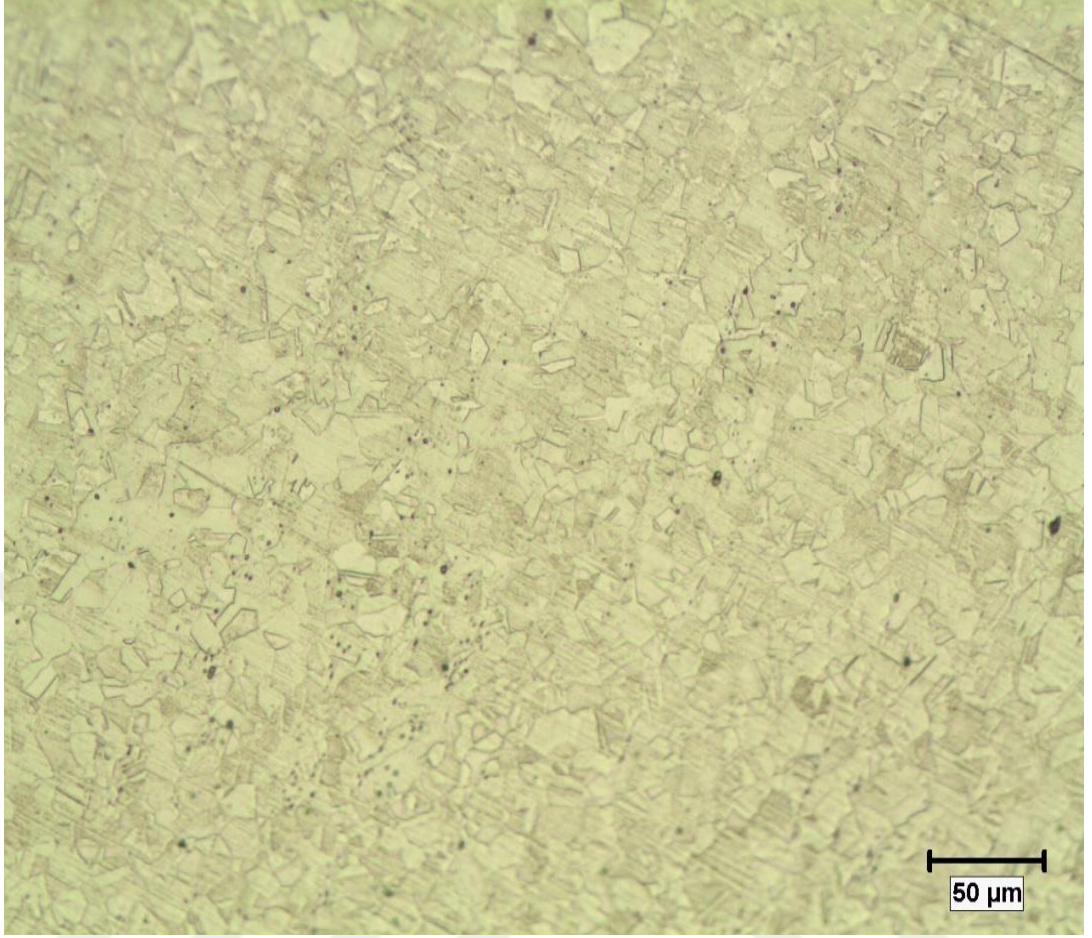
Şekil 5.1. Hassas döküm numuneden alınmış optik mikroskop görüntüsü X100



Şekil 5.2. Hassas döküm numuneden alınmış optik mikroskop görüntüsü X200



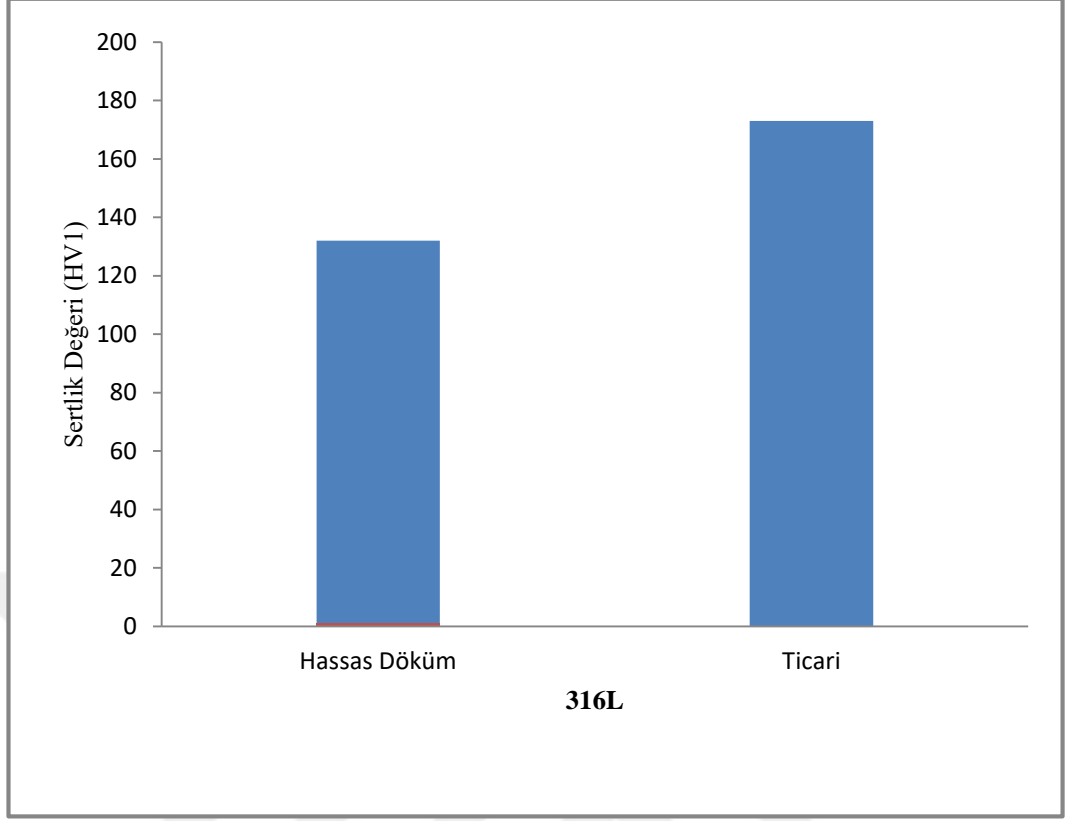
Şekil 5.3. 316L Ticari numuneden alınmış optik mikroskop görüntüsü X100



