

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

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

**YÜKSEK LİSANS TEZİ**

**HASSAS DÖKÜM YÖNTEMİYLE ÜRETİLEN METALİK**  
**BİYOMALZEMELERİN LAZERLE YÜZEY**  
**ÖZELLİKLERİNİN GELİŞTİRİLMESİ**

**EMRE AYKAÇ**

**KOCAELİ 2019**

KOCAELİ ÜNİVERSİTESİ  
FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

BİYOMEDİKAL MÜHENDİSLİĞİ  
ANABİLİM DALI

YÜKSEK LİSANS TEZİ

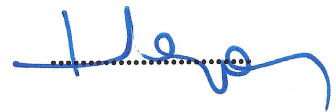
HASSAS DÖKÜM YÖNTEMİYLE ÜRETİLEN METALİK  
BİYOMALZEMELERİN LAZERLE YÜZEY  
ÖZELLİKLERİNİN GELİŞTİRİLMESİ

EMRE AYKAÇ

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

İkinci dünya savaşından itibaren karmaşık şekilli parçaların üretiminde kullanılmaya başlanan hassas döküm yöntemi, son 30 yılda ilgi çeker hale gelmiştir. Savunma sanayisinde bu yöntemin kullanımı mevcut olsa da hassas dökümle biyomalzeme üretimi üzerine yapılan çalışmalar oldukça sınırlıdır.

Biyomalzemelerin arasında mukavemeti, korozyon direnci, biyouyumluluğu ve makul maliyetlerinden dolayı 316L en çok kullanılan alaşımlardan biridir. Bu sebeple hassas döküm yöntemi ile biyomalzeme üretimi çalışmalarında ilk akla gelecek alaşımlardan biri de 316L paslanmaz çelik malzemesidir.

Bir biyomalzeme vücuda implante edildiği andan itibaren çeşili vücut sıvılarına maruz kalır. Biyomalzemelerin yüzeyleri, vücutla malzeme arasında bir tampon görevi görür. Bu yüzeylerin bir lazerle yüzey işleme prosesine maruz bırakılmasının, biyouyumluluğu etkilediği bilinmektedir.

Hassas döküm yöntemiyle üretilen metalik biyomalzemelerin lazerle yüzey özelliklerinin geliştirilmesi konusunda bana çalışma fırsatı veren, emeğini esirgemeyen değerli hocam Doç. Dr. Mustafa Türkmen'e sonsuz teşekkürlerimi sunarım. Bu tez çalışması hassas dökümle malzeme üretimi, lazerle malzeme işleme ve biyouyumluluk testleri olmak üzere 3 aşamadan oluşmaktadır. Hassas döküm yöntemi ile numune üretimi konusunda destek sağlayan NEV Vakumlu Hassas Döküm Ltd. Şti. yetkililerine teşekkür ederim. Lazerle malzeme işleme çalışmalarım da maddi manevi yardımlarını esirgemeyen başta Prof. Dr. Ersin KAYAHAN ve Öğr. Gör. Levent CANDAN olmak üzere Kocaeli Üniversitesi Lazer Teknolojileri Araştırma ve Uygulama Merkezi (KOÜ- LатарUM) ailesine sonsuz teşekkür ederim. Taramalı elektron mikroskobu incelemeleri Kocaeli Üniversitesi Mühendislik Fakültesi Metalurji ve Malzeme Mühendisliği Bölümünde gerçekleştirilmiştir. Bu konuda çalışmalarına katkıda bulunan Doç. Dr. Rıdvan YAMANOĞLU' na teşekkürü bir borç bilirim. Ayrıca biyouyumluluk testleri yapmama fırsat veren ve bana fazlasıyla vakit ayıran değerli hocam Doç. Dr. Halime KENAR' a sonsuz teşekkürlerimi ve minnet duygularımı sunarım.

Bütün hayatımda olduğu gibi bu tez çalışmamda da maddi manevi desteklerini esirgemeyen değerli aileme, annem, babam, ablam ve kız kardeşime, en içten teşekkürlerimi ve sevgilerimi sunarım.

Ocak - 2019

Emre AYKAÇ

## İÇİNDEKİLER

ÖNSÖZ VE TEŞEKKÜR .....	i
İÇİNDEKİLER .....	ii
ŞEKİLLER DİZİNİ.....	iv
TABLolar DİZİNİ .....	vi
SİMGELER VE KISALTMALAR DİZİNİ .....	vii
ÖZET.....	viii
ABSTRACT.....	ix
GİRİŞ .....	1
1. HASSAS DÖKÜM .....	3
1.1. Hassas Dökümün Tarihsel Gelişimi .....	3
1.2. Hassas Döküm Yöntemi .....	6
1.3. Hassas Dökümde Prosedürel Adımlar.....	8
1.3.1. Mum enjeksiyonu .....	8
1.3.2. Mum montaj (Model ağacı).....	8
1.3.3. Seramikleme (Kabuk oluşturma) .....	8
1.3.4. Fırınlama (Mum eritme).....	9
1.3.5. Döküm .....	10
1.3.6. Kabuk kırma .....	10
2. BİYOMETALLER.....	11
2.3. Paslanmaz Çelikler .....	12
2.1.1. Östenitik paslanmaz çelikler .....	13
2.1.2. 316L .....	13
3. BİYOUYUMLULUK .....	15
3.1. Biyoyumluluk Testleri.....	16
3.1.1. Sitotoksisite testi .....	16
4. LAZERLER .....	17
4.1. Lazer Metal Etkileşimi .....	17
4.2. Nanosaniye Lazerler .....	19
5. MALZEME VE YÖNTEM.....	21
5.1. Malzeme Üretimi.....	21
5.2. Mikroyapı Çalışmaları.....	21
5.3. Sertlik Deneyi .....	23
5.4. Lazerle Yüzey İşleme .....	23
5.5. Hücre Canlılık ve Çoğalma Testleri .....	24
5.6. SEM İçin Örnek Hazırlama .....	26
5.7. SEM İncelemeleri.....	26
6. BULGULAR VE TARTIŞMA .....	28
6.1. Mikroyapı Sonuçları.....	28
6.2. Sertlik Sonuçları .....	35
6.3. Biyoyuyumluluk Testi Sonuçları.....	35

6.3.1. Taramalı elektron mikroskobu görüntüleri .....	35
6.3.2. WST-1 sonuçları .....	48
7. SONUÇLAR VE ÖNERİLER .....	50
7.1. Sonuçlar .....	50
7.2. Öneriler .....	51
KAYNAKLAR .....	52
KİŞİSEL YAYINLAR VE ESERLER .....	58
ÖZGEÇMİŞ .....	59



## ŞEKİLLER DİZİNİ

Şekil 1.1. Eski silah kafalarının hassas dökümle üretilmesi: (a) bir araya toplanan balmumu kalıplarının yapılması, (b) balmumu boşaltıldıktan sonra erimiş metalin kil kalıbına dökülmesi, (c) katılaştıran dökümün elde edilmesi için kil kalıbının kırılması ve (d) ayrılmış ve bitmiş silah başlıkları.....	4
Şekil 1.2. Hassas dökümle üretilmiş bronz küpe .....	5
Şekil 1.3. Hassas dökümle üretilmiş dansçı kız heykeli .....	5
Şekil 1.4. Hassas döküm yönteminin aşamaları.....	7
Şekil 1.5. Seramik kaplama.....	9
Şekil 2.1. Östenitik paslanmaz çeliklerde krom karbür çökmesi: (a) sıcaklığa bağlı hassaslaşan bölgeler, (b) bu bölgelerin SEM görüntüsü .....	14
Şekil 3.1. Pürüzlülüğün hücre tutunmasına etkisi .....	16
Şekil 4.1. Lazerle malzeme işleme uygulamasının şematik gösterimi.....	18
Şekil 4.2. Gaussian bir ışının lazerle yüzey işleme uygulaması .....	20
Şekil 4.3. Pürüzlü yüzeylerde hücre tutunması.....	20
Şekil 5.1. Çeker Ocak.....	22
Şekil 5.2. Mikroyapı incelemelerinde kullanılan Nikon Mikroskop .....	22
Şekil 5.3. Sertlik Ölçüm Cihazı.....	23
Şekil 5.4. 1064 nm dalga boylu Nd: Yag Fiber lazer ve uygun galvo lazer kafası.....	24
Şekil 5.5. Biyogüvenlik Kabini.....	25
Şekil 5.6. %8 CO <sub>2</sub> 'li İnkübatör.....	26
Şekil 5.7. Püskürtmeli Kaplama Cihazı .....	27
Şekil 5.8. Au-Pd kaplanmış numuneler.....	27
Şekil 5.9. JEOL JSM-6060 marka taramalı elektron mikroskobu .....	27
Şekil 6.1. 316 L-Hassas Döküm numuneden alınmış optik mikroskop görüntüsü a) X100 ve b) X200.....	29
Şekil 6.2. 316 L-Ticari numuneden alınmış optik mikroskop görüntüsü a) X100 ve b) X200.....	30
Şekil 6.3. Lazer atımı sonrası 100 um' lik çizgi boşluğu bırakılarak işlenmiş 316L-hassas döküm numuneden alınmış optik mikroskop görüntüsü a) X200 ve b) X500.....	31
Şekil 6.4. Lazer atımı sonrası 10 um' lik çizgi boşluğu bırakılarak işlenmiş 316L-ticari numuneden alınmış optik mikroskop görüntüsü a) 20x ve b) 50x.....	32
Şekil 6.5. Lazer atımı sonrası 100 um' lik çizgi boşluğu bırakılarak işlenmiş 316 L-hassas döküm numuneden alınmış optik mikroskop görüntüsü a) X200 ve b) X500.....	33
Şekil 6.6. Lazer atımı sonrası 100 um' lik çizgi boşluğu bırakılarak işlenmiş 316 L-ticari numuneden alınmış optik mikroskop görüntüsü a) X200 ve b) X500.....	34

Şekil 6.7. 316 L Malzemelerin Sertlik Değerleri .....	35
Şekil 6.8. 316L hassas döküm numuneden 1 günlük hücre büyüme testi sonrası alınmış SEM görüntüsü a) X500 ve b) X1000. ....	36
Şekil 6.9. 316L hassas döküm numuneden 3 günlük hücre büyüme testi sonrası alınmış SEM görüntüsü a) X500 ve b) X1000. ....	37
Şekil 6.10. 316L ticari numuneden 1 günlük hücre büyüme testi sonrası alınmış SEM görüntüsü a) X500 ve b) X1000. ....	38
Şekil 6.11. 316L ticari numuneden 3 günlük hücre büyüme testi sonrası alınmış SEM görüntüsü a) X500 ve b) X1000. ....	39
Şekil 6.12. Lazerle 10 mikron çizgi boşluğu bırakılarak işlenmiş 316L hassas döküm numuneden 1 günlük hücre büyüme testi sonrası alınmış SEM görüntüsü a) X500 ve b) X1000. ....	40
Şekil 6.13. Lazerle 10 mikron çizgi boşluğu bırakılarak işlenmiş 316L hassas döküm numuneden 3 günlük hücre büyüme testi sonrası alınmış SEM görüntüsü.....	41
Şekil 6.14. Lazerle 10 mikron çizgi boşluğu bırakılarak işlenmiş 316L ticari numuneden 1 günlük hücre büyüme testi sonrası alınmış SEM görüntüsü a) X500 ve b) X1000. ....	42
Şekil 6.15. Lazerle 10 mikron çizgi boşluğu bırakılarak işlenmiş 316L ticari numuneden 3 günlük hücre büyüme testi sonrası alınmış SEM görüntüsü a) X500 ve b) X1000. ....	43
Şekil 6.16. Lazerle işlenmiş 316L hassas döküm numuneden 1 günlük hücre büyüme testi sonrası alınmış SEM görüntüsü a) X500 ve b) X1000. ....	44
Şekil 6.17. Lazerle işlenmiş 316L hassas döküm numuneden 3 günlük hücre büyüme testi sonrası alınmış SEM görüntüsü a) X500 ve b) X1000. ....	45
Şekil 6.18. Lazerle işlenmiş 316L ticari numuneden 1 günlük hücre büyüme testi sonrası alınmış SEM görüntüsü a) X500 ve b) X1000. ....	46
Şekil 6.19. Lazerle işlenmiş 316L ticari numuneden 1 günlük hücre büyüme testi sonrası alınmış SEM görüntüsü a) X500 ve b) X1000. ....	47
Şekil 6.20. 440 nm dalga boyuna sahip absorbans değerlerine göre 24 saat sonundaki canlı hücre sayısı.....	48
Şekil 6.21. 440 nm dalga boyuna sahip absorbans değerlerine göre 72 saat sonundaki canlı hücre sayısı.....	48
Şekil 6.22. 440 nm dalga boyuna sahip absorbans değerlerine göre 72 saat sonundaki canlı hücre sayısı.....	49

## TABLÖLAR DİZİNİ

Tablo 2.1. Östenitik Paslanmaz Çeliklerin mekanik özellikleri.....	13
Tablo 5.1. Deneylerde kullanılan 316L malzemenin kimyasal bileşimi.....	21
Tablo 5.2. Deneysel çalışmada kullanılan lazer parametreleri .....	24





## SİMGELER VE KISALTMALAR DİZİNİ

R	: Çap
nm	: Nanometre
$\mu\text{m}$	: Mikrometre
mm	: Milimetre
HV	: Vickers ölçeğinde sertlik değeri
$\beta$	: Hacim merkezli kübik yapısındaki titanyum alaşımı

### Kısaltmalar

Au	: Altın
Co	: Kobalt
Cr	: Krom
DMEM	: Dulbecco's Modified Eagle Medium (Dulbecco'nun Değiştirilmiş Besi Ortamı)
DPBS	: Dulbecco's Phosphate Buffered Saline (Dulbecco'nun Fosfat Tamponlu Tuzu)
FBS	: Fetal Bovine Serum (Fötal Dana Serumu)
HAZ	: Heat affected zone (Isıdan etkilenen bölge)
HBSS	: Hanks' Balanced Salt Solution (Hank'in dengeli tuz çözeltisi)
H.D	: Hassas Döküm
ISO	: International Organization for Standardization (Uluslararası Standart Örgütü)
IR	: Infrared (Kızılötesi)
Mg	: Magnezyum
Mo	: Molibden
M.Ö	: Milattan Önce
M.S	: Milattan Sonra
Nd: YAG	: Neodymium Doped Yttrium Aluminum Garnet (Neodimyum Katkılı İtiryum Aliminyum Garnet)
Pd	: Paladyum
rpm	: Revolution Per Minute (Dakikadaki Devir Sayısı)
SEM	: Scanning Electron Microscope (Taramalı Elektron Mikrokobu)
SS	: Stainless Steel (Paslanmaz Çelik)
Ti	: Titanyum
UV	: Ultraviyole
Zr	: Zirkonyum

# HASSAS DÖKÜM YÖNTEMİYLE ÜRETİLEN METALİK BİYOMALZEMELERİN LAZERLE YÜZEY ÖZELLİKLERİNİN GELİŞTİRİLMESİ

## ÖZET

Bu çalışmada, endüstride yaygın olarak kullanılan alaşımlardan; 316L paslanmaz çelik malzemelerin hassas döküm yöntemi ile üretimi gerçekleştirilmiştir. 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 malzemenin halihazırda ticari olarak kullanılan 316L paslanmaz çelik ile mikroyapı ve sertlik özellikleri arasındaki farklar irdelenmiştir. Ayrıca, iki farklı üretim yöntemi ile üretilen 316L malzemelerin yüzeyinde fiber lazerinin meydana getirdiği değişimler incelenmiştir. Kullanılan lazerin her iki yöntemle üretilen 316L malzemesinin yüzey yapısında farklı değişiklikler yaptığı gözlenmiştir. Malzemenin yüzeyi vücut sıvıları ve biyomalzeme arasında bir tampon olduğundan yüzey özellikleri ile biyouyumluluk arasında ilişki olduğu bilinmektedir. Bu çalışmada sitotoksisite testlerinden biri olan L929 hücre büyüme testi uygulanmış ve böylece lazerle yüzey işleminin her iki yöntemle üretilen 316L malzemelerin biyouyumluluklarını nasıl etkilediği kıyaslamalı olarak incelenmiştir.

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

# **IMPROVING THE SURFACE PROPERTIES OF METALLIC BIOMATERIALS WITH LASER FABRICATED BY INVESTMENT CASTING METHOD**

## **ABSTRACT**

In this study, the alloys commonly used in industry; 316L stainless steel materials were fabricated by investment casting method. Hardness values, depending on the microstructure, constitute an important stage of the properties that can be improved and controlled. For this purpose, the difference between the microstructure and hardness properties of 316L stainless steel material which is produced by precision casting method and the commercially used 316L stainless steel is examined. In addition, the changes of the fiber laser on the surface of 316L materials manufactured by two different production methods were examined. It was observed that the laser used made different changes in the surface structure of the 316L material produced by both methods. Since the surface of the material is a buffer between body fluids and biomaterials, it is known that there is a relationship between surface properties and biocompatibility. In this study, one of the cytotoxicity tests, L929 cell growth test was applied. In this way, It was comparatively investigated how laser surface treatment affects the biocompatibility of 316L materials manufactured by both methods.

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

## GİRİŞ

Biyomalzemeler, canlı sistemlerle etkileşerek hasarlı vücut parçalarının onarımında faydalı olan doğal veya sentetik malzemelerdir. Bu malzemeler ya insan vücudunun bir bileşenini değiştirmek ya da fizyolojik fonksiyonları desteklemek için kullanılır. Bu nedenle, biyomalzemeler insan hücreleri, dokuları veya organları ile etkileşime girer ve hatta bazen işlevlerini yerine getirirler. Son beş yılda, metalik, seramik, polimerik ve kompozit malzemeler dahil olmak üzere tüm malzeme sınıfları biyomedikal uygulamalar için mühendisler ve bilim adamları yetiştirmiştir [1].

Başlangıçta, malzemelerde “biyouyumluluk” hakkında çok az bilgi vardı. Ancak, günümüzde biyomedikal uygulamalar için bir malzemedeki istenen biyolojik özellikler anlayışımızın ilerlemesiyle, insan yaşamının kalitesini iyileştirmek için ve farklı hastalıkların tedavisi için eşsiz malzeme özellikleri sürekli olarak aranır hale gelmiştir. Doğal olarak, biyomateryallerin üretimi, güvenilirliği artırmak ve insan vücudunun reddetme riskini azaltmak için önemli bir konu haline gelmektedir. Gelişmiş üretim teknikleri, maliyetleri düşürmek, envanteri en aza indirmek ve in vivo performansı en üst düzeye çıkarmak için biyomateryalleri işlemek sürekli araştırılmaktadır. Tek komponentli imalatlar haricinde, geleneksel imalat yöntemleriyle üretilmesi zor olan çok parçalı yapılar üretmek için ileri üretim bilimleri de araştırılmaktadır.

Mukavemeti, korozyon direnci, biyouyumluluğu ve makul maliyetlerinden dolayı, biyomedikal implantlarda 316L paslanmaz çelik, kobalt-krom-molibden alaşımları, saf titanyum ve titanyum alaşımlarının kullanılması tercih edilmektedir [2]. Bileşiklerinde %12 krom bulunan paslanmaz çelikler 5 ana kategoride sınıflandırılır. Bunlar: Östenitik, martenzitik, ferritik, çift fazlı ve çökeltme sertleşmesine uygulanabilen paslanmaz çeliklerdir. Bileşiminde % 8 oranında nikel bulunduran paslanmaz çelikler östenitik paslanmaz çeliklerdir. Östenitik paslanmaz çeliklerin az miktarda molibden içeren grubu 316 grubudur ve karbon oranının %0,08'den %0,03'e düşürülmesiyle 316L paslanmaz çelik alaşımı oluşturulur. Karbon oranının

yüksek olması yüzeyde krom-karbür bileşiğinin oluşmasına neden olabilir. Bu durum krom oranını düşüreceğinden alaşımın paslanmazlık özelliğini azaltır. Bu sebeple bu çalışmada medikal alanında da sıklıkla kullanılan 316L alaşımı tercih edilmiştir.

Döküm endüstrisi, karmaşık yüzeyler, karışımlar, iç özellikler ve farklı kalınlıklarda mükemmel yüzeyli malzemeler üretebilen ve metalurjik sınırlamaları en aza indiren önemli bir imalat sektörüdür [3]. Kalıp malzemeleri, kalıplama yöntemleri, eritme ocakları, döküm malzemeleri gibi alanlarda devamlı geliştirilen döküm teknolojisi günümüzde yaygın olarak kullanılan bir imalat yöntemi haline gelmiştir. Metal döküm teknikleri arasında kullanılan kalıpların türüne göre iki gruba ayrılır. Harcanan kalıp kullanılan yöntemlerde katılma sonrasında parça çıkarılırken kalıp bozulur. Bu yüzden her parça için yeni bir kalıp gereklidir. Kalıcı kalıp kullanılan yöntemlerde ise kalıp defalarca kullanılabilirdiğinden seri üretim için daha ekonomik çözümdür [4]. Hassas döküm tekniği harcanan kalıp kullanılan yöntemler arasında yer almaktadır. Ancak harcanan kalıp kullanılan diğer yöntemlere göre daha ekonomiktir. Geçmişte kuyumculuk sektöründe kullanılmış günümüzde ise savunma sanayisinde kullanılmaya başlanmış olan yöntemin henüz biyomedikal alanda özellikle kompleks şekilli biyomalzemelerin üretiminde kullanımına rastlanılmamıştır. İmplant yüzeyinin yapısı, hücre yapışmasını, yayılmasını ve çoğalmasını teşvik etmek açısından çok önemlidir. Lazer yüzey yapılandırma yöntemi biyomedikal endüstrisinde malzemelerin yüzey özelliklerini modifiye etmek için eşsiz, gelecek vadeden, kontaminasyonsuz, temassız ve esnek bir yüzey işleme tekniğidir [5].

316L Paslanmaz çeliklerin lazer ile yüzey işleme ve biyoyumluluk davranışları ile ilgili çalışmalara literatürde rastlanmasına rağmen hassas döküm yöntemi ile üretilen 316 L paslanmaz çeliklerin lazer ile yüzey işlemenin biyoyumluluğu nasıl etkilediğiyle ilgili çalışmaların olmadığı tespit edilmiştir. Dolayısı ile bu çalışmanın konusu, hassas döküm yöntemi ile üretilen ve ticari olarak temin edilen 316L paslanmaz çeliklerde lazer ile yüzey modifikasyonunun biyoyumluluk davranışı üzerine etkisinin araştırılmasını içermektedir. Bu çalışmada farklı proses ile üretimi gerçekleştirilmiş 316 L paslanmaz çelik malzemelerin yüzeyleri lazer ile işlenmiştir. İşlenen bu yüzeylere hücre büyüme testleri uygulanarak söz konusu metalik biyomalzemelerin üretim yöntemine bağlı olarak biyoyumluluk özelliklerinde meydana gelen değişimin derecesi belirlenmeye çalışılmıştır.

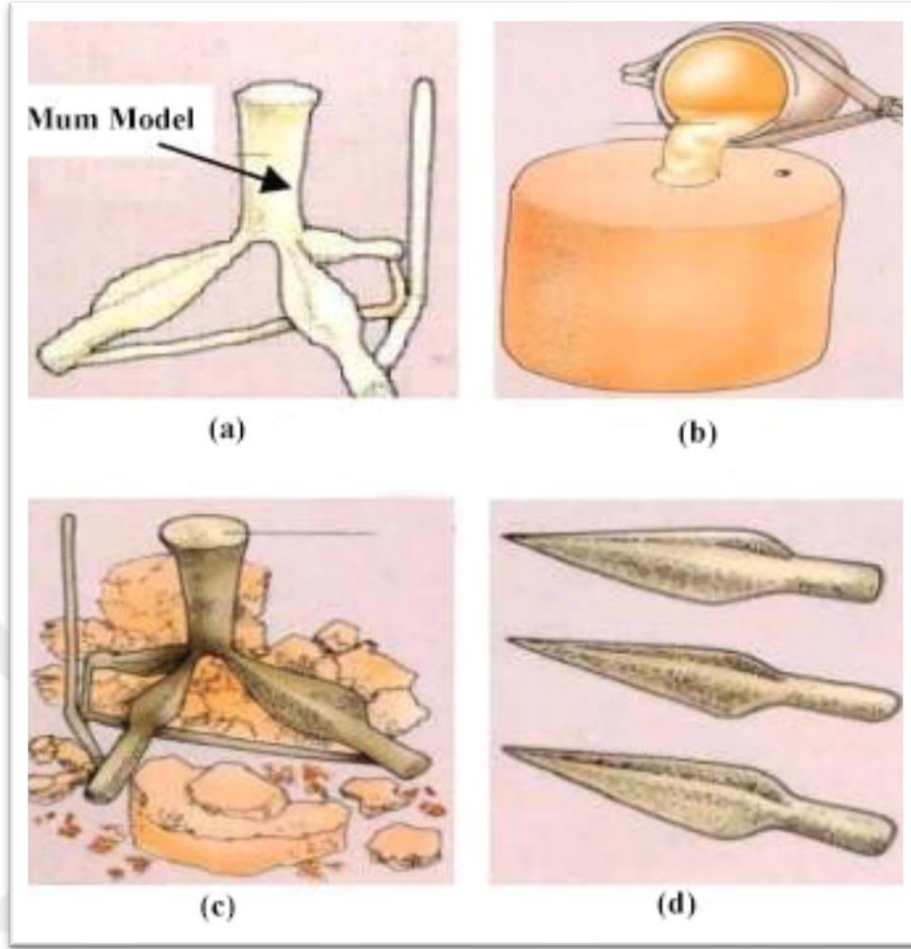
## **1. HASSAS DÖKÜM**

Hassas döküm yöntemi, poroziteyi ve diğer kusurları en aza indiren, parçaların tam şekillerini ve boyutlarını üretme gücüne sahip olan bir prosestir. Hassas döküm metal parça imalat sektöründe parçanın son haline en yakın döküm şeklidir [3]. İstenilen parçanın mum modeli oluşturulduktan sonra özel bir seramik karışımla kaplanır ve bu karışım mum model üzerinde katılaştıktan sonra otoklav fırınlarında mum seramik kaplamanın dışına alınır. Daha sonra istenilen alaşımı döküm ocağında hazırladıktan sonra sinterlenmiş seramik kalıp içine dökülür. Böylece metal soğuduktan sonra seramik kalıp içindeki şekli olur. Uzun yıllar boyunca döküm yöntemleri arasında önemli bir yer almıştır. Hassas döküm yöntemi bugün piyasada mevcut olan en eski yöntemlerden biridir. Mükemmel yüzey kalitesi, boyutsal doğruluk ve karmaşık şekillerdeki parçaları üretme kabiliyeti ile bilinir. İşlenmesi zor ve karmaşık şekilli parçalarla, net ve yakın geometrili dökümler yapmak özellikle bu yöntem ile mümkündür. Hassas döküm, sıkı geometrik tolerans ve yüksek doğruluk ile karmaşık şekiller ve net baskılar üretme kabiliyetine sahiptir. Bu, tezgahlarda üretimi zor olan parçaları üretmek için alternatif bir yaklaşımdır. Aynı zamanda sanat dökümleri yapmanın en eski şekli olarak düşünülmektedir [6].

### **1.1. Hassas Dökümün Tarihsel Gelişimi**

Tarihte insanların ilkel araçları üretmek için bu yöntemi kullanması M.Ö. 5000 yıllarına kadar uzandığı bilinmektedir.

Şekil 1.1, savaş başlığı atma sürecini kullanarak, silah kafaları yapmak için eski insanların izlediği diziyi göstermektedir.



Şekil 1.1. Eski silah kafalarının hassas dökümle üretilmesi: (a) bir araya toplanan balmumu kalıplarının yapılması, (b) balmumu boşaltıldıktan sonra erimiş metalin kil kalıbına dökülmesi, (c) katılaştıran dökümün elde edilmesi için kil kalıbının kırılması ve (d) ayrılmış ve bitmiş silah başlıkları [6]

Eski insanlar başlangıçta balmumu modellerini ilkel araçlardan yapmıştır. Bu tür balmumu modellerinin birçoğu bir araya getirildi. Balmumu bir kum kalıbı içine sıkıştırıldıktan sonra, ısıtılarak mum kum kalıptan dışarı akıtıldı ve bu durum içi boş bir kalıp oluşmasına neden oldu. Ardından boşluğa erimiş metal döküldü. Daha sonra katılaşmış silah başları ayrıldı [7]. Kotzin, bu sürecin yüzyıllarca mücevher, putlar ve sanat dökümleri için kullanıldığını belirtti. Bu mücevher dökümleri sadece Orta ve Güney Amerika'daki İnka mezarları olan Mısır firavunlarının hazinelerinde değil aynı zamanda Avrupa'da eski Etrüskler, Yunanlılar vb. de bulunmuştur. Şekil 1.2'de Bizans dönemine ait, hassas dökümle üretilmiş bir küpe gösterilmiştir. Örnekler arasında, özellikle Çin, Hindistan'ın Indus Vadisi uygarlığı ve Harappan uygarlığı gibi dünyada çeşitli örnekler bulunmaktadır [8].