Şekil 5.4. 316L Ticari numuneden alınmış optik mikroskop görüntüsü X200

## 5.2. Sertlik Sonuçları

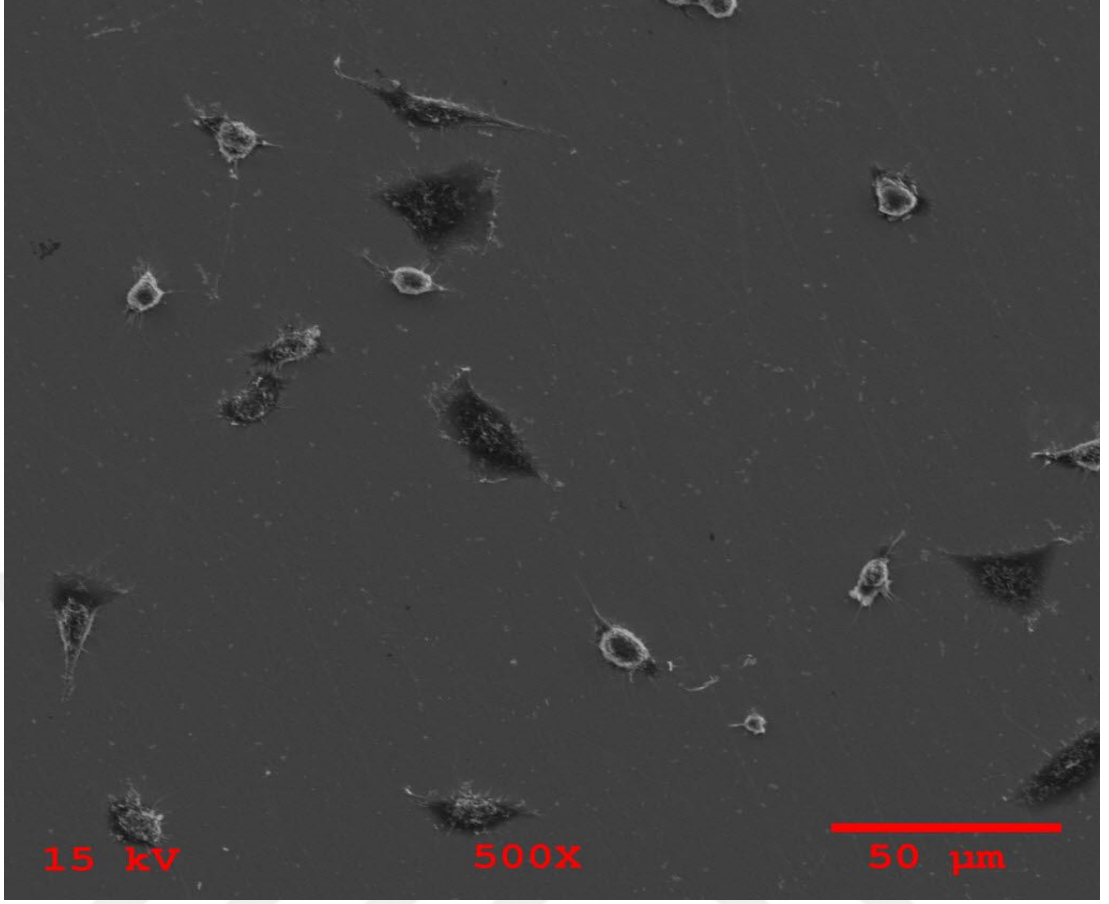
Hassas döküm yöntemi ile üretimi gerçekleştirilen 316L paslanmaz çelik ve ticari olarak temin edilen 316L paslanmaz çelik numunelerin sertlik sonuçlarını Şekil 5.3'te verilmiştir. Şekil 5.3'te görüldüğü gibi hassas döküm ve ticari 316L paslanmaz çelik malzeme için sertlik değeri sırasıyla 132 HV ve 173 HV1 olarak ölçülmüştür. Sertlik değerleri literatürde ticari olarak temin edilen 316L paslanmaz çelik malzemelerin, yüksek olduğu görülmektedir. Bu durumun, hassas döküm yöntemi ile üretilen numunelerin ortalama tane boyutu değerlerinin daha yüksek olmasına bağlı olduğu düşünülmektedir. Döküm yöntemi ile üretimi gerçekleştirilen 316L paslanmaz çelik malzemelerin kaba taneli olduğu literatürde yapılan çalışmalarda da ifade edilmiştir[53].



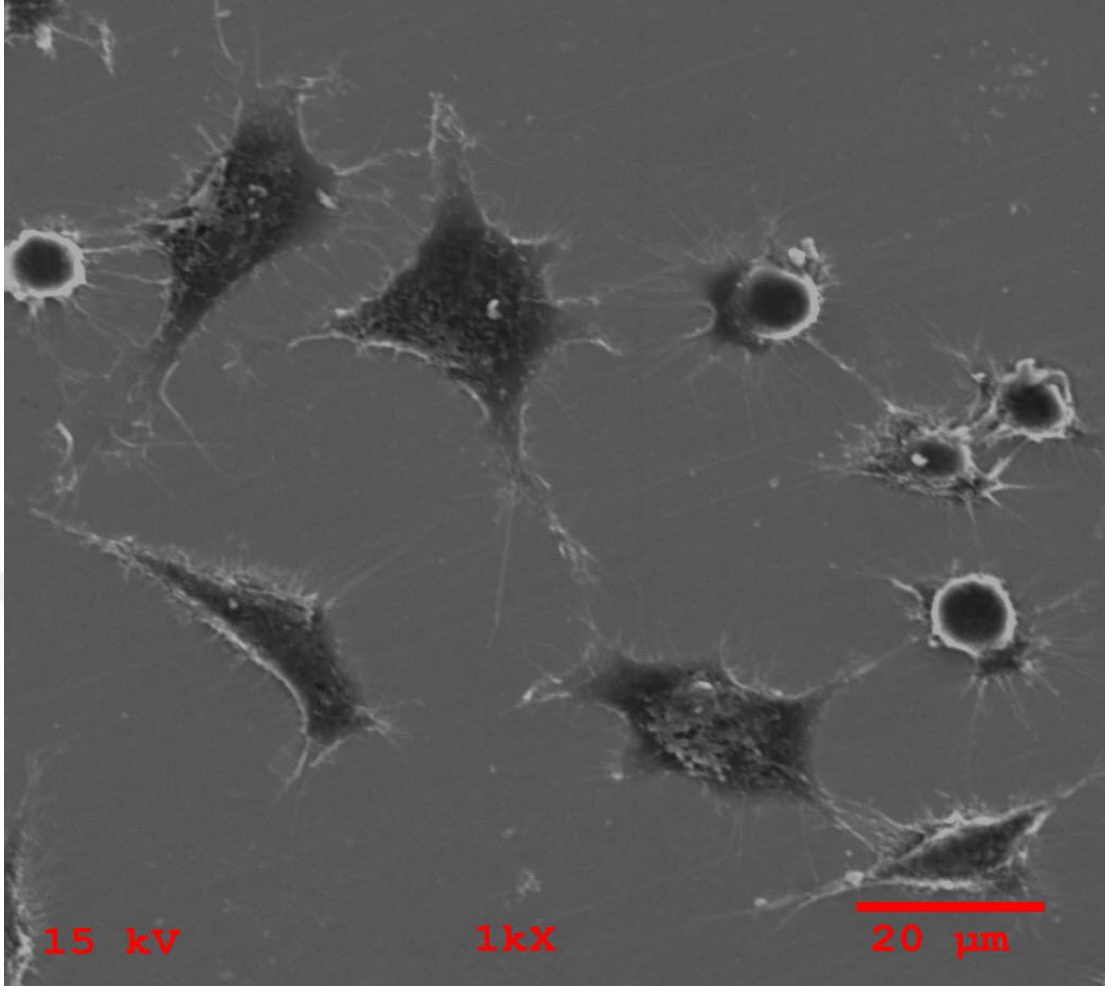
Şekil 5.5. 316L Malzemelerin sertlik değerleri