Şekil 1.2. Hassas dökümle üretilmiş bronz küpe



Şekil 1.3. Hassas dökümle üretilmiş dansçı kız heykeli

Harappan uygarlığının bronz figürü olan Şekil 1.3'de gösterilen dans kızı, yaratıcılığıyla ünlüdür. İmparatorluk Roma Dönemi'ndeki Vittoria Alata Heykeli,



Kolomb öncesi Meksika Aztekleri, Tutankhamun'daki Mısır Türbeleri ve Mezopotamya'dan gelen sanat ürünleri gibi diğer örnekler, bu sürecin bakır, bronz ve altın resimleri üretiminde yaygın olarak kullanıldığını gösterdi. Kotzin'in çalışması, hassas döküm sürecinin, eski uygarlıklar boyunca halkın kültürünü değiştirip iyileştirmesinde önemli bir rol oynadığını göstermiştir [8].

Barnett'e göre, hassas döküm teknolojisi İkinci Dünya Savaşı sırasında Amerika Birleşik Devletleri'nde, uçak motorları için türbin kanatları da dahil olmak üzere karmaşık geometrili hassas bileşenlere ihtiyaç duyulması nedeniyle büyük bir evrim geçirdi. İkinci Dünya Savaşı sırasında geleneksel takım işleme süreçleri savaşın neden olduğu artan talebi karşılayamadığı için alternatif güzergahlar gerekiyordu. Hassas döküm prosesi bu alternatiflerden biri haline geldi ve bu işleme, işleme aleti endüstrisinde kullanılan bitmiş bileşenlerin üretilmesi için acil bir talebi karşılamak için kaçınılmaz oldu. Birçok karmaşık şekilli bileşen üretmek, pürüzsüz yüzeyleri alttan kesmek, doğru boyutlara ve hassas detaylara sahip parçalara çözüm önerdi. Eddy ve ark., modern çağda hassas döküm sürecinin farklı uygulamalarını ve avantajlarını sıralamıştır [9].

- Turbo şarj jantlarından golf sopası kafalarına, elektronik kutulardan kalça protezi implantlarına, genel mühendislikten uzay mühendisliğine ve savunma savunma sanayisine kadar çeşitli parçaları üretmek için kullanılır.
- Toplam dökümün üçte birini, çelik dökümleri oluşturmaktadır.
- Demir dışı alaşımlar arasında alüminyum ve alaşımları için geniş bir uygulama yelpazesi vardır.

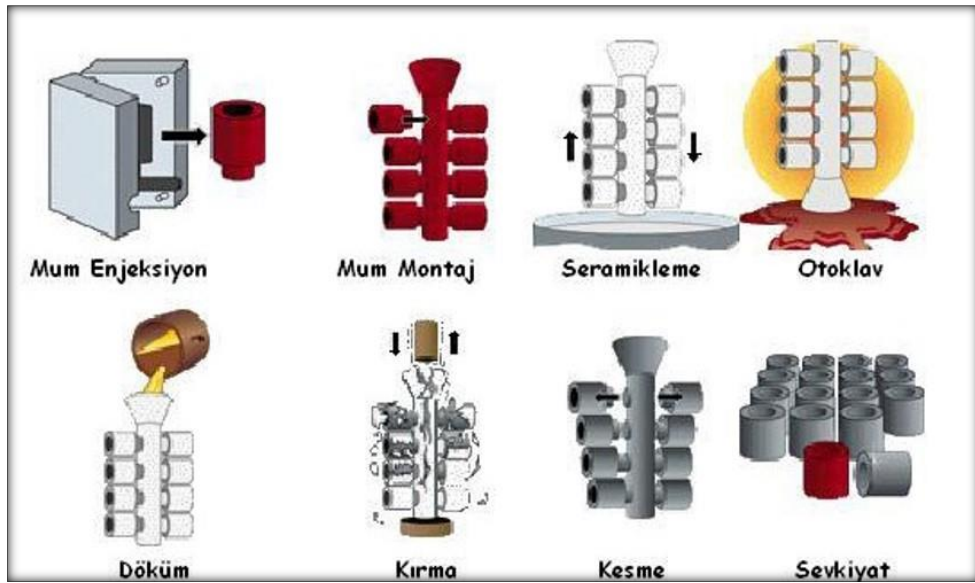
## **1.2. Hassas Döküm Yöntemi**

Hassas döküm tekniği 2. Dünya savaşına kadar ticari olarak sadece kuyumcu ve dişçiler tarafından uygulanmış; daha sonra özellikle uçak, tekstil, elektronik ve makine sanayinde hassas parçalara duyulan, yöntemin endüstriyel uygulamasını yaygınlaştırmıştır. Hassas dökümler için metalurjik sınırlamalar yoktur. Mükemmel yüzey kaplaması bu işlemin en büyük avantajıdır. Bu işlemlerle çok ince ayrıntılar ve ince kesitler üretilebilir. Bu işleme hiçbir ayrıntılı ve pahalı alet takımı gerekli değildir. Ancak, bu daha pahalı bir işlemdir, çünkü mum deseni ve seramik bulamaç hazırlıklarında büyük bir el emeği gerekmektedir.

Üretilecek her bir parça için ayrı bir model hazırlanmasının gerekli olduğu hassas dökümde mum, plastik, donmuş cıva v.b. modeller kullanılır. Modeller, mum veya plastiğin metal kalıba enjeksiyonu ile üretilir ve çok sayıda model, ortak bir yolluğa bağlanarak salkım şeklinde düzenlenir. Dökülen metalin türü, parça boyutları, istenen soğuma hızı gibi faktörlere bağlı olarak aşağıdaki iki farklı kalıplama yönteminden biri seçilir [4]:

- a) Dereceli hassas döküm
- b) Seramik kabuklu hassas döküm

Hassas döküm tekniğinde, üretimi gerçekleştirilecek parçanın modeli için metal kalıp yapılmaktadır. Modeller, mumun metal kalıba enjeksiyonu ile üretildikten sonra, mum modeller aynı yolluk üzerinde olacak şekilde bağlanarak salkım şeklinde model ağacı oluşturulur. Bu durum aynı anda birden fazla parçanın seri üretimine imkan tanımaktadır. Şekil 1.4, Hassas döküm yöntemi ile üretimin aşamaları göstermektedir. Oluşturulan model ağacı, refrakter çamurla kaplanmaktadır. Bu kaplama kabuk şeklinde olabileceği gibi dereceli olarak da yapılmaktadır. Kaplama sonrası, kalıp ısıtılarak eritilen mum model malzemesinin dışarı çıkarılması sonucu kalıp boşluğu elde edilmektedir. Kaplanan mumun oluşturulan seramik kabuk içerisinden dışarı çıkartılmasından sonra seramik kabuk pişirilmektedir. Metalin ergime sıcaklığının üzerine ısıtılarak eritilmesi sonrası, oluşturulan boşluklara, istenen şekil elde edilmek üzere dökülmek suretiyle döküm yapılmaktadır. Döküm işlemi sonrası kabuk kırma, kesme ve yüzey işlemleri sonrası nihai ürün elde edilmektedir [10].



Şekil 1.4. Hassas döküm yönteminin aşamaları [11]

### **1.3. Hassas Dökümde Prosedürel Adımlar**

#### **1.3.1. Mum enjeksiyonu**

Hassas döküm işleminin ilk adımı, bu amaç için en uygun olan geleneksel balmumu (farklı derecelerde balmumu ve katkı maddelerinin bir karışımı) kullanarak nihai dökümün bir kopyasını üretmektir. Kir seviyesi ve diğer kirlenmiş parçacıklar belirli bir limite ulaşana kadar belirli sayıda döngü için geri dönüştürülebilir. Balmumun en arzu edilen özellikleri düşük viskozite ve büzülmedir. Genel olarak, 55 °C'lik bir sıcaklıktaki erimiş mum, bir balmumu enjeksiyon aleti yardımıyla hassas şekilde işlenmiş bir kalıp boşluğuna enjekte edilir [12]. Mum enjeksiyonundan sonra, katı balmumu replikası, kalıbın ayrılmaz bir parçası olarak sağlanan ejektör pimleri yardımı ile kalıptan dışarı atılır. Optimum bir tutma süresine izin verildikten sonra, mum kopyası güvenli bir şekilde çıkarılmalıdır.

#### **1.3.2. Mum montaj (Model ağacı)**

Her döküm prosesinde ergiyik metalin boşlukları doldurabilmesi için boşluklara giden yollara ihtiyaç vardır [13]. Hassas döküm yönteminde, dökümün maliyeti gösterildiği gibi bir mum model ağacı oluşturarak en aza indirilebilir. Genel olarak, kalıp tasarımının zorluğu nedeniyle tam bir mum deseni veya desen ağacı üretmek her zaman gerekli değildir. Ancak üretilecek parçaların sayısı fazla olduğunda bu yöntem kullanılmaktadır. Tek bir ağaçtaki mum kopyalarının miktarı, üretilecek parçanın boyutuna, ağırlığına ve döküm işlemi yapılacak metalin cinsine bağlıdır.

#### **1.3.3. Seramikleme (Kabuk oluşturma)**

Seramik kabuk oluşturma, hassas dökümde yer alan temel adımlardan biridir. Mum eritme işleminden önce içerisine ergiyik metal dökülecek oyukların şekillenmesi için, oluşturulan model ağacı Şekil 1.5'de gösterildiği gibi ısıya dayanıklı bir seramik refrakter ile kaplanmalıdır. Bu proses dökülecek metalin boyutuna, ağırlığına ve yoğunluğuna bağlı olarak karar verilen belirli bir kalınlığa sahip seramik bir kabuk oluşturmayı içerir. Refrakter bir seramik kalıp malzemesini seçmeden önce dikkat edilmesi gereken özelliklerin başında, yeterli elastik dayanım, yeterli fırınlama mukavemeti, ısı geçirgenliği, kabuğun iyi yüzey yapısı, yeterli gerilme mukavemeti,

ve yeniden kullanılabilirlik gibi özellikler gelmektedir. Genel olarak, seramik bulamaç, bir seramik un (refrakter toz), sıvı bir bağlayıcı olarak bazik koloidal silika ve sulu bulamaç sağlamak için başka bileşenlerin bir karışımını içerir. Seramik tozu, silika kumu, alümino-silikatlar, alümina ve zirkonyum silikat veya zirkon içerir. Seçim, bulunabilirlik, maliyet ve dökümhane performansına göre belirlenir. Alümino-silikatlar ateşlenmiş, ezilmiş veya öğütülmüş killerden çeşitlilik gösterir. Zirkonyum silikat veya zirkon, mükemmel yüksek sıcaklık eylemsizliği ve kararlılığı nedeniyle, birincil kaplama dolgu maddesi olarak yaygın şekilde kullanılır. Zirkon doğal olarak ince bir kum şeklinde bulunur ve bazen ince primer kaplama sıva ve dolgu malzemesi olarak kullanılır.



Şekil 1.5. Seramik kaplama [14]

#### **1.3.4. Fırınlama (Mum eritme)**

Seramik kalıbı hazırladıktan sonra, mum malzemesi bir oyuk oluşturmak üzere eritilir. Çoğunlukla otoklavlama denilen mum eritme, mumun çeşitli kontaminasyonların oluşumunu önlemek için kontrollü bir şekilde gerçekleştirilir, böylece mum tekrar kullanılabilir. Küçük ölçekli döküm endüstrilerinde, seramik kalıplar yaklaşık 15 dakika boyunca 180-200 °C sıcaklıkta bir balmumu kabına yerleştirilir. Bu yöntemin büyük bir dezavantajı vardır: eriyen mum, refrakter parçacıkların tepkimeye girmesinden dolayı geri dönüştürülemez. Bu durumla başa çıkmak için araştırmacılar alternatif yolları araştırmışlardır. Bu alternatiflerden biri, balmumu eriyiklerinin güvenli bir şekilde geri kazanılmasına yardımcı olmak için endüstrilerde yaygın olarak kullanılan mikrodalga fırınlamadır [15].

### **1.3.5. Döküm**

Seramik kalıbın pişirilmesinden hemen sonra, erimiş metal boşluğun içine dökülür ve katılaşmaya bırakılır. Metalin dökülme sıcaklığı, viskoziteyi fazlaca yönetmek ve boşluğun ince detaylarını doldurmak için yeterli olmalıdır. Dökülme sıcaklığı, seramik kabuğu kırabileceği için çok yüksek olmamalıdır. Dökme sıcaklığının sertlik, darbe dayanımı ve çekme dayanımı gibi mekanik özellikler üzerindeki etkisini incelemek için birkaç araştırma yapılmıştır. Dökme sıcaklığının sertliğe yaklaşık % 99,28, yüzey pürüzlülüğü için % 49,66 ve boyutsal hassasiyete % 68,38 oranında katkı sağladığı bulunmuştur [16]. Eritme ve döküm sırasında, seramik kabuğun ön ısıtma sıcaklığı 400 ° C ila 800 ° C arasında değişmiştir, dökme sıcaklığı 1550 ° C ve 1650 ° C arasında değişmiştir, kabuk dönme hızı 200 rpm'de tutulmuş ve işlem sırasında vakum 1 Pa'da muhafaza edildi. Seramik kabukların mükemmel kimyasal stabiliteye sahip olduğu, katılaşma sırasında eriyik basıncını sürdürme gücü ile birleştiğinde çok iyi termal şok direncine sahip olduğu bulundu [17]. Aynı zamanda, kabukları kırmaya zarar vermeden kolayca kırmak mümkündür. Böylece, santrifüjlü vakumlu dökme işlemi, yatırım dökümüyle karmaşık yüksek sıcaklıktaki alaşımları dökmek için başarıyla kullanılabilir.

### **1.3.6. Kabuk kırma**

Hassas döküm işleminin son adımı, seramik malzemenin dökümden çıkarılması veya parçalanmasıdır. Refrakter seramiklerin katmanları manuel olarak veya bir pnömatik titreşim makinesi kullanılarak çıkarılabilir. Genellikle uzun ve zorlu işlemlerden oluşur fakat literatürde bu işlemler için araştırılan çeşitli uygulamalar mevcuttur [18] [19].

## 2. BİYOMETALLER

Metalik biyomalzemeler, seramik ve polimerik biyomalzemelere kıyasla mükemmel mekanik özellikler ve dayanıklılık göstermesi nedeniyle klinik uygulamalarda yaygın olarak kullanılmaktadır. Ancak yine de kanla temas eden implantlar için uyumluluk, ortopedik uygulamalarda kemik iletkenliği, korozyon ve aşınma direnci gibi konularda yetersizdir. Canlı dokuya metalik bir biyomateryal implante edildiğinde, malzemenin yüzey özellikleri, biyolojik ortam ve implant arasındaki etkileşimlerde kritik rol oynar [20]. Bu nedenle, yüzey fonksiyonelleşmesi, yüzey biyoaktivitesini ve diğer biyo-işlevsel özellikleri geliştirmek, hücre ve doku tepkilerini arttırmak için özel ilgi ve gereksinimdir.

Metallerin biyomedikal uygulamalar için kullanımı, Avrupanın eski dönemlerinde insan kemiğine bir demir diş implantları etngre edilmesine, M.S 200 lere dayanmaktadır [21]. Biyometaller ortopedik (diz eklemi, total kalça eklemi, kemik plakları, kırık fiksasyonu telleri, iğneler, vidalar ve plaklar) ve kardiyovasküler (yapay kalp kapakçıkları, vasküler stentler ve kalp pilleri) olmak üzere implantların yaklaşık %70 ini oluşturmaktadır. Şimdiye kadar, en çok kullanılan üç metalik biyomateryaller paslanmaz çelikler (SS), kobalt-krom (Co-Cr) alaşımları ve titanyum (Ti) alaşımlarıdır [22]. 316 L tipi SS (SS316L), kemik plakaları ve vidalar gibi kalıcı olmayan implantlar için en yaygın kullanılan metaldir, diğer yandan Co-Cr veya Ti alaşımları, korozyon direncinden dolayı, kalça implantları gibi kalıcı olanlar için daha fazla kullanılır. SS316L'deki nikel toksisitesinin endişesi, ortopedik ve kardiyovasküler stent uygulamaları için gelecekte ümit verici bir değişim olarak nikel içermeyen yüksek nitrojenli SS'nin geliştirilmesine yol açmıştır. Bu yeni alaşımın, mükemmel korozyon ve aşınma direnci ile birlikte geliştirilmiş biyoyumluluğa sahip olduğu kanıtlanmıştır [23]. Ağırlıklı olarak Co-Cr-Mo ve Co-Cr-W-Ni serisi olarak gösterilen Co-Cr alaşımları, yüksek korozyon ve aşınma dirençleri ile karakterize edilmiştir [24]. Yapay eklemler, takma teller ve stentler gibi çeşitli implantlar yapmak için kullanılmıştır [25]. Saf Ti ve Ti – 6Al – 4 V, ortopedik ve dental uygulamalarda üstün biyoyumluluk, oyuklu korozyon direnci, SS ve Co-Cr alaşımlarına göre mukavemetinin yüksek

olması nedeniyle kullanılmıştır [26]. Ti-6Al – 4 V'de bulunan zararlı elementlerden ve stres koruyucu etkisinden sakınmak için toksik olmayan ve düşük Young modülüne (35-80 GPa) sahip bir dizi  $\beta$  tipi Ti alaşımları geliştirilmiştir [27,28].

Söz konusu üç metal dışında, biyobozunur metaller, geçici implantlar için ideal malzemeler olarak geliştirilmiştir. İşlevlerini yerine getirdikten sonra vücutta güvenli bir şekilde parçalanmaları, böylece, uzaklaştırma cerrahisine duyulan ihtiyacın ortadan kaldırılması, iyileşme sürecinin hızlandırılması, implantın kalıcı varlığından kaynaklanan risklerin azaltılması ve sonuçta genel hastanede yatma süresinin ve maliyetlerinin azaltılması beklenmektedir [29]. En çok incelenen üç metal arasında (magnezyum, demir, çinko), magnezyum ve onun alaşımları ticari ürünlere doğru ilerlemektedir. Bu alaşımlar kemiklere benzer fiziksel ve mekanik özelliklere sahiptirler. Young modülleri kemiğin Young modülü değerine uygun olması bu alaşımları ortopedik uygulamalarda kullanılabilir hale getirmiştir. Magnezyum alaşımları genellikle insan vücudunda çok hızlı aşınır, ancak yüksek saflıkta Mg, uygun alaşım elementleri, kompozit yapı, nanokristal ve amorf mikro yapı ve yüzey modifikasyonu gibi hızlı bozunmasını geciktirmek için çeşitli geliştirmeler yapılmıştır [30].

### **2.3. Paslanmaz Çelikler**

Paslanmaz çelikler, en az yaklaşık % 12 Cr içeren demir bazlı alaşımlardır. %12, pas oluşumunu önlemek için gerekli miktardır. Bu nedenle bu tür çelikler, “paslanmaz çelik” olarak adlandırılır.

Östenitik, martenzitik, ferritik, çift fazlı ve çökelme sertleşmesine uygulanabilen (17-PH) olmak üzere mikroyapılarına göre beş kategoride sınıflandırılan paslanmaz çeliklerde nikelin % 8'in üzerinde olması östeniti oda sıcaklığında kararlı hale getirir ve bu tür paslanmaz çelikler östenitik paslanmaz çelik olarak isimlendirilir [31]. Petrokimya, arıtma tesisleri ve medikal endüstri gibi pek çok sahada kullanım alanı bulan Bu çelikler mükemmel mekanik özelliklere ve korozyon dayanımına sahiptirler [32,33].

### 2.1.1. Östenitik paslanmaz çelikler

Östenitik paslanmaz çelikler, ortopedik çalışmalarda en çok kullanılan alaşımlardır. Özellikle deformasyonla kolayca sertleştirilen 316L tipi alaşımlar bu alanda kullanılmaktadırlar. Östenitik paslanmaz çelikler, mükemmel mekanik özelliklere ve korozyon direncine sahip alaşımlardır [34,35]. Tablo 2.1’de bazı östenitik paslanmaz çeliklere ait mekanik özellik değerleri verilmiştir [36].

Tablo 2.1 Östenitik Paslanmaz Çeliklerin mekanik özellikleri [36]

Çelik türü AISI	Isıl işlem şartı	Çekme dayanımı N/mm <sup>2</sup>	Akma dayanımı N/mm <sup>2</sup>	Uzama %
304	Tavlı	586	241	55
304L	Tavlı	552	207	55
316	Tavlı	586	241	55
316L	Tavlı	538	207	55
317	Tavlı	620	276	50
317L	Tavlı	586	241	50
321	Tavlı	599	241	55

Östenitik faz manyetik olmadığı için, demir içerikli alaşımlarda korozyon açısından da diğer fazlara göre daha avantaj sağlamaktadır. Az miktarda katılan molibdenin alaşımın özellikle oyuklu korozyona direncini artırdığı literatürde belirtilmiştir [37].

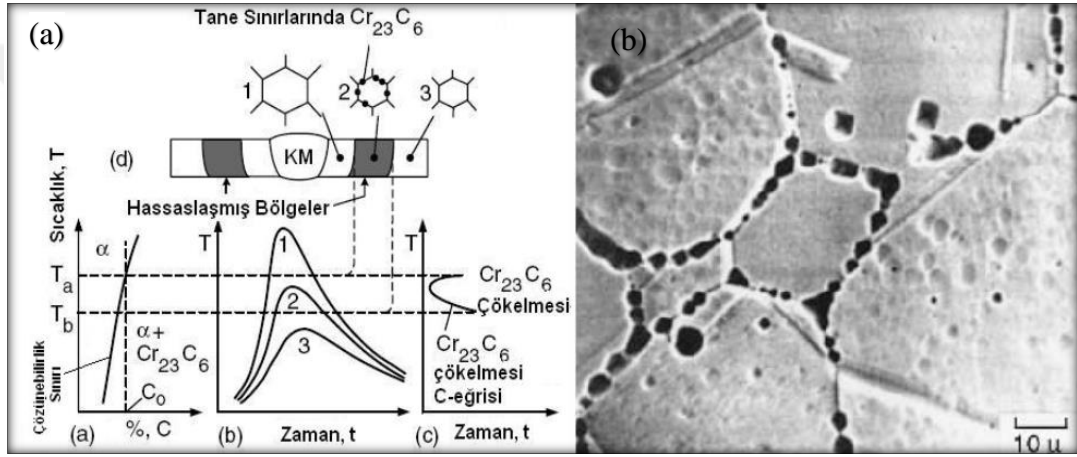
### 2.1.2. 316L

Biyomalzeme olarak en yaygın kullanılan paslanmaz çelik 316L olarak bilinir. “L”, ingilizce “low” kelimesini temsil etmektedir ve karbon içeriğinin düşük olduğunu belirtmek için eklenmiştir. Bu çelik, 1950’li yıllarda 316 paslanmaz çeliğin karbon içeriği, ağırlıkça %0,08’den %0,03’e düşürülerek hazırlanmıştır. 316L’nin, %60-65’i demir olup, %17-19 krom ve %12-14 nikelden oluşur. Yapısında az miktarda azot, mangan, silisyum, kükürt, fosfor ve molibden de bulunur [27].

316L, düşük maliyetli olması, iyi mekanik özellikler ve korozyon direnci göstermesi, kolay işlem görmesi, iyi korozyon direnci ve daha geniş bulunabilirlik gibi avantajları



sayesinde ortopedik implantlarda sıklıkla kullanılmaktadır. Bileşimindeki karbon oranının %0,08'den 0,03'e düşürülmesinin sebebi karbonun yüzeydeki paslanmazlık özelliği veren krom tabakasıyla bağ yapıp krom karbür çökeltmesi oluşturma riskidir. Çünkü bu durum alaşımın paslanmazlık özelliğini düşürecektir. Şekil 2.1'de Krom karbür oluşumu gösterilmiştir [38]. Krom karbür çökeltmesi, etrafındaki kromu tüketerek östenitik paslanmaz çeliğin tane sınırlarında korozyon gelişmesini (taneler arası korozyon) teşvik eder. Bu nedenle, özellikle implant uygulamalarında kullanılan östenitik paslanmaz çelikler, vücut sıvısının sebep olacağı korozyon riskini minimize etmek için % 0,03'den daha az oranda karbon içermelidir.



Şekil 2.1. Östenitik paslanmaz çeliklerde krom karbür çökeltmesi, (a) sıcaklığa bağlı hassaslaşmış bölgeler, (b) bu bölgelerin SEM görüntüsü [38].

Taneler arası korozyon direncini artırmak amacıyla karbon oranı düşürülmüş olan en basit östenitik paslanmaz çelik sınıfı AISI 304L kalitedir. Vücut içerisine uygulanacak implantın etrafında dokular ve vücut sıvıları gibi koroziv bir ortam oluşacağı için 304L nin korozyon direncini artırma gereksinimi doğmaktadır. Özellikle oyuklu korozyona karşı direncini geliştirmek amacıyla bileşime % 2 mertebesinde Mo ilave edilmiş versiyonu AISI 316L kalitedir. Oyuklu korozyon oluşmasının en büyük riski malzemenin bileşiminde bulunan, toksik ve kanserojen özellikleriyle bilinen nikelin malzeme oyuklandıktan sonra vücut sıvılarına karışmasıdır. Günümüzde biyomedikal uygulamalarda en yaygın kullanılan östenitik paslanmaz çelik sınıfı olan AISI 316L kalite paslanmaz çeliğin içerisinde % 17-19 oranlarında krom ve % 12-14 nikel bulunmaktadır. AISI 316L paslanmaz çelikler, mekanik özellikler, korozyon dayanımı ve işlenebilirlik yeteneği bakımından iyi bir kombinasyona sahip olması nedeniyle endüstrinin birçok kolunda kullanılmakta ve tercih edilmektedir [40,41].

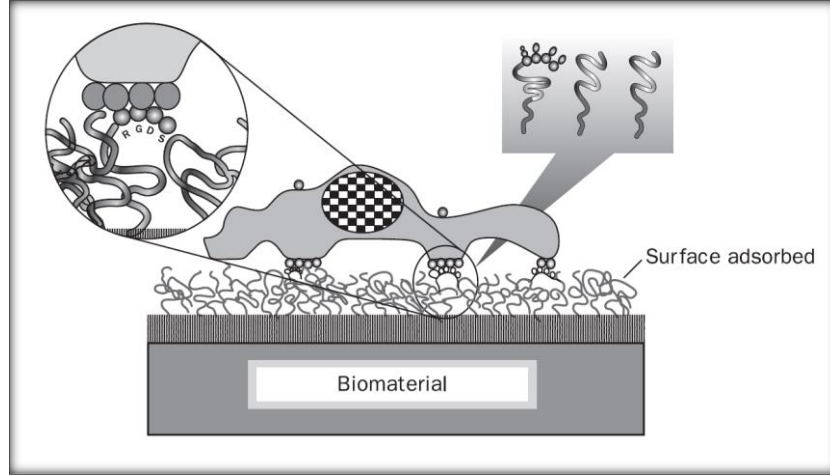
### 3. BİYOUYUMLULUK

Biyoyumluluk genellikle bir biyomateryalin belli bir uygulamada uygun bir konakçı yanıtı ile sonuçlanma kabiliyeti olarak tanımlanmaktadır [42]. Biyomalzemenin biyoyumluluğu, fiziksel, kimyasal, biyolojik, tıbbi ve tasarım bileşenlerinden kaynaklanan temel bir sistem özelliğidir [43]. Biyoyumluluk, biyomateryal ve canlı doku arasında farklı fakat birbirine bağımlı etkileşim mekanizmaları içeren bir süreçler topluluğudur. Bu nedenle, biyoyumlu malzemelerin aşağıdaki özelliklere sahip olması gerekir [44]:

1. Mukavemet, sağlamlık, yüzey sertliği ve aşınma direnci gibi mekanik özelliklerinin uygulanacağı yere uyumluluğu.
2. Vücutta uzun süreli kalabilme yeteneği.
3. Korozyon direnci ve fizyolojik sıvıların kimyasal saldırılarına karşı direnç
4. İnflamatuar olmayan yanıt
5. Toksik veya kanserojen olmayan
6. Alerjik veya immünolojik reaksiyonlara neden olmayan
7. Uygun yoğunluk
8. İyi üretilebilirlik

Bir metalik biyomateryal canlı dokuya implante edildiğinde, implant malzemesi ve çevre dokular arasında bir arayüz oluşturur [45,46,47]. Farklı morfolojiye, kimyaya ve ıslanabilirliğe sahip implant yüzeyleri, malzeme-hücre etkileşimini ve bu şekilde arayüzde doku entegrasyonunu güçlü bir şekilde etkileyecektir.

Yüzey pürüzlülüğü ve topografyası gibi morfolojik özellikler, protein adsorpsiyonunu, hücre yapışmasını, hücre göçünü ve farklılaşmasını güçlü bir şekilde etkileyebilir (Şekil 3.1). Genellikle yüzey pürüzlülüğü, hücre davranışlarını doğrudan etkileşim oluşturarak veya dolaylı olarak serum proteinlerinin selektif adsorpsiyonu yoluyla etkileyebilir.