### 5.3. Hücre Test Sonuçları

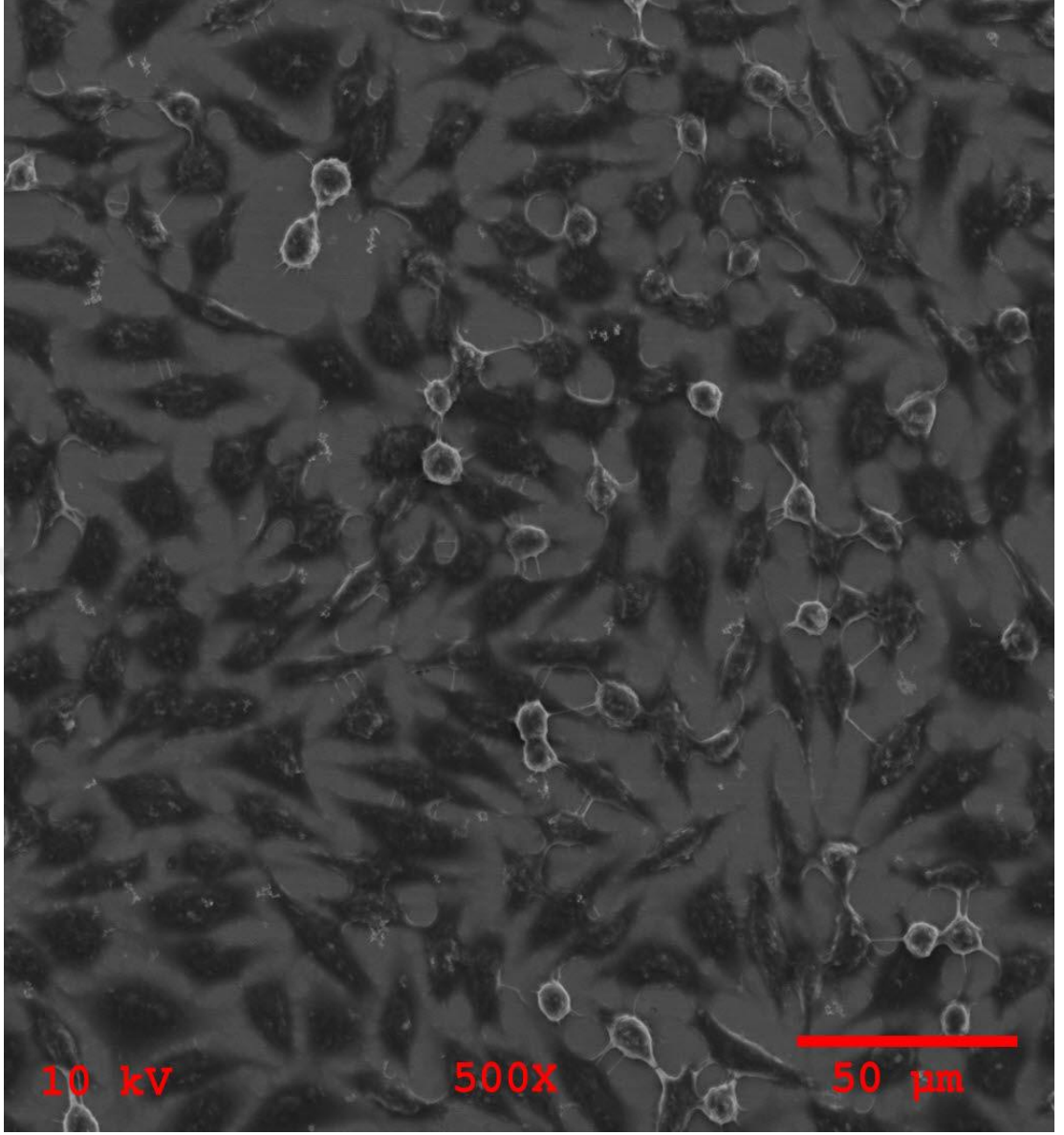
Çalışmanın ikinci aşamasında, 316L yüzeylerin biyoyumlulukları in-vitro hücre kültürü testleri ile araştırılmıştır. Fare bağı dokusundan elde edilmiş fibroblast hücrelerinden elde edilmiş L929 hücreleri ile hücre kültürü çalışmaları yapılmıştır. Elde edilen SEM görüntülerinde, hücrelerin 316L hassas döküm numunelere daha iyi tutunduğu ve hücrelerin filopodia ve lamellipodia gibi uzantılar oluşturarak yüzeyde yayılabildiği görülmüştür(Şekil 5.4). Buna karşın 316L ticari numuneler üzerinde hücre tutunması daha zayıf bir şekilde gerçekleşmiş ve hücreler yeterince uzantı oluşturamamış ve canlı hücre sayısının 316L hassas döküm numuneler üzerinde daha fazla olduğu gözlenmiştir(Şekil 5.5).



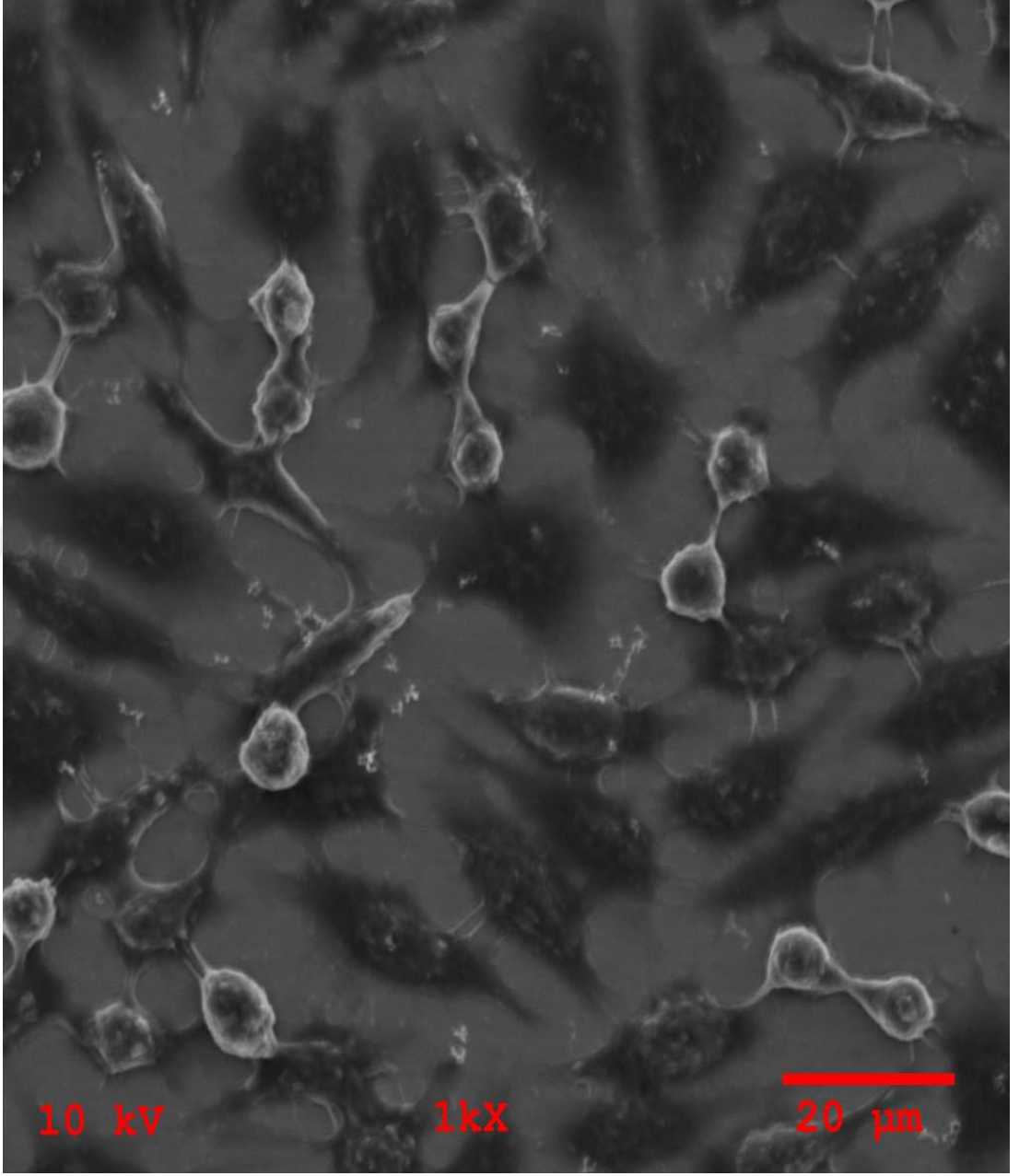
Şekil 5.6. 316L hassas döküm numuneden 1 günlük hücre büyüme testi sonrası alınmış optik mikroskop görüntüsü X500



Şekil 5.7. 316L hassas döküm numuneden 1 günlük hücre büyüme testi sonrası alınmış optik mikroskop görüntüsü X1000