Şekil 3.1. Pürüzlülüğün hücre tutunmasına etkisi [43]

### 3.1. Biyouyumluluk Testleri

Bir malzemenin biyouyumluluğu, malzemenin biyolojik sıvılar ve hücrelerle etkileşimini içeren in vitro ve in vivo testlerle belirlenir ve kan ve kan bileşenleri üzerindeki etkileri açısından ölçülür. Bu, hemo uygunluk, sitotoksisite ve bir immün yanıtın uyarılmasının ölçümünü içerir.

#### 3.1.1. Sitotoksisite testi

Sitotoksisite, laboratuvar hayvanlarında ayrıntılı in vivo testlere başlamadan önce gerçekleştirilecek ilk biyouyumluluk deneyidir. Gereksiz test hayvanlarının kullanımını en aza indirmek için ISO 10993-2, hayvanlarda teste başlamadan önce tıbbi cihaz materyallerinin in vitro olarak test edilmesini önerir. Bu in vitro tahlilin gerçekleştirilmesi kolaydır ve sonuçlar 2-3 gün içinde elde edilebilir. Bu tahlilde en yaygın kullanılan hücre çizgileri, L929, 3T3 veya V79'dur. L929 Hücre büyüme testinde hücre kültürleri, nemlendirilmiş bir CO<sub>2</sub> inkübatöründe 2 gün boyunca 37 ° C'de test ürünü özleriyle inkübe edilir. Negatif kontrol yüksek yoğunluklu polietilen (HDPE) olabilir ve pozitif kontroller kadmiyum klorür, PVC (polivinil klorür) stabilize edilmiş Organo-tin (PVC-Sn) olabilir. Üçlü kültürler her grupta tercih edilir. 24 ve 48 saatin sonunda, hücrelerin morfolojisi ve büyüme inhibisyonu alanı temelinde sitotoksisite kaydedilir. Hücre katmanlarının % 70 veya daha fazlası yuvarlanmış veya parçalanmış hücreler içeriyorsa, tahlil “başarısız” olarak sınıflandırılır. Ancak uzantılar oluşturarak yüzeye tutunan morfolojiler göstermiş hücreler fazla ise sonuç başarılı olarak değerlendirilir.

#### **4. LAZERLER**

Lazer kelimesi 1957 yılında Gordon Gould tarafından türetilip bilim dünyasına katılmıştır. Uyarılmış ışığa ile kuvvetlendirilmiş ışık anlamına gelir. İngilizcesi LASER olup "Light Amplification by Stimulated Emission of Radiation" tanımının baş harflerinden oluşan bir sözcüktür.

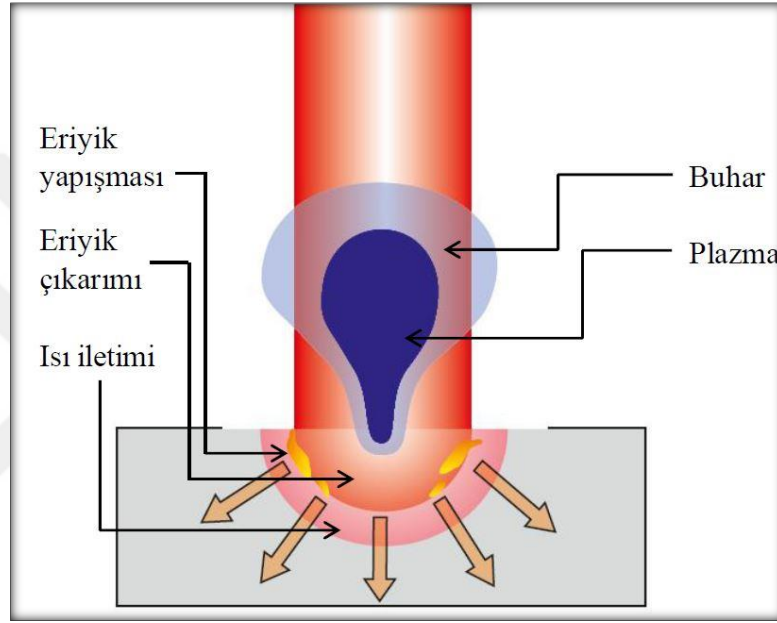
1916 yılında Albert Einstein'ın önerdiği ışığın yayılma teorisi, lazerin temelini oluşturmuştur. Einstein'ın bu teorisine göre uyarılmış ışınım enerji seviyesindeki bir atom, düşük enerji seviyesine indiğinde foton yayması gerekir, yayılan fotonlar aynı yönlü, aynı kuvvetli, tek renkli, polarize bir ışık hüzmesi üretirler. Bunun sonucunda ise enerji ortaya çıkar. Einstein'ın önerisi ile temellenen lazerlerin tarihsel gelişimi, sırası ile 1928'de Rudolph W. Landenburg tarafından, uyarılmış ışımın varlığının kantlanması, 1940 da Valentin A. Fabrikant'ın sayı yoğunluğu tersiniminin olma olasılığını, 1947'de Willis E. Lamb ve Rutherford'un uyarılmış ışımın ilk gösterimini başarmaları ile ivme kazanmıştır. Lazerin özellikleri;

- Tek renkli (monokromatik) olması (tek dalga boyu içermesi)
- Uyumlu, lazer demeti kendi içerisinde mükemmel uyumlu olması (faz farkı olmaması)
- Yönelimlilik, rezonans kovut içerisinde gelmesi ve dalganın sadece optik eksen boyunca ilerleyip güçlenmesinin bir sonucu olarak lazer demeti yüksek derecede yönelimli olmasıdır [48].

##### **4.1. Lazer Metal Etkileşimi**

Lazerler ile metal veya yarıiletken yüzeylerde oluşturulan mikro ve nano-yapılar endüstriden sağlığa birçok farklı alanda uygulama bulmaktadır. Son 10 yılda yapılan çalışmalardan çıkan sonuçlara göre, diğer yöntemler ile karşılaştırıldığında lazer ile işlenen implant yüzeylerinde en uygun yüzey topografisi, minimum kirlilik ve karmaşık geometrik şekiller elde edilebilmektedir [49]. Hedef malzeme üzerine lazer ışını odaklanarak gönderildiğinde, lazer ışınının bir kısmı malzeme tarafından soğrulurken; bir kısmı ise yansıtılır. Hedef malzeme yüzeyinde soğrulan enerji hedef

yüzeyini ısıtmaya başlar. Birim alana düşen lazer gücüne bağlı olarak hedef malzeme katı halde kalabilir ve lazerle ısınma süreci boyunca faz değişimi gerçekleşmeyebilir. Lazer ışımalarının şiddetinin yükselmesi durumunda; yüksek şiddetli lazer ışımalarının malzeme tarafından soğrulmasıyla meydana gelen ısınma süreci sonucu yüzey sıcaklığı hızlıca malzemenin erime sıcaklığına ulaşır. Erimiş malzeme yüzeyine lazer uygulamasına devam edildiğinde yüzey buharlaşma meydana gelir [50]. Şekil 4.1’de, gerçekleşen fiziksel süreçler şematik olarak yer almaktadır [49].



Şekil 4.1. Lazerle malzeme işleme uygulamasının şematik gösterimi [49]

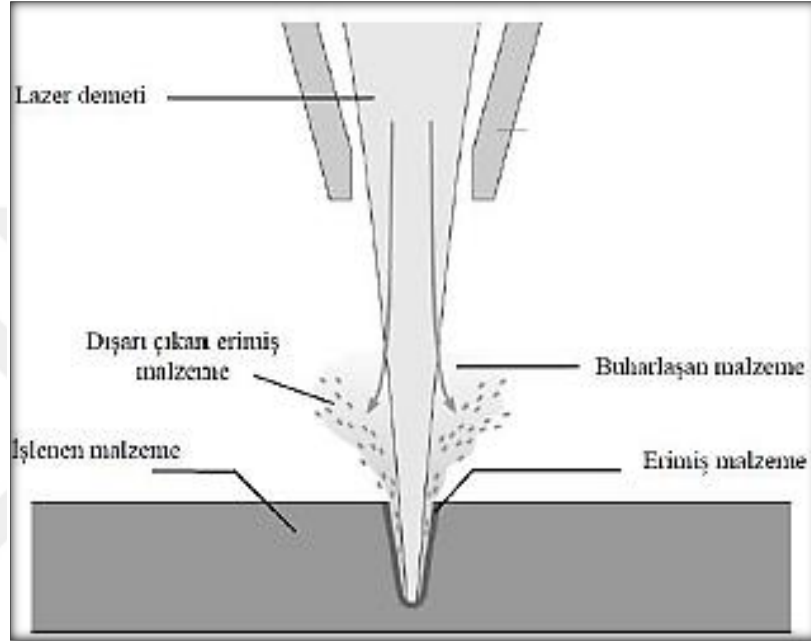
Lazerlerle yüzey modifikasyon uygulamalarında temel esaslardan biri kısa zaman aralığında yüksek şiddette lazer atımının hedef malzeme yüzeyine odaklanmasıyla malzeme yüzeyinde aşındırma meydana getirilmesidir [50]. Lazerle malzeme etkileşimi sonucu meydana gelen lazerle aşındırma sürecini içeren uygulamaların başında; lazerle delme, kesme, kaynak gibi işlemleri içeren lazerle malzeme işleme uygulamaları, medikal cihazlar ve malzemeler, mikrosensörler, mikroelektronik gibi yapıların üretimini içeren lazerle mikro-işleme uygulamaları, lazerle oluşturulan plazma spektroskopisini de içeren kimyasal analiz uygulamaları, nano-yapı üretimi, film depolama, gibi uygulamalar gelmektedir. Lazerlerin geleneksel yöntemlere göre avantajlarının olması lazer uygulamalarını ilgi çekici hale getirir [51,52]. Örneğin geleneksel mekanik yöntemlerle aşındırmanın zor olduğu malzemelerde lazerle mikroişleme mekanik aşındırma yöntemlerinin yerini almıştır [53,54]. Lazerle işleme

ıslıl bir süreç olup sürecin etkinliği işlenecek malzemenin mekanik özelliklerinden ziyade ıslıl ve optik özelliklerine bağlıdır. Lazerle işleme özellikle yüksek derecede kırılğan ya da sert malzemelerde geleneksel yöntemlerle karşılaştırıldığında oldukça avantajlıdır [55]. Lazerin temassız olarak yüksek hızda işlem yapabilmesi özelliği önemli bir avantaj olmakla birlikte, onu birçok konvansiyonel imalat yöntemine göre tercih edilebilir hale getirmektedir [5]. Lazerle malzeme arasındaki enerji iletimi ışımaya yoluyla gerçekleştiğinden malzemeye mekanik etkilerden kaynaklanan zararlar gelmez. Lazerler hızlı, temiz, hassas, temassız ve etkili işlem sağladığı için, biyomedikal, havacılık ve elektronik alanlarında üretim endüstrilerinde, özellikle küçük parçaların işlenmesinde avantaj sağlar [56].

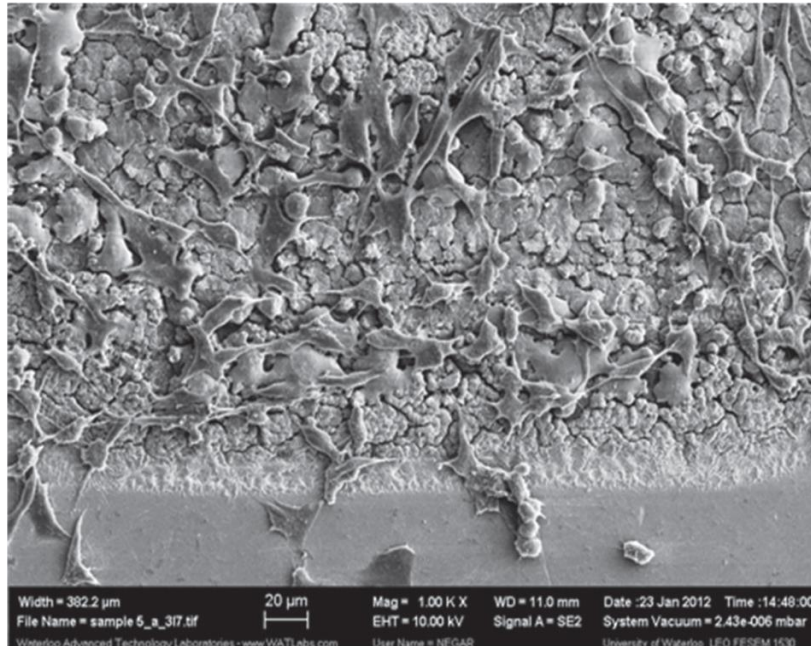
#### **4.2. Nanosaniye Lazerler**

Nanosaniye (tipik olarak 5 ila 50 ns bant aralığında) katı hal darbeleri lazerler yaygın, kompakt, düşük maliyetlidir ve yüksek darbe enerjisine sahiptir (0,1 ila 1 J) [57]. Son zamanlarda nanosaniye atımlı lazerlere sahip bir lazer 316L de dahil olmak üzere birçok malzemenin topografyasını mikroyapıları modifiye etmek ve yüzeyde mikrokanallar oluşturmak için kullanılmıştır [58]. Bu yöntemin avantajı, lazer ışınımına maruz bırakılan malzemelerin işlenen yüzeylerinde nano ve mikro boyutta pürüzlü yüzeyler elde edilebilmesidir. Bu amaç için farklı tiplerde lazerler kullanılmıştır. Ricci ve arkadaşları yüzeyde mikrokanallar oluşturmak için UV dalga boyuna sahip excimer lazer kullandılar [59]. Ancak, UV dalga boyu aralığındaki yüksek foton enerjisi nedeniyle, yüzeyde mikro çatlaklar ve ısıdan etkilenen bölge (HAZ) belirdi. Bu gibi çatlaklardan kaçınmak için, diyot pompalı katı hal lazerleri UV lazerleri yerine kullanılır. Şekil 4.2' de gösterilen iyi bir lazer ışını kalitesi sahip olan gaussian ışın ile çalışması nedeniyle Nd: YAG ve Nd: YVO4 IR dalga boyu lazerleri de mikro kanal oluşturmak için iyi alternatiflerdir. Hem DIPSS hem de IR lazerler metal yüzeylerde mikro kanal oluşumu için odaklanmış yüksek akıncılı lazer ışını sağlar. Oluk derinliği, atım başına lazer enerjisinden, atımların sıklığından ve ablasyon işlemi boyunca translasyon mesafesinden etkilenir [60]. Bu yaklaşım, biyomedikal ve implant uygulamalarında hücre adezyonunun destekleneceği yüzeyleri değiştirmek için kullanılabilir. Pürüzlülük, hücre göçü ve yayılması sırasında fokal adezyon için iyi yerler sağlar. Mikro ölçekli pürüzlülük, trombositleri aktive eder ve fibrin pıhtısını korur. Ayrıca, pürüzlülük, yapışkan hücrelerin arayüzey gücünü artırır, bir çalışmada,

osteoblast hücrelerinin, Şekil 4.3'te gösterildiği gibi daha yüksek bir yüzeye sahip alana doğru çekilebileceği gösterilmiştir. Bu yöntemlerin dezavantajı, mikro yapılığın hala hücre yapışması için saha görevi görecek ve sonunda hücrelerin oryantasyonunu etkileyecek kanal genişliği ve derinliğinde gelişmesidir. Kanal aralıklarında, hücre alanıyla daha fazla temasta olan yapışma bölgeleri olarak işlev görecek daha fazla pürüzlülük olmalıdır [61].



Şekil 4.2. Gaussian bir ışının lazerle yüzey işleme uygulaması



Şekil 4.3. Pürüzlü yüzeylerde hücre tutunması [61].

## 5. MALZEME VE YÖNTEM

### 5.1. 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 ve ticari olarak temin edilen 316L ve malzemelerin kimyasal bileşimleri Tablo 1’de verilmiştir.

Tablo 5.1. Deneylerde kullanılan 316L malzemenin 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

### 5.2. Mikroyapı Çalışmaları

Üretimi gerçekleştirilen ve ticari olarak temin 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 5.1).

Mikro yapı incelemeleri, X50-X1000 büyütme kapasitesine sahip Nikon ECLIPSE L150 marka optik mikroskop kullanılarak yapılmıştır (Şekil 5.2).





Şekil 5.1. Çeker Ocak

Tane boyutu ölçümleri ClemexVisionLite marka görüntü analiz sistemi kullanılarak yapılmıştır.



Şekil 5.2. Mikroyapı incelemelerinde kullanılan Nikon mikroskop

### 5.3. Sertlik Deneyi

Deney numunelerinin sertlikleri MikroBul 1000D marka sertlik ölçüm cihazında yapılmıştır (Şekil 5.3). Sertlik ölçümleri HV1 (1000 gr.) yük uygulanarak gerçekleştirilmiştir. Her bir numuneden 10 adet sertlik ölçümünün ortalaması alınarak sertlik değerleri belirlenmiştir.



Şekil 5.3. Sertlik Ölçüm Cihazı

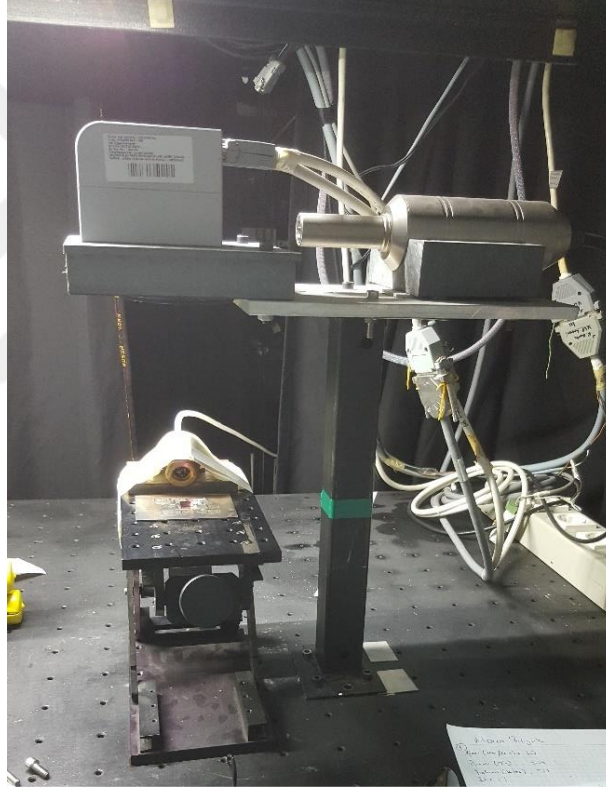
### 5.4. Lazerle Yüzey İşleme

Yüzey modifikasyonu için Şekil 5.4’de gösterilen Kocaeli Üniversitesi Lazer Teknolojileri Araştırma Uygulama Merkezi (LATARUM)’nde bulunan nano atımlı 1064 nm dalga boylu Nd: Yag Fiber lazer ve bu lazere uygun galvo-lazer kafası (tarayıcı kafa) kullanılmıştır. Lazer ışını hedefe 160mm odak uzunluğu olan bir F-T lens ile odaklanmıştır. Deneyler iki aşamada gerçekleştirilmiştir. İlk aşamada 6 farklı lazer parametresi denenmiştir. İkinci aşamada optik mikroskop görüntüleri incelendikten sonra biyouyumluluk deneyleri ve SEM incelemeleri için ticari ve hassas döküm 316 L malzemelerinden ayrı ayrı 6 şar adet 10 mikron çizgi genişliğine sahip numuneler hazırlanmıştır. Üçüncü aşamada diğer parametreler sabit tutularak

100 mikron çizgi genişliğine sahip ticari ve hassas döküm 316 L malzemelerden yine 6 şar adet hazırlanmıştır. Kullanılan deney parametreleri Tablo 5.2’de verilmiştir.

Tablo 5.2. Deneysel çalışmada kullanılan lazer parametreleri

Numune No	Güç	Atım Süresi	Frekans	Gaz Tipi	Çizgi Boşluğu	Tarama Hızı	Spot çapı	Taranan alan (mm)
L1	15 W	<50 ns	20 kHz	Argon (02-05 bar)	10 $\mu$ m	10 mm/s	<50 micron	10x10
L2	15 W	<50 ns	20 kHz	Argon (02-05 bar)	100 $\mu$ m	10 mm/s	<50 micron	10x10



Şekil 5.4. 1064 nm dalga boylu Nd: Yag Fiber lazer ve uygun galvo-lazer kafası

### 5.5. Hücre Canlılık ve Çoğalma Testleri

Metal plakaların L929 hücreler üzerinde sitotoksik bir etkisinin olup olmadığını veya bu yapı iskelelerine hücrelerin tutunup, çoğalıp çoğalamadığını anlamak amacıyla WST-1 (Roche) canlılık testi yapıldı. Hücreler büyütüldüğü flasktan % 0.05 Trypsin çözeltisi kullanılarak kaldırıldı. Bu test için 1 cm<sup>2</sup> alana sahip yüzeyler %70 etanol

içinde 30 dk süre ile ultrasonik banyo içinde sterilize edildi. Şekil 5.5' de gösterilen Thermo Scientific S2020 marka biyogüvenlik kabininde numuneler 24 kuyucuklu plakalara yerleştirildi ve  $\text{cm}^2$  başına  $2.5 \times 10^4$  hücre ekildi. Hücre ekilen numuneler %10 FBS ve %1 Pen/Strep içeren High glucose-DMEM besiyeri içinde  $37^\circ\text{C}$ 'de, Şekil 5.6'da gösterilen N-Biotek NB203-XL marka %8  $\text{CO}_2$ 'li inkübatörde kültüre alındı. 1. ve 3. günlerde WST-1 testi yapılarak normal hücre kültürü polistireni (pozitif kontrol) ve numuneler üzerindeki hücrelerin biyokimyasal aktivitelerine bağlı canlılık oranları belirlendi. Hücre kültürü polistireni ve numunelere ekilen hücrelerin 1. gündeki hücre canlılığını belirlemek amacıyla, öncelikle karanlıkta %10 FBS ve %1 Pen/Strep içeren L-DMEM besiyeri ile %5'lik WST-1 solüsyonu hazırlandı. 24 kuyucuklu plakalara hazırlanan çözümden  $1000 \mu\text{l}$ / kuyucuk konularak ardından hızlıca hücreli numuneler solüsyon içerisine transferi yapıldı. Her bir örnekten 3'er tane çalışıldı. Işık almaması için alüminyum folyo ile kapatılan plaka  $37^\circ\text{C}$ 'de, %5  $\text{CO}_2$ 'li inkübatörde 1 saat bekletildi. 96 kuyucuklu bir plakaya, her bir örneğin besi ortamından her bir kuyucuk için 200'er  $\mu\text{L}$  alınarak 3'er kuyucuk dolduruldu. Ardından mikropilaka okuyucu (FlexStation3, Molecular Devices) kullanılarak 440 nm dalga boyunda absorbans değerleri okundu. 3. günde de aynı şekilde çalışmalar yapılarak absorbans değerleri kaydedildi.



Şekil 5.5. Biyogüvenlik Kabini



Şekil 5.6. %8 CO<sub>2</sub>'li İnkübatör

### 5.6. SEM İçin Örnek Hazırlama

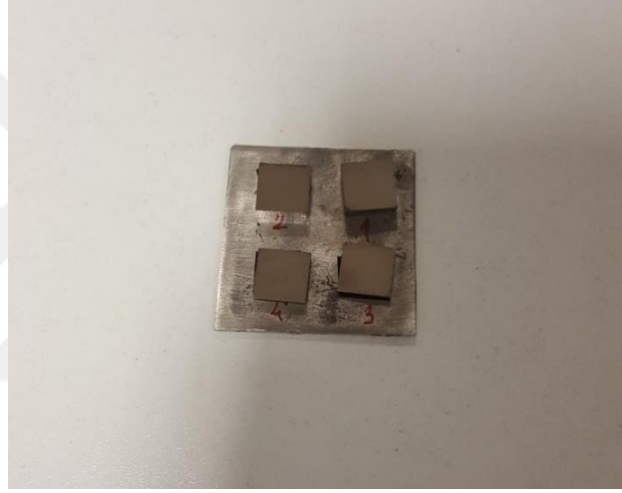
Hücreli numuneler 1 kez HBSS tampon yıkandıktan sonra %2,5 glutaraldehit solüsyonunda (PBS içinde hazırlanmış) 20 dk süre ile oda sıcaklığında sabitlendi ve PBS tampon çözeltisinde yıkandıktan sonra önce distile su ile sonra da sırasıyla %15, %30, %50, %70 ve %100 alkol çözeltisinde 15 dk bekletilerek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

### 5.7. SEM İncelemeleri

Numunelere SEM incelemelerinden önce Şekil 5.7' de gösterilen BAL-TEC SCD-005 marka püskürtmeli kaplama cihazında Argon gazı altında 120 saniye boyunca Au-Pd kaplaması yapıldı. Şekil 5.8'de gösterilen Au-Pd kaplanmış numunelerin sırasıyla 300x, 500x ve 1000 x büyütmelede SEM görüntüleri alındı. SEM incelemeleri Şekil 5.9'da gösterilen JEOL JSM-6060 marka taramalı elektron mikroskopunda yapıldı.



Şekil 5.7. Püskürtmeli Kaplama Cihazı



Şekil 5.8. Au-Pd kaplanmış numuneler



Şekil 5.9. JEOL JSM-6060 marka taramalı elektron mikroskobu

## 6. BULGULAR VE TARTIŞMA

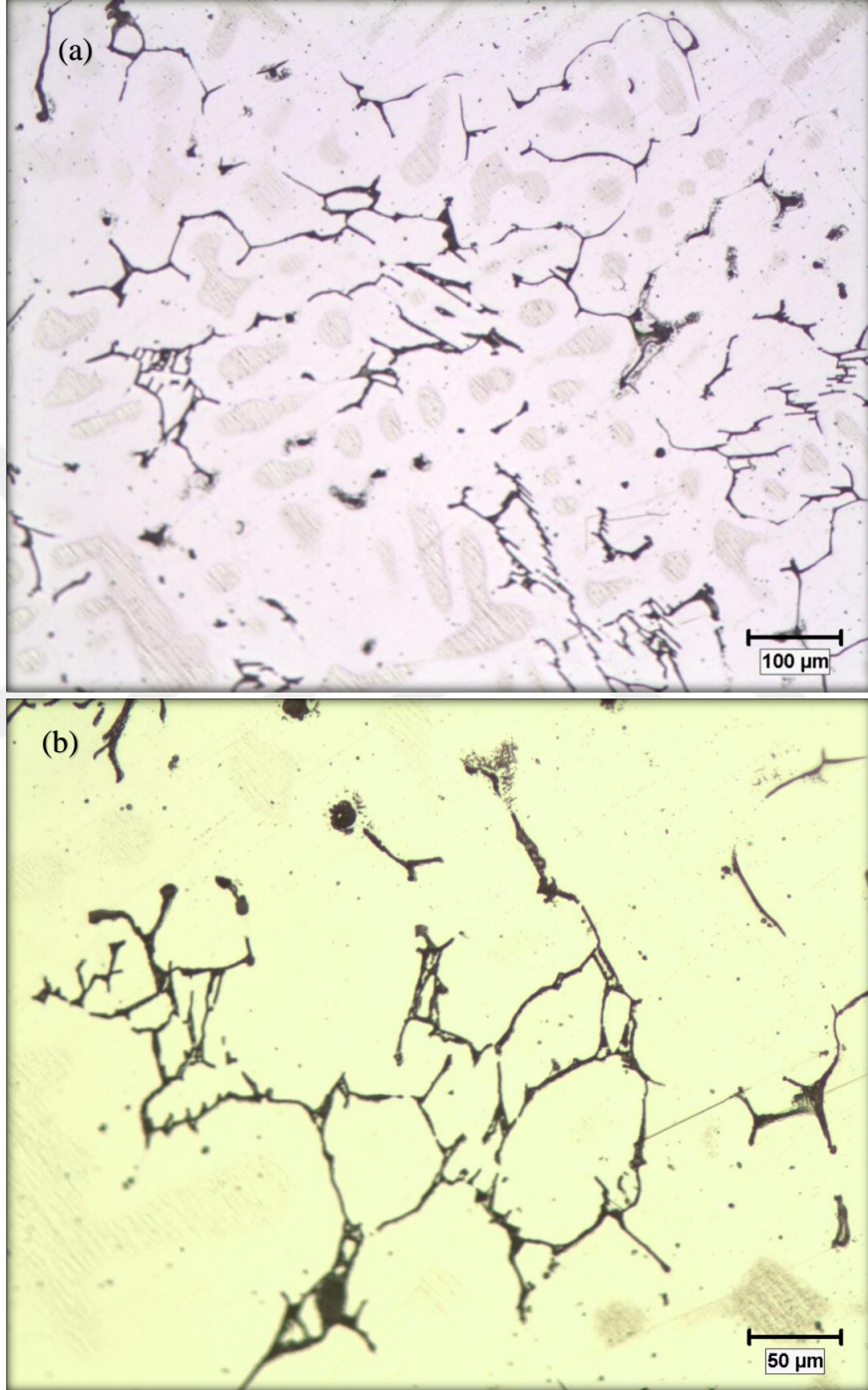
Bu bölüm, farklı üretim yöntemi ile üretilen 316 L paslanmaz çeliklerin deneysel sonuçlarını vermektedir. Bölüm 6.1 Çeliklerin tane boyutlarını, çeliklerin başlangıç ve lazer işlemleri sonrası mikroyapı resimlerini göstermektedir. Bölüm 6.2 numunelerinin sertlik sonuçlarını göstermektedir. Bölüm 6.3 hücre büyüme deneyi sonucunda elde edilen sonuçları göstermektedir. Ayrıca, numunelere ait SEM görüntüleri Bölüm 6.3'te verilmektedir.