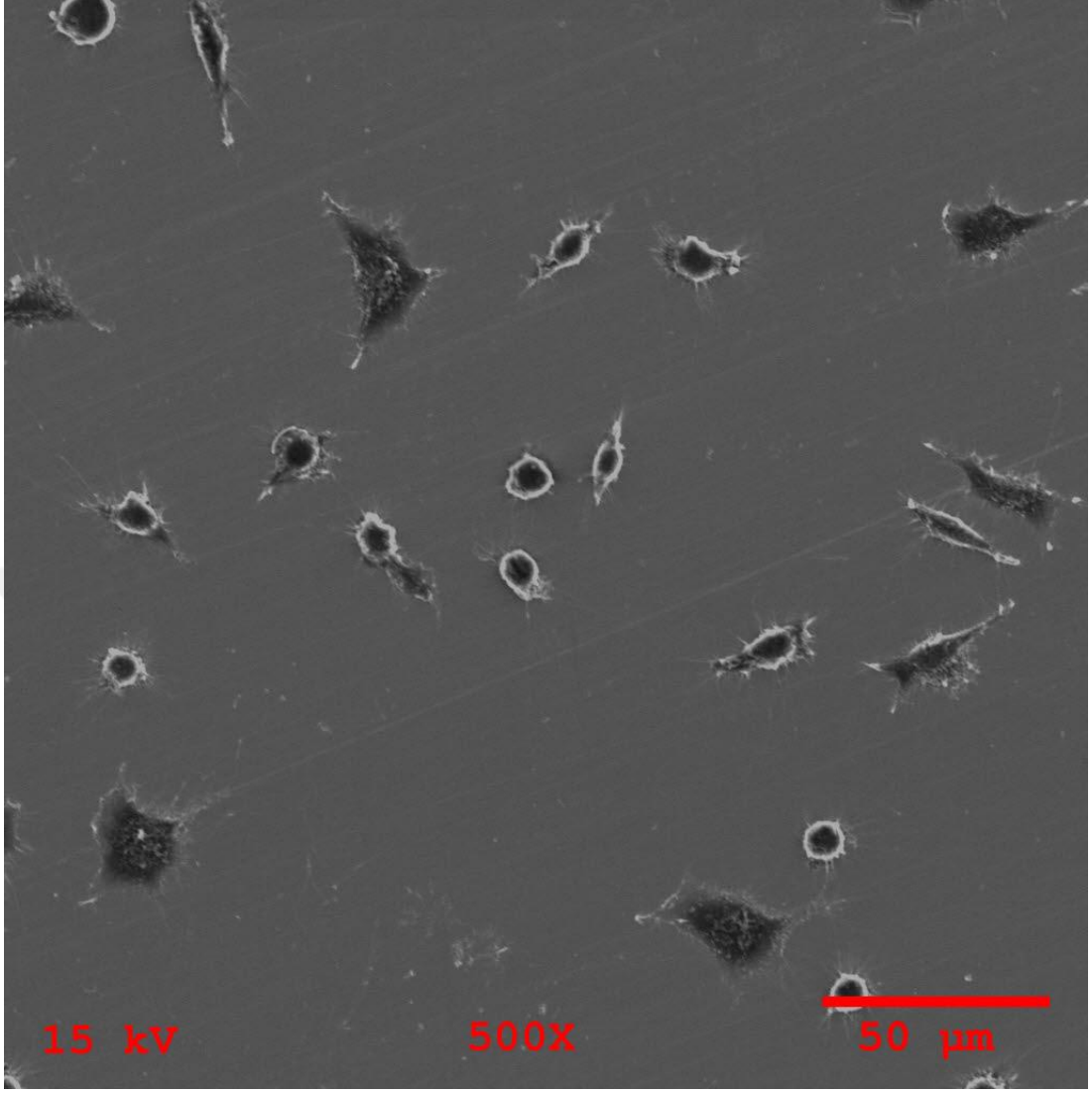


Şekil 5.8. 316L hassas döküm numuneden 3 günlük hücre büyüme testi sonrası alınmış optik mikroskop görüntüsü X500

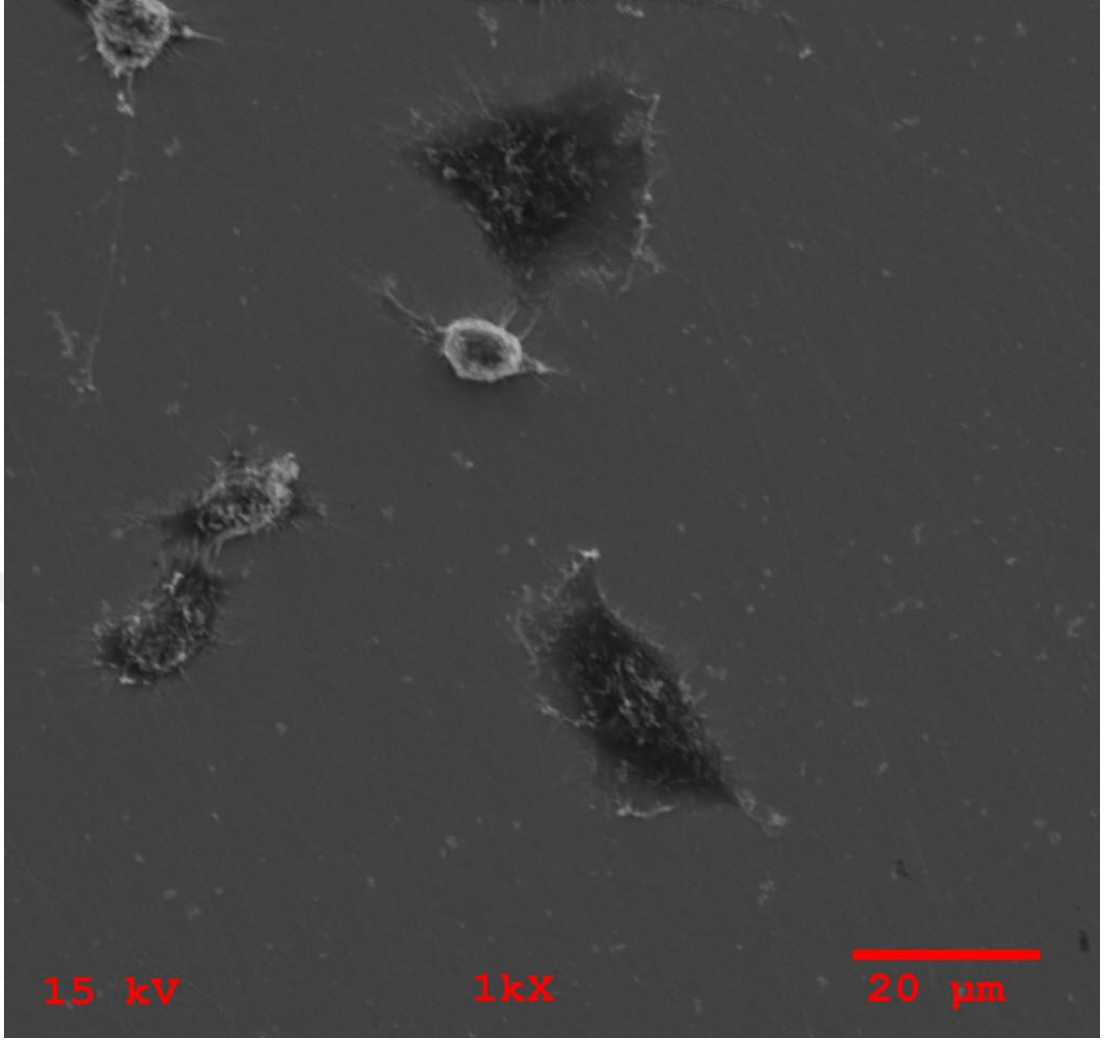


Şekil 5.9. 316L hassas döküm numuneden 3 günlük hücre büyüme testi sonrası alınmış optik mikroskop görüntüsü X1000