### 6.1. Mikroyapı Sonuçları

Şekil 6.1'de hassas döküm yöntemi ile üretilen 316 L paslanmaz çelik numuneden alınan mikroyapı resimleri verilmiştir. Şekil 6.2'de ise ticari olarak temin edilen 316 L paslanmaz çelik numuneden alınan mikroyapı resimleri verilmiştir. Şekil 6.1'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 [62]. Şekil 6.2'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 [63].

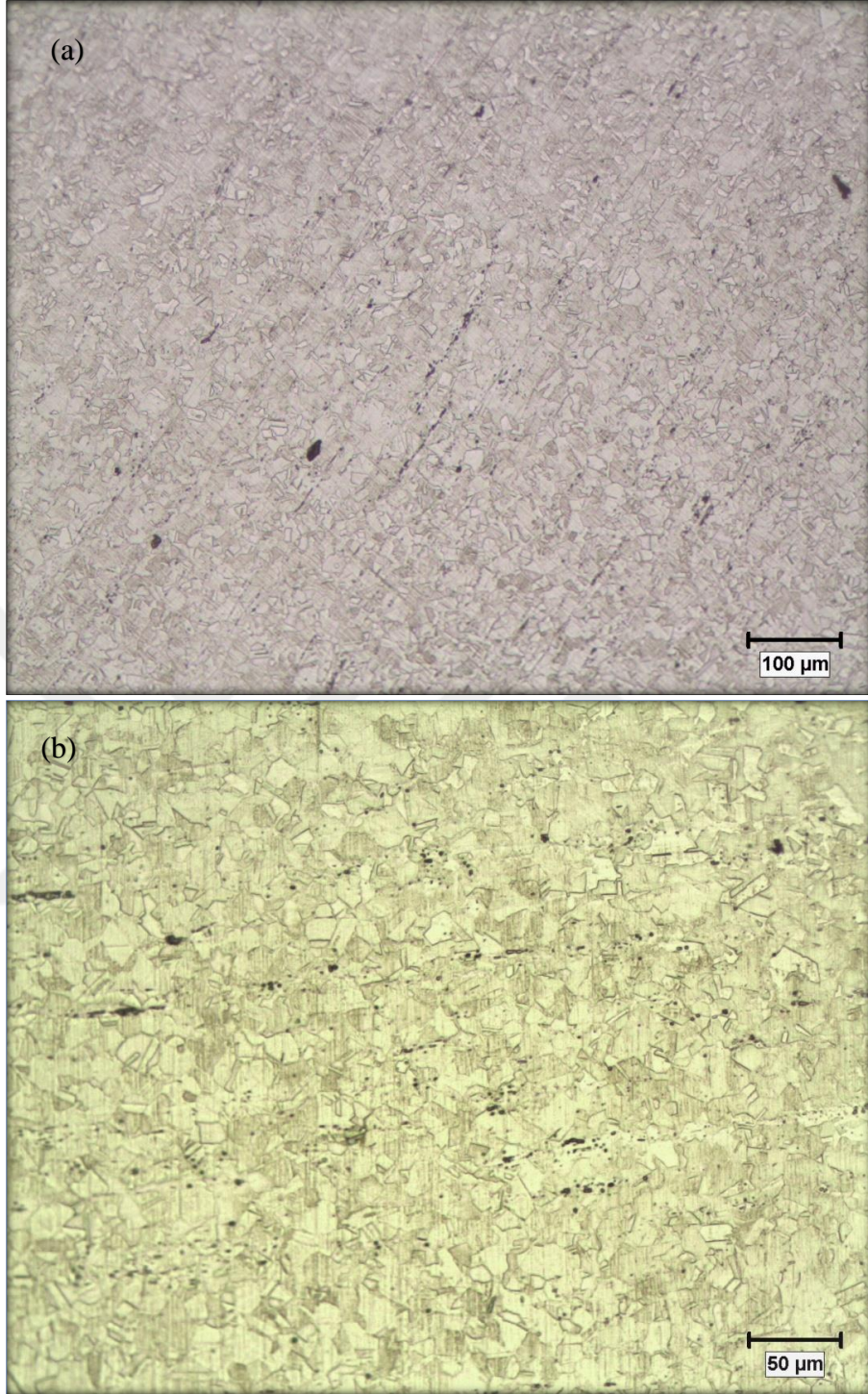
Şekil 6.3'de hassas döküm yöntemi ile üretilen 316 L paslanmaz çelik numunelere 10 mikronluk çizgi boşluğu bırakılarak uygulanan lazer yüzey işlemleri sonrası alınan mikroyapı resimleri verilmiştir. Şekil 6.4'de ise ticari olarak temin edilen 316 L paslanmaz çelik numunelere uygulanan lazer yüzey işleme sonrası alınan mikroyapı resimleri verilmiştir. Şekil 6.5'te hassas döküm yöntemi ile üretilen 316 L paslanmaz çelik numunelere 100 mikronluk çizgi boşluğu bırakılarak uygulanan lazer yüzey işlemleri sonrası alınan mikroyapı resimleri

verilmiştir. Şekil 6.6'da ise ticari olarak temin edilen 316 L paslanmaz çelik numunelere uygulanan lazer yüzey işleme sonrası alınan mikroyapı resimleri verilmiştir.



Şekil 6.1. 316 L-Hassas Döküm numuneden alınmış optik mikroskop görüntüsü a) X100 ve b) X200.

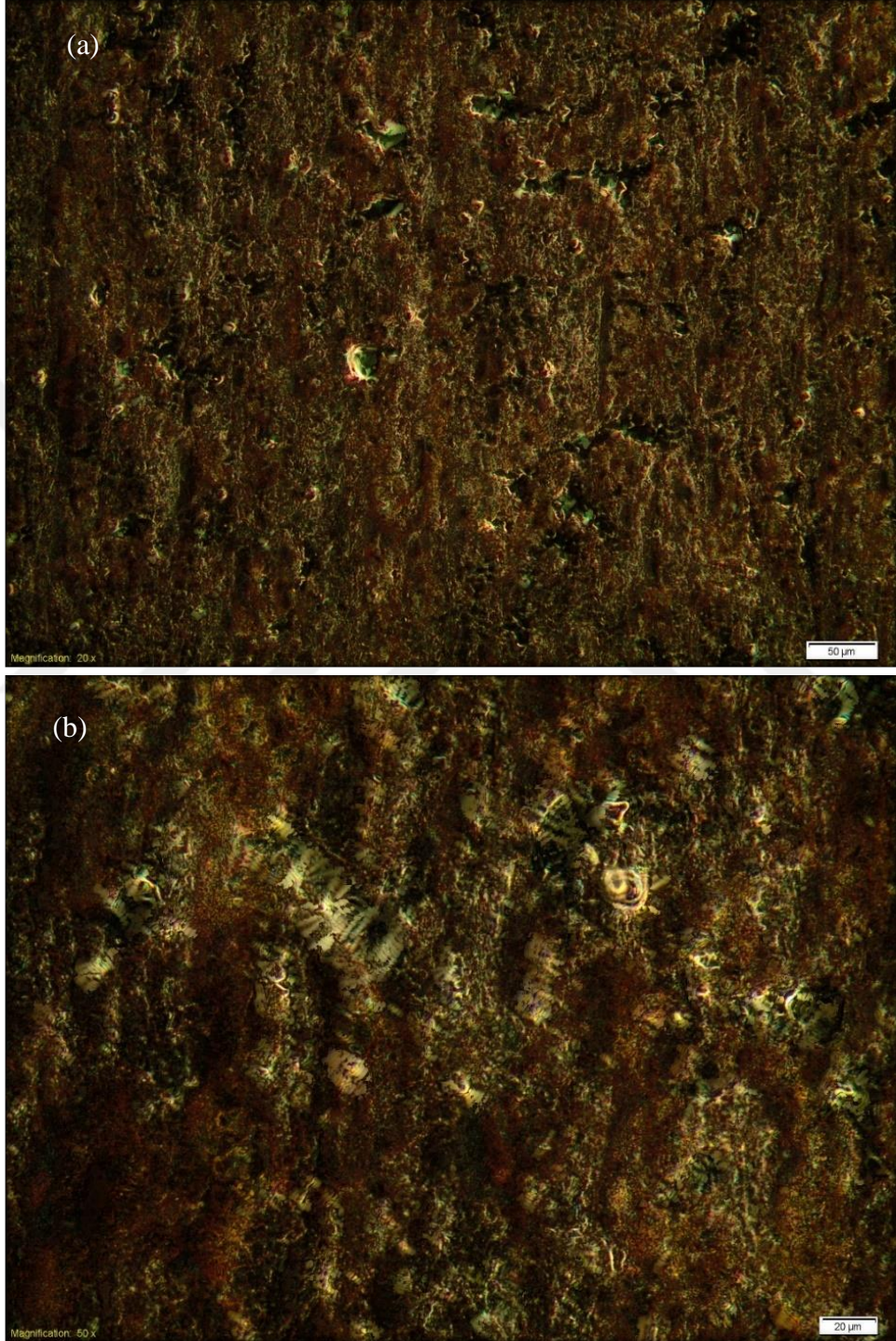




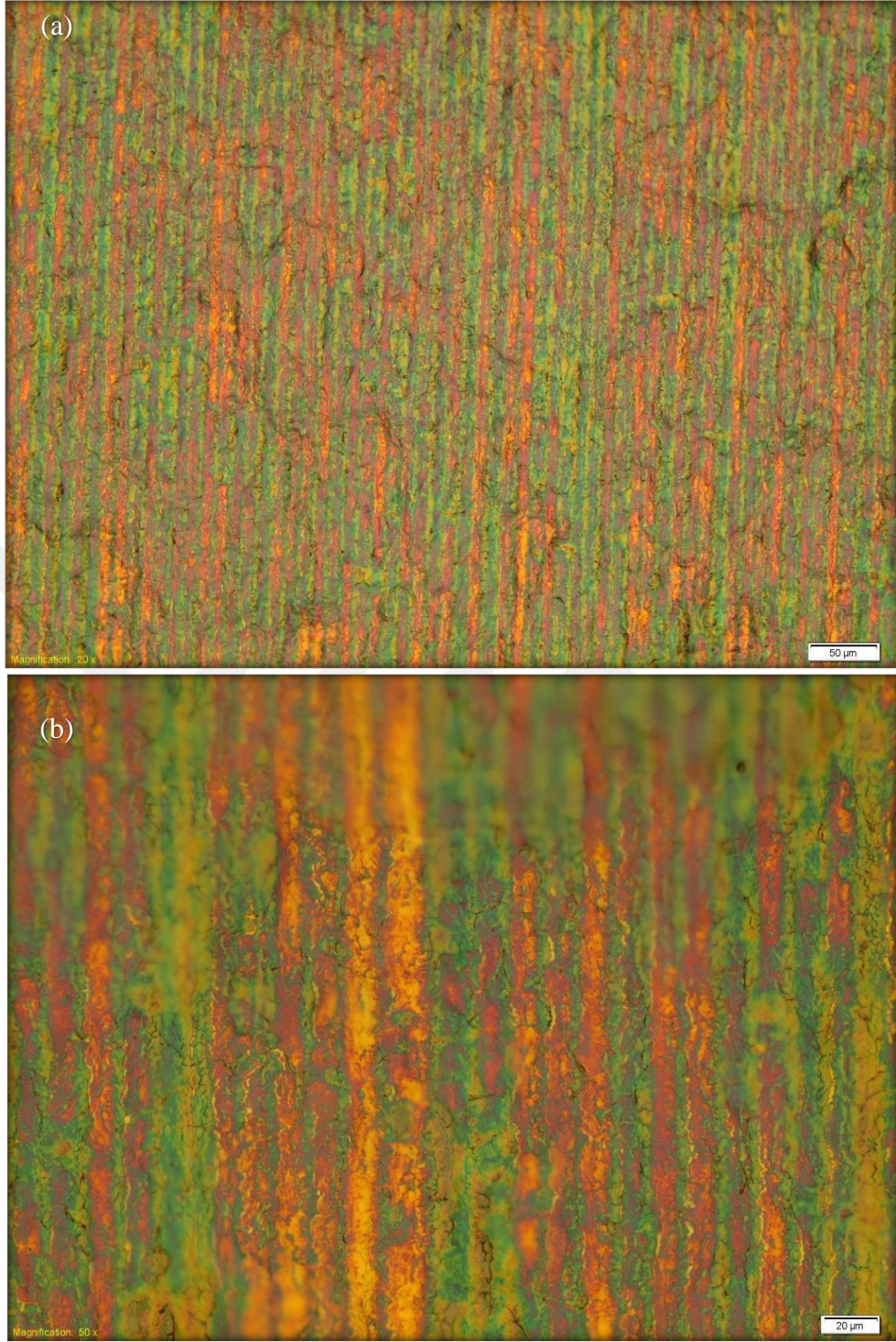
Şekil 6.2. 316 L-Ticari numuneden alınmış optik mikroskop görüntüsü  
a) X100 ve b) X200.