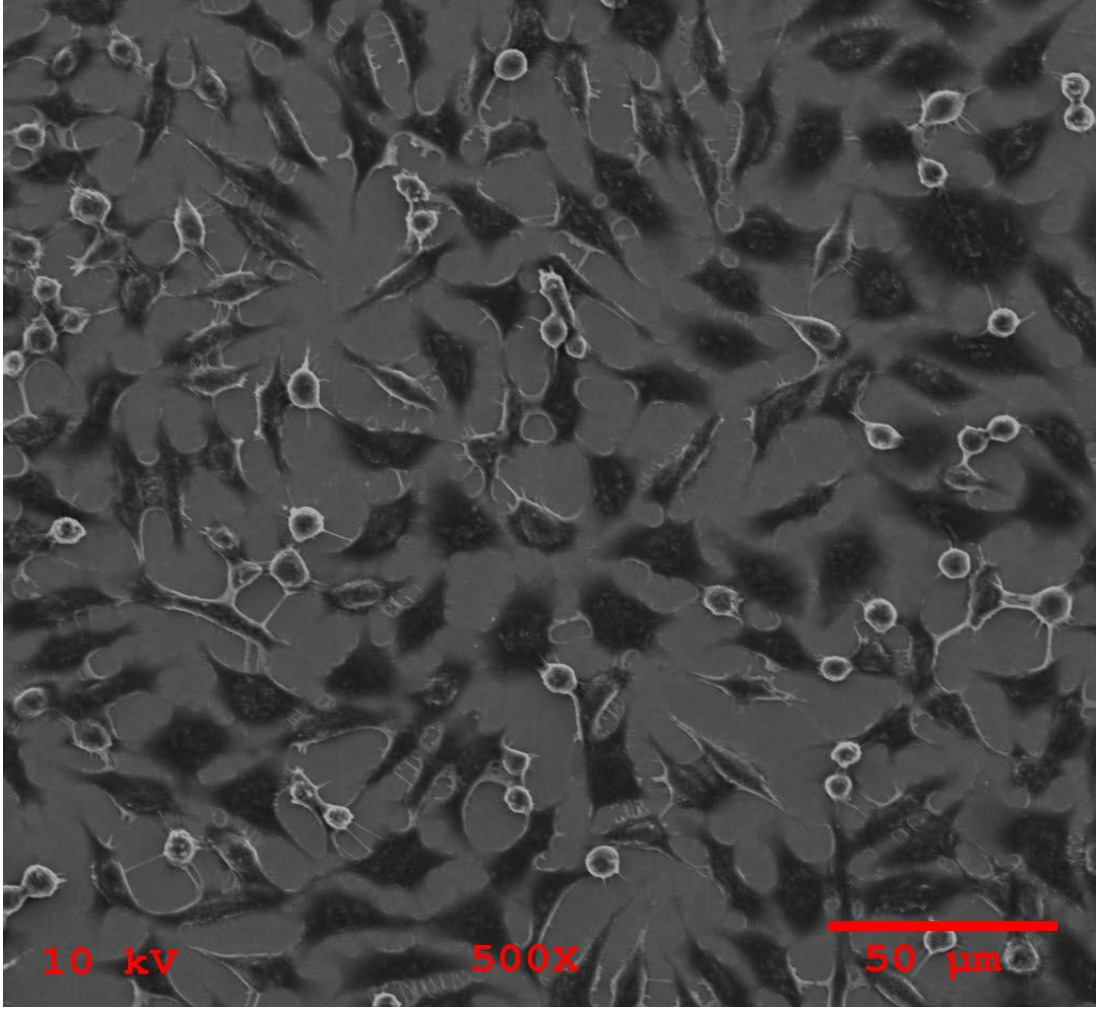




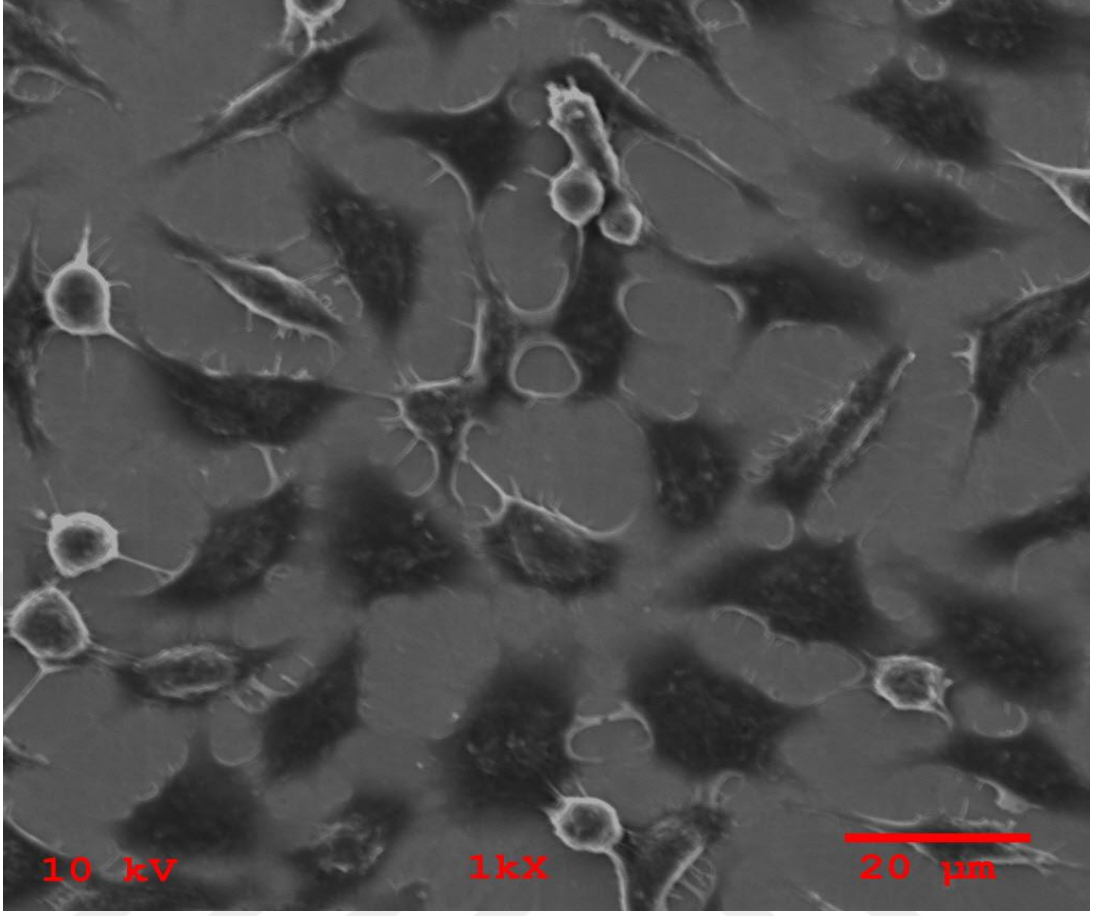
Şekil 5.10. 316L ticari numuneden 1 günlük hücre büyüme testi sonrası alınmış optik mikroskop görüntüsü X500



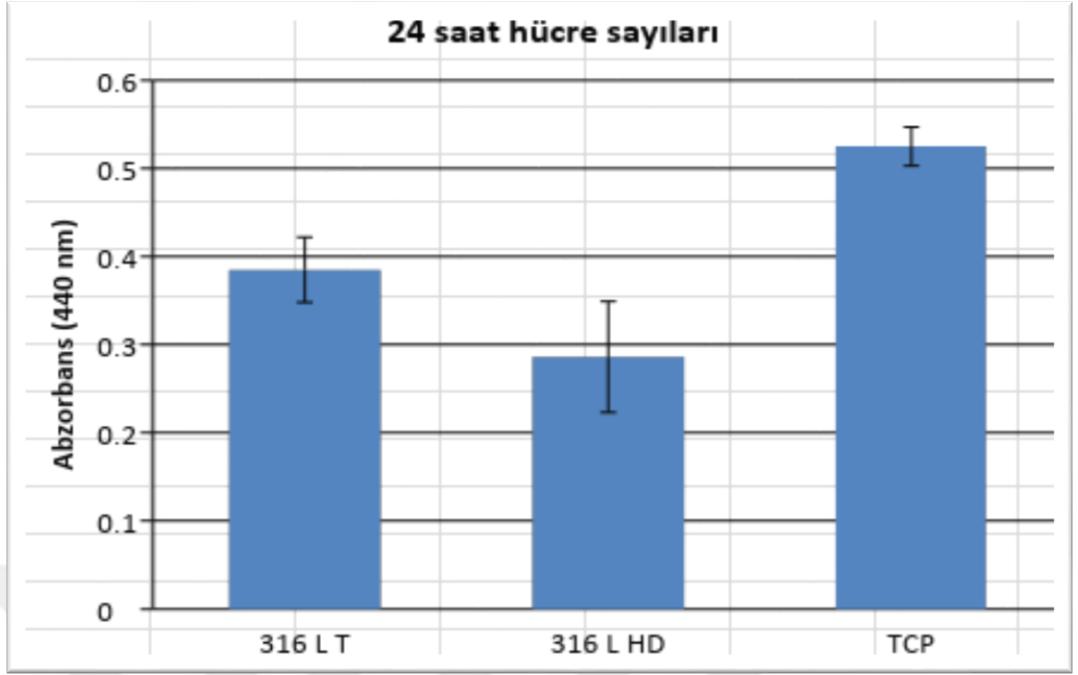
Şekil 5.11. 316L ticari numuneden 1 günlük hücre büyüme testi sonrası alınmış optik mikroskop görüntüsü X1000



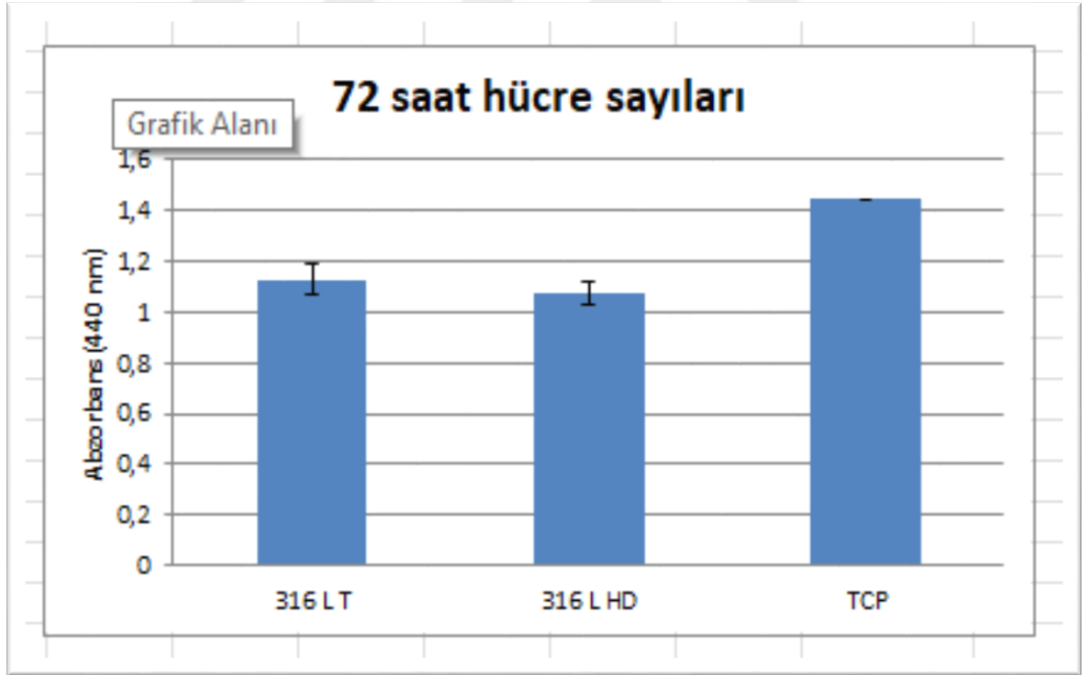
Şekil 5.12. 316L ticari numuneden 3 günlük hücre büyüme testi sonrası alınmış optik mikroskop görüntüsü X500



Şekil 5.13. 316L ticari numuneden 3 günlük hücre büyüme testi sonrası alınmış optik mikroskop görüntüsü X1000

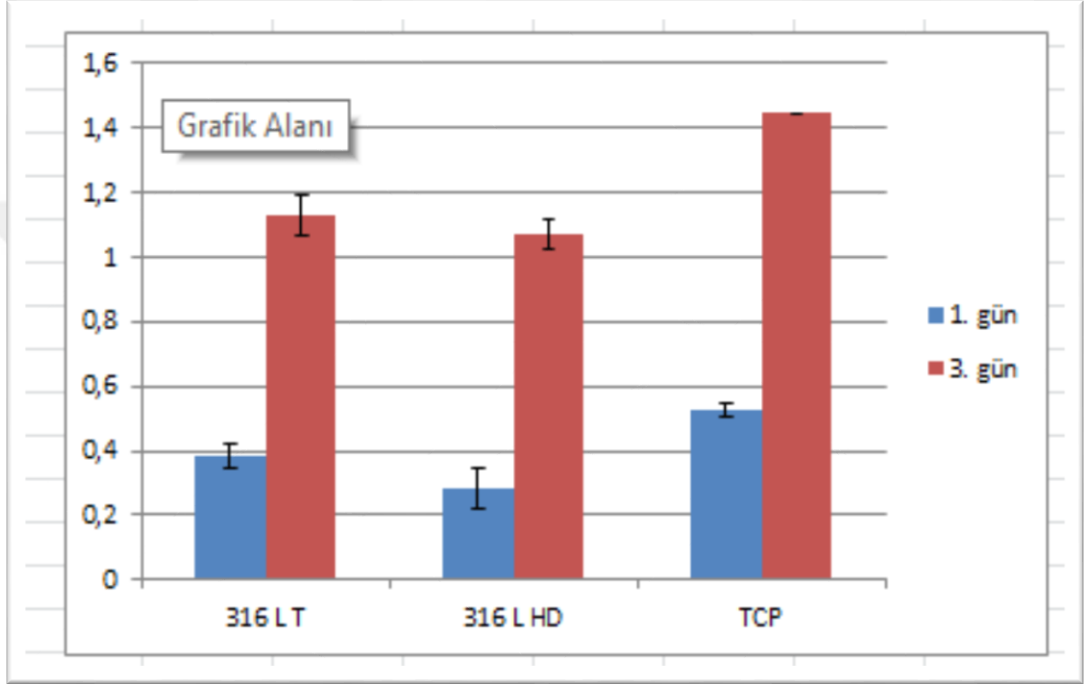


Şekil 5.14. 1. Gün hücre kültürü sitotoksosite sonucu



Şekil 5.15. 3. Gün hücre kültürü sitotoksosite sonucu

Sitotoksosite çalışmalarında, L929 hücrelerinin metal plakaların yüzeyine tutunabilme yetisi araştırılmış ve sayısal veriler elde edilmiştir. Çalışma sırasında, 316L ticari, 316L hassas döküm oluşan 2 örnek grubu ve pozitif kontrol amaçlı doku kültürü polistireni (TCP) grubu ile testler gerçekleştirilmiştir. Hazırlanan her bir grup için 4 tekrar yapılmıştır. Yapılan WST-1 testi sonunda canlı hücre sayısı ile doğru orantılı olan mitokondriyal aktivite belirlenmiştir(Şekil 5.8).



Şekil 5.16. 3. Gün sonu hücre sitotoksosite kıyaslaması

Şekil 5.9’da 316L ticari ve 316L paslanmaz üzerine ekilmiş L 929 hücrelerinin 3. gün sonunda sergilediği mitokondriyal aktivite. 440 nm’de yapılan WST-1 testinde elde edilen abzorban, mitokondriyal aktivitenin göstergesidir ve cm<sup>2</sup> deki canlı hücre sayısı ile doğru orantılıdır.

Şekil 5.9’da kültür ortamında 1 ve 3 gün bekletilen numunelerin karşılaştırmalı hücre sayıları görüldüğü üzere elde edilen sonuçlar 316L ticari ile 316L hassas dökümde benzer sitotoksosite özelliklerinin olduğunu göstermektedir.

## **6. SONUÇLAR VE ÖNERİLER**

### **6.1. Sonuçlar**

Bu çalışmada, Metalik biyomalzemeler grubundan 316L Paslanmaz Çelik malzeme hassas döküm yöntemi ile üretilmiştir. Üretilen 316L malzemeler ile ticari 316L malzemelerin mikroyapı ve sertlik incelemeleri yapılmıştır. Üretim yöntemine bağlı olarak Hassas döküm ile ticari numunelerin biyouyumluluk değerleri hücre testi uygulanarak irdelenmiştir.

Elde edilen sonuçlar aşağıda özetlenmiştir:

316L paslanmaz çelik malzemelerin hassas döküm yöntemi ile istenilen özelliklerde üretilebileceği tespit edilmiştir.

316L paslanmaz çelik malzemelere uygulanan mikroyapı incelemeleri sonucunda tane yapısının ticari olarak kullanılan haddeleme vb. yöntemlere nazaran daha kaba olduğu belirlenmiştir. Bu durum döküm işlemi ile üretilen malzemelerde tane ebadının büyük olmasından kaynaklanmaktadır.

Ticari ve Hassas Döküm 316L paslanmaz malzemelere uygulanan sertlik test sonuçları sırasıyla 173 HV1 ve 132 HV1 olarak ölçülmüştür. Sertlik değerlerinin düşük çıkması döküm işlemi sonucu kaba taneli yapıya sahip olmaları ile ilişkilidir.

Yapılan hücre testleri sonucu, hassas döküm yöntemi ile üretimi gerçekleştirilen 316L paslanmaz çeliklerin, ticari olarak temin edilen numunelere göre benzer sonuçlar sergilediği tespit edilmiştir. Bu da benzer hücre büyüme değerleri ve buna bağlı olarak yakın biyouyumluluk göstermesi anlamına gelmektedir.

### **6.2. Öneriler**

Ti5Al2.5Fe ve Cr-Co-Mo gibi farklı alaşımların üretimi gerçekleştirilip özellikleri de bu çalışmaya paralel olarak irdelenebilir.

Hassas döküm yöntemi ile üretimi gerçekleştirilen 316L malzemelerin vücut sıvısı vb. farklı ortamlarda korozyon ve aşınma davranışları araştırılabilir.

Bu çalışmada kullanılan 316L paslanmaz çelik numunelerin yüzeyleri lazerler ile muamele edilerek farklı yüzey morfolojileri oluşturulması ve bunların biyouyumlulukları incelenebilir.





## KAYNAKLAR

- [1] Tüylek Z., Biomaterials and Use Their in Health, *Bozok Tıp Dergisi*, 2017, 7(4), 80-89.
- [2] Ouellette J., Biomaterials Facilitate Medical Breakthroughs, *Industrial Physicist*, 2001, 7(5), 18-21.
- [3] Xiuling S., Computer Aided Optimization of An Investment Bi-Metal Casting Process, Doctoral Dissertation, Division of Research and Advanced Studies of the University of Cincinnati, 2001.
- [4] Brodbeck WG, Shive MS, Colton E, Influence of Biomaterial Surface Chemistry on the Apoptosis of Adherent Cells, *Journal of Biomedical Material*, 2001, 55(4), 661-668.
- [5] Shahryari A., Omanovic S., Szpunar J.A., *Materials Science Engineering*, 2008, 28(1), 94-106.
- [6] Yaszemski M.J., *Biomaterials in Orthopedics*, Marcel Dekker Ltd., New York, 2003.
- [7] M. Pulido, A. Parrish, Metal-induced apoptosis, *Mutation Research/Fundamental and Molecular Mechanisms of Mutagenesis*, 2003, 1(2), 227-241.
- [8] Herting G., Wallinder I.O, Metal Release Rate From A1s1 316l Stainless Steel And Pure Fe, Cr And Ni Into A Synthetic Biological Medium *Journal of Environmental Monitoring*, 2008, 10(9), 1092-1098.
- [9] Park J., V. Lakes, *Biomaterials An Introduction*, 3rd ed., Springer Science Business Media, New York, 2007.
- [10] Sübaşı T., Kabuk Hassas Döküm Yönteminde Kabuk Kalınlığına Ve Mukavemetine Etki Eden Faktörler, Yüksek Lisans Tezi, Yıldız Teknik Üniversitesi, Fen Bilimleri Enstitüsü, İstanbul, 2004, 154209.
- [11] Murley J., Wigginton B., Baswell I., Method of Manufacturing Surgical Implants From Cast Stanless Steel and Product, 1988, U.S., Patent No.4,775,426, Richards Medical Company, Memphis.
- [12] Kurul A., Hassas Döküm Prosesinin, Kalite Teknik ve Araçları Kullanılarak Optimizasyonu, Doktora Tezi, İstanbul Teknik Üniversitesi, Fen Bilimleri Enstitüsü, İstanbul, 1999, 100557.

- [13] URL - 1: <http://www.teknikdokum.com/tr/ansiklopedi/kayip-mum-teknigiyle-dokum/1394>, (Ziyaret Tarihi: 10 Aralık 2018).
- [14] URL – 2: [http://content.lms.sabis.sakarya.edu.tr/pdf\\_](http://content.lms.sabis.sakarya.edu.tr/pdf_) (Ziyaret Tarihi: 6 Aralık 2018).
- [15] Beeley P. R. and Smart R. F., “Investment Casting”, *The Insitute of Materials*, London, 1995.
- [16] Altmışoğlu A., Hassas Döküm Yöntemi, *TMMOB Metalürji Müh. Odası Dergisi*, 1996,1(43),28-32 .
- [17] Cook G. J., Investment Casting, Engineered Castings, *The McGraw-Hill Book Company Inc.*, 1961.
- [18] Özkan E., Sönmez N. , Hassas Dökümde Kullanılan Refrakter Malzemeler, *TMMOB Metalürji Müh. Odası Dergisi*, 1990,1(56),24-27 .
- [19] Güler K.A., Dereceli Hassas Döküm Yüzey Kalitesi ve Boyutsal Hassasiyet, Yüksek Lisans Tezi, Yıldız Teknik Üniversitesi, Fen Bilimleri Enstitüsü, İstanbul, 2012, 19176.
- [20] Aran A., Döküm Teknolojisi-İmal Usulleri Ders Notları, İstanbul Teknik Üniversitesi, Makina Fakültesi, 2007.
- [21] Serin F., Hassas Döküm Teknolojisi Seminer Notları, Türkiye Metalurji ve Malzeme Mühendisleri Odası, 2003.
- [22] URL – 3: <https://www.materialise.com/pl/node/1792>, (Ziyaret Tarihi 26.12.2018).
- [23] Viswanathan S., *Metals Handbook*, Materials Park, Ohio, 2008.
- [24] Çavuşoğlu E. N., Döküm Teknolojisi I, Hassas Döküm Yöntemi, Yüksek Lisans Tezi, İstanbul Teknik Üniversitesi, Fen Bilimleri Enstitüsü, İstanbul, 1992,
- [25] Clegg, A.J., Precision Casting Processes, Pergamon Press, Pergamon, 1991.
- [26] Li Y., Yang C., Zhao H., New Developments of Ti-Based Alloys for Biomedical Applications, *Materials*, 2014, 7(3), 1709 – 1800.
- [27] Ozer G., Kisasoz A., Guler K.A., Karaaslan A., Aluminum Matrix Composite Fabrication By Infiltration Of Sic Preforms Using Squeeze Casting Technique, *8th International PhD Foundry Conference Brno*, Czech Republic.
- [28] Barkay O., Hassas Döküm Tekniği ve Kullanılan Refrakter Malzemeler, Seminer Notları, Yıldız Teknik Üniversitesi, 1995, İstanbul.

- [29] Sönmez H., Döküm Teknolojisinde Gelişmeler, Yüksek Lisans Ders Notları, Yıldız Teknik Üniversitesi, 2003, İstanbul.
- [30] Güven Ş.Y., Biyouyumluluk ve Biyomalzemelerin Seçimi, *Süleyman Demirel Üniversitesi Mühendislik Bilim ve Tasarım Dergisi.*, 2014., **2**(3), 303–311.
- [31] Bulut, M., Karakurt, L., Seramikler, *Türk Ortopedi ve Travmatoloji Birliği Dergisi*, 2011, **10**(2), 87–95.
- [32] Pilliar R. M., Metallic Biomaterials, *Biomedical materials*, DOI: 10.1007/978-0-387-84872-3.
- [33] Lula R.A., Stainless Steel, *American Society for Metals*, 1986.
- [34] Özdemirler D.,Gündüz S. ,Erden M.A.,Karabulut H.,Türkmen M., Farklı Sıcaklıklarda Sinterlenen Nb Katılmış Tm Çeliklerinin Mikroyapı Vet Mekanik Özellikleri, *Afyon Kocatepe Üniversitesi Fen ve Mühendislik Bilimleri Dergisi*, 2016, **16**, 87-91.
- [35] Gardner L. The Use Of Stainless Steels in Structures. *Prog Struc Engin Mat*, 2005, **7**(2), 45-55.
- [36] Sakumoto Y, Nakazato T, Matsuzaki A. High-Temperature Properties Of Stainless Steels For Building Structures. *J Struct Eng*, 1996, **122**(4), 399-406.
- [37] Beddoes J, Parr J.G., *Introduction to Stainless Steels*,3,U.S., 1999.
- [38] Aydın T., Paslanmaz Çeliklerin Mig Kaynağında Kullanılan Koruyucu Gazlar ve Etkileri, Doktora Tezi, İstanbul Teknik Üniversitesi, Fen Bilimleri Enstitüsü, İstanbul 2002.
- [39] Shafi Suhaid M., Reduction of Weld Decay Effect of Stainless Steels Used in Medical and Food Sector That Weld by Tig Process, Yüksek Lisans Tezi, Gaziantep Üniversitesi ,Gaziantep, 2013.
- [40] Özbek N. A., AISI 304 ve AISI 316 Östenitik Paslanmaz Çeliklerin İşlenebilirliğinin Değerlendirilmesi, *Politeknik Dergisi*, 2017, **20**(1), 43-49.
- [41] Canıgeniş N., Östenitik Paslanmaz Çeliklerin MIG Kaynağında Kullanılan Değişik Gaz Bileşenlerinin Mekanik Özelliklere Etkisi, Yüksek Lisans Tezi, Kocaeli Üniversitesi, Fen Bilimleri Enstitüsü, Kocaeli, 1999, 84289.
- [42] Singh R.,Martin M., Dahotre N. B., Influence Of Laser Surface Modification On Corrosion Behavior Of Stainless Steel 316L and Ti–6Al–4V in Simulated Biofluid, *Surface Engineering*, 2005, **21**(4), 297-306.
- [43] Hermawan H., Ramdan D., Djuansjah J., Metals for Biomedical Applications, *Biomedical Engineering – From Theory to Applications*, 2011, In Tech, 411–430.

- [44] Zhang H., Han J., Sun Y., Huang Y., Zhou M., MC3T3-E1 Cell Response to Stainless Steel 316L with Different Surface Treatments, *Materials Science and Engineering*, 2015, **56** (1), 22–29.
- [45] Davis J.R., Introduction to Stainless Steels, Materials Park ASM International, 2000, p. 584.
- [46] Wu S., Liu X., Yeung K.W.K., Liu C., Yang X., Biomimetic Porous Scaffolds for Bone Tissue Engineering, *Materials Science and Engineering*, 2014, **80**, 1–36.
- [47] Virtanen S., Milosev I., Gomez-Barrena E., Trebse R., Salo J., Kontinen Y.T., Special Modes of Corrosion Under Physiological and Simulated Physiological Conditions, *Acta Biomaterialia.*, 2008, **4** (3), 468–476.
- [48] Chen Q.Z., Thouas G.A., Metallic İmplant Biomaterials, *Materials Science and Engineering*, 2015, **4**(3), 1–57.
- [49] Aslan O., Plazma Sprey Kaplama Yöntemiyle Tek ve Çift Katmanlı Kaplanan AISI 316L Paslanmaz Çeliğın Korozyon Davranışlarının İncelenmesi, Yüksek Lisans Tezi, Afyon Kocatepe Üniversitesi, Fen Bilimleri Enstitüsü, Afyon, 2015.
- [50]. Kou S., *Welding Metallurgy*, John Wiley, New Jersey, U.S.A., 431-446.
- [51] Bronzino J. D., *The Biomedical Engineering Handbook*, Boca Raton, Crc Press 2000 USA, 2015.
- [52] Staffolani N., Damiani F., Lilli C., Guerra M., Ion Release from Orthodontic Appliances, *Journal of Dentistry*, **27** (6), 449-454.
- [53] Busby J., Maziasz P., McDuffee J., Rowcliffe A., Santella M., Sokolov M., Improved Cast Stainless Steels for Iter, Shield Modules, *2008 Annual Report*, Ornl/Tm-2008/175.
- [54] Emre E. H. , Kaçar R. , Bülbül A. , Manısalı B. AISI 316L-AISI 2205 Farklı Paslanmaz Çelik Çiftinin Kaynak Kabiliyeti, *Ömer Halisdemir Üniversitesi Mühendislik Bilimleri Dergisi*, 2017, **6**(1), 244-256.
- [55] Zardiackas L.D., Stainless Steel for İmplants, *Wiley Encyclopedia of Biomedical Engineering*, DOI:10.1002 ebs 1136.
- [56] Gümüşderelioğlu M., Tıbbın Geleceği Biyomalzemeler, *Bilim ve Teknik Dergisi*, 2002, 2-4.
- [57] Akdoğan G., Ti-6Al-4V Alaşımının Biyokorozyon ve Biyouyumluluk Özelliklerinin Araştırılması, *Gazi Üniversitesi*, 1998, 4-58.
- [58] Chevalier J, Gremillard L. Ceramics for Medical Applications A Picture for The Next 20 years, *Journal European Ceramic Society*, 2009, **29**(7), 1245-1255.

- [59] Oyar P., Diş Hekimliğinde Kullanılan Nanopartiküller, Kullanım Alanları ve Biyouyumluluk, *Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*, 2014,**24**(1), 125-133.
- [60] Zucco F, Angelis DI, Stammati A, Cellular Models for In Vitro Toxicity Testing, *Animal Cell Culture Techniques*, Ed; Clynes M, Springer Verlag, Germany, 395-422.
- [61] Connolly DT, Knight MB, Harakas NK, Wittwer AJ, Feder J, Determination of The Number of Endothelial Cells in Culture Using an Acid Phosphatase Assay, *Analytical Biochemistry*, 1986, **152**(1), 136-140.
- [62] Tokur O. ,Aksoy A., In Vitro Sitotoksikite Testleri, *Harran Üniversitesi Veterinerlik Faültesi Dergisi*, 2017,**6** (1),112-118.
- [63] Galluzzi L., Guidelines for the use and interpretation of assays for monitoring cell death in higher eukaryotes, *Cell Death Differentiation*, 2009, **16**(8), 1093-1107.
- [64] Crouch S.P.M., Kozlowski R., Slater K.J., Fletcher J., The use of ATP Bioluminescence as a Measure Cell Proliferation and Cytotoxicity, *Journal of Immunological Methods*, 1993,**160**(1), 81-88.

## KİŞİSEL YAYIN VE ESERLER

- [1] Türkmen M., **Kaya A.N.**, Erdoğan G., Hassas Döküm Yöntemi ile Üretilen Alaşımların Mikroyapı ve Sertlik Özelliklerinin Araştırılması, *3<sup>rd</sup> International Science Symposium*, Pristina, Kosova, 05-08 September 2018.



## ÖZGEÇMİŞ

1991 yılında Antalya’da doğdu. İlk ve orta öğrenimini Antalya’da tamamladı.2011 yılında girdiği Erciyes Üniversitesi Mühendislik Fakültesi Biyomedikal Mühendisliği Bölümü’nden 2015 yılında Biyomedikal Mühendisi olarak mezun oldu. 2016-2019 yılları arasında, Kocaeli Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü, Biyomedikal Mühendisliği Anabilim Dalı’nda Yüksek Lisans öğrenimini tamamladı. 2017 yılından beri Türkiye Kamu Hastaneleri Kurumu Devlet Hastanesinde Biyomedikal Mühendisi olarak görev yapmaktadır.