Lazer ile yapılan yüzey işleme neticesinde ticari olarak üretilen 316 L malzemesinde lazer taramasından kaynaklanan lazer çizgileri net olarak gözlemlenirken, hassas dökümlü üretilen numunede bu çizgiler daha az belirgindir. Bu durum her iki numunedeki mikroyapı farklılığı ve dolayısıyla oluşan yüzey gerilimlerindeki

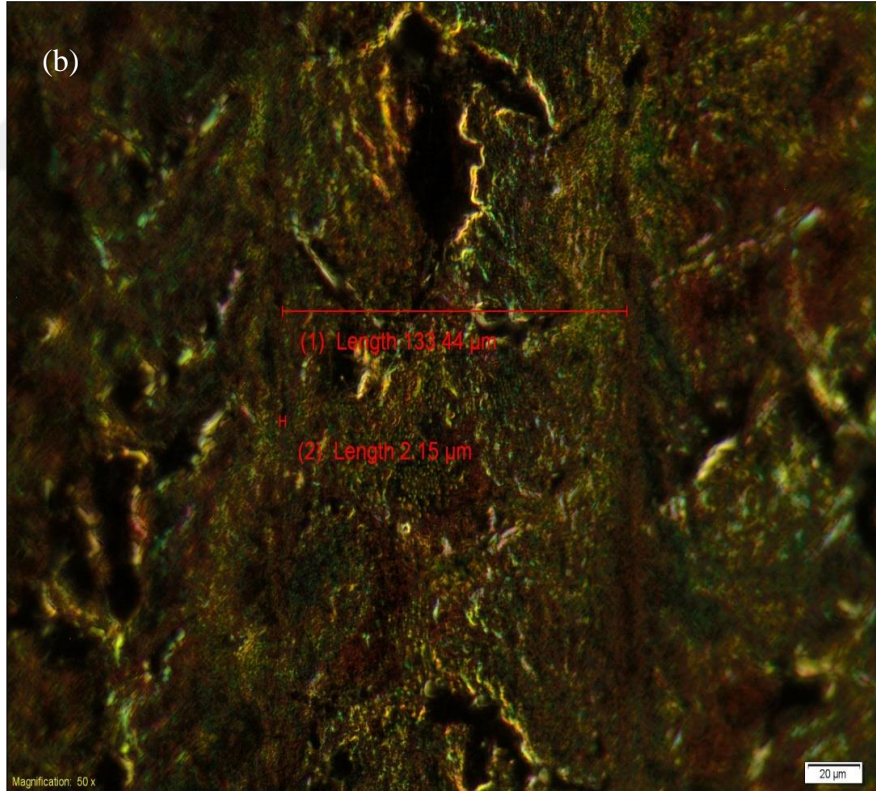
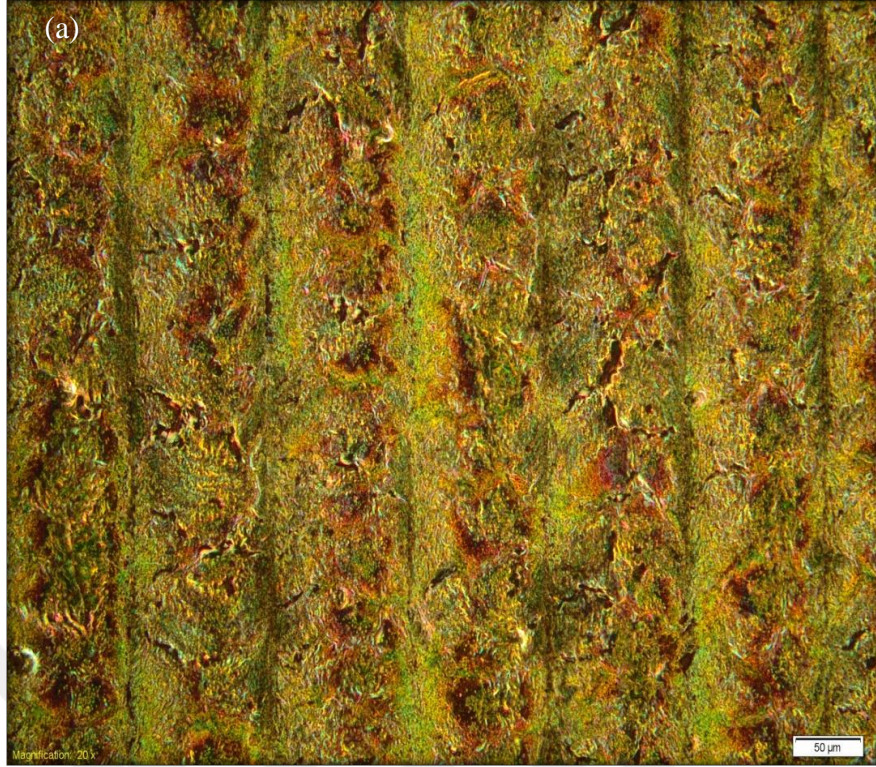
farklılıkla açıklanabilir. Büyük tane yapılı yüzeylerde lazer işleme esnasında oluşan ısısıl etkilerden dolayı yüzeye yakın bölgelerde mikro yapısını değiştirmekte ve bu durum çizgilerin bozulmasına ve kısmi olarak kaybolmasına neden olmaktadır.



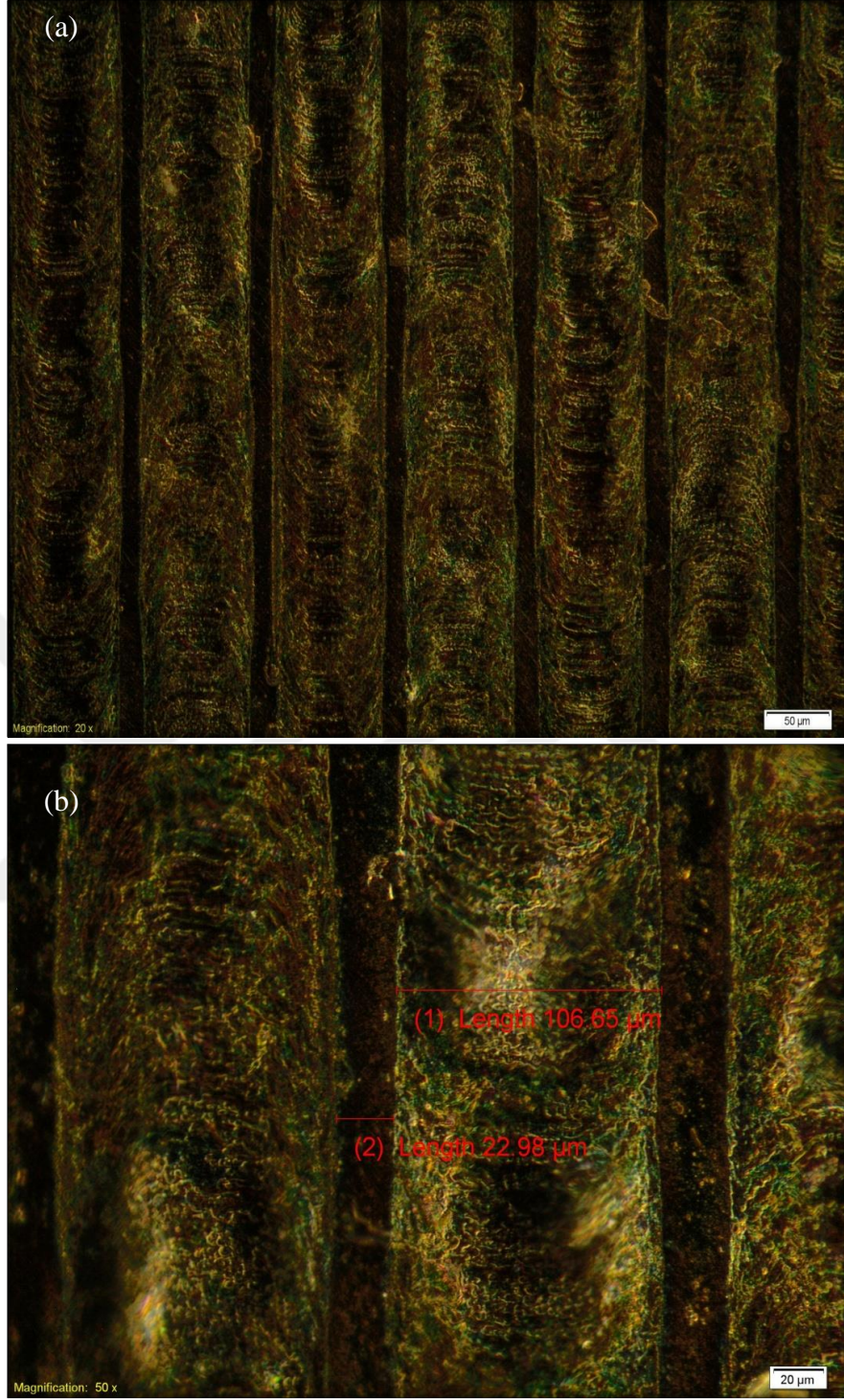
şekil 6.3. Lazer atımı sonrası 100  $\mu\text{m}$ ' lik çizgi boşluğu bırakılarak işlenmiş 316L-hassas döküm numuneden alınmış optik mikroskop görüntüsü a) X200 ve b) X500.



Şekil 6.4. Lazer atımı sonrası 10 µm' lik çizgi boşluğu bırakılarak işlenmiş 316L-ticari numuneden alınmış optik mikroskop görüntüsü a) 20x ve b) 50x.



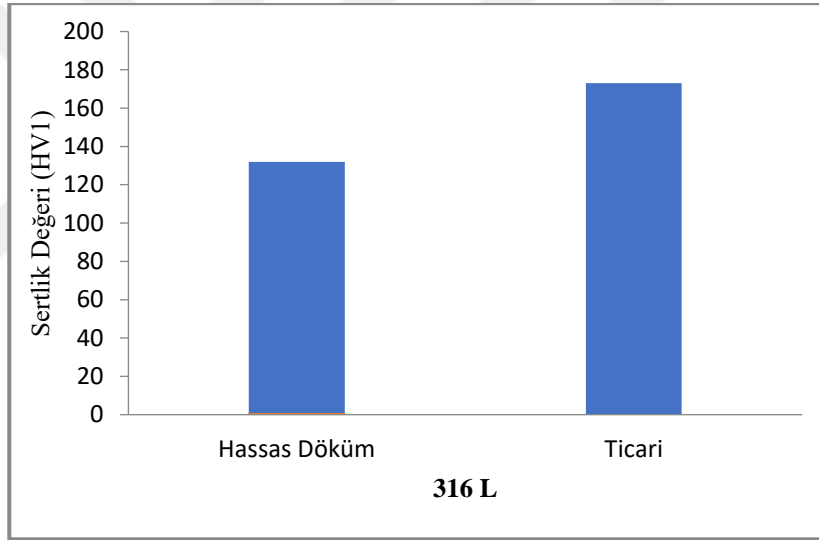
Şekil 6.5. Lazer atımı sonrası 100 µm' lik çizgi boşluğu bırakılarak işlenmiş 316 L-hassas döküm numuneden alınmış optik mikroskop görüntüsü a) X200 ve b) X500.



Şekil 6.6. Lazer atımı sonrası 100 µm' lik çizgi boşluğu bırakılarak işlenmiş 316 L-ticari numuneden alınmış optik mikroskop görüntüsü a) X200 ve b) X500.

## 6.2. Sertlik Sonuçları

Hassas döküm yöntemi ile üretimi gerçekleştirilen 316 L paslanmaz çelik ve ticari olarak temin edilen 316 L paslanmaz çelik numunelerin sertlik sonuçlarını Şekil 6.7’de verilmiştir. Şekil 6.7’de görüldüğü gibi hassas döküm ve ticari 316 L paslanmaz çelik malzeme için sertlik değeri sırasıyla 132 HV ve 173 HV1 olarak ölçülmüştür. Sertlik değerleri literatürde ticari olarak temin edilen 316 L 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 316 L paslanmaz çelik malzemelerin kaba taneli olduğu literatürde yapılan çalışmalarda da ifade edilmiştir [27].



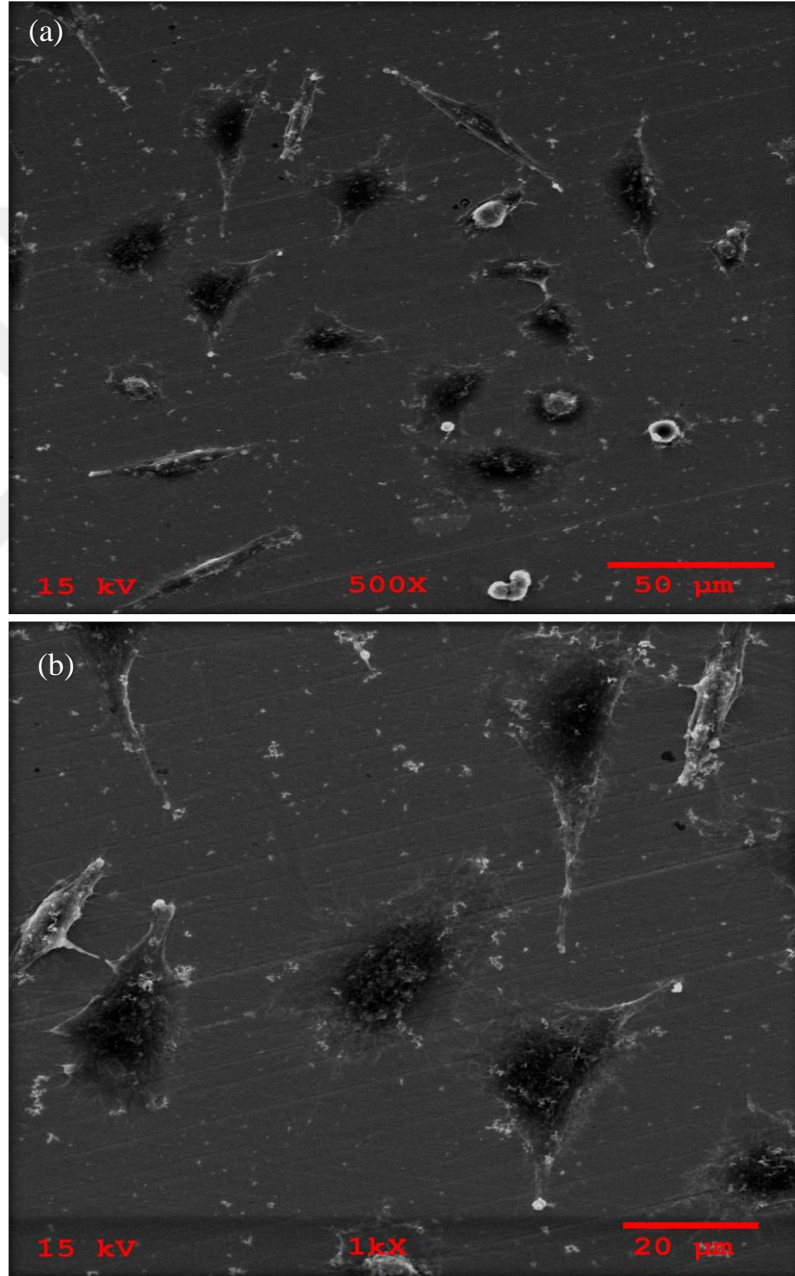
Şekil 6.7. 316 L Malzemelerin Sertlik Değerleri

## 6.3. Biyoyuyumluluk Testi Sonuçları

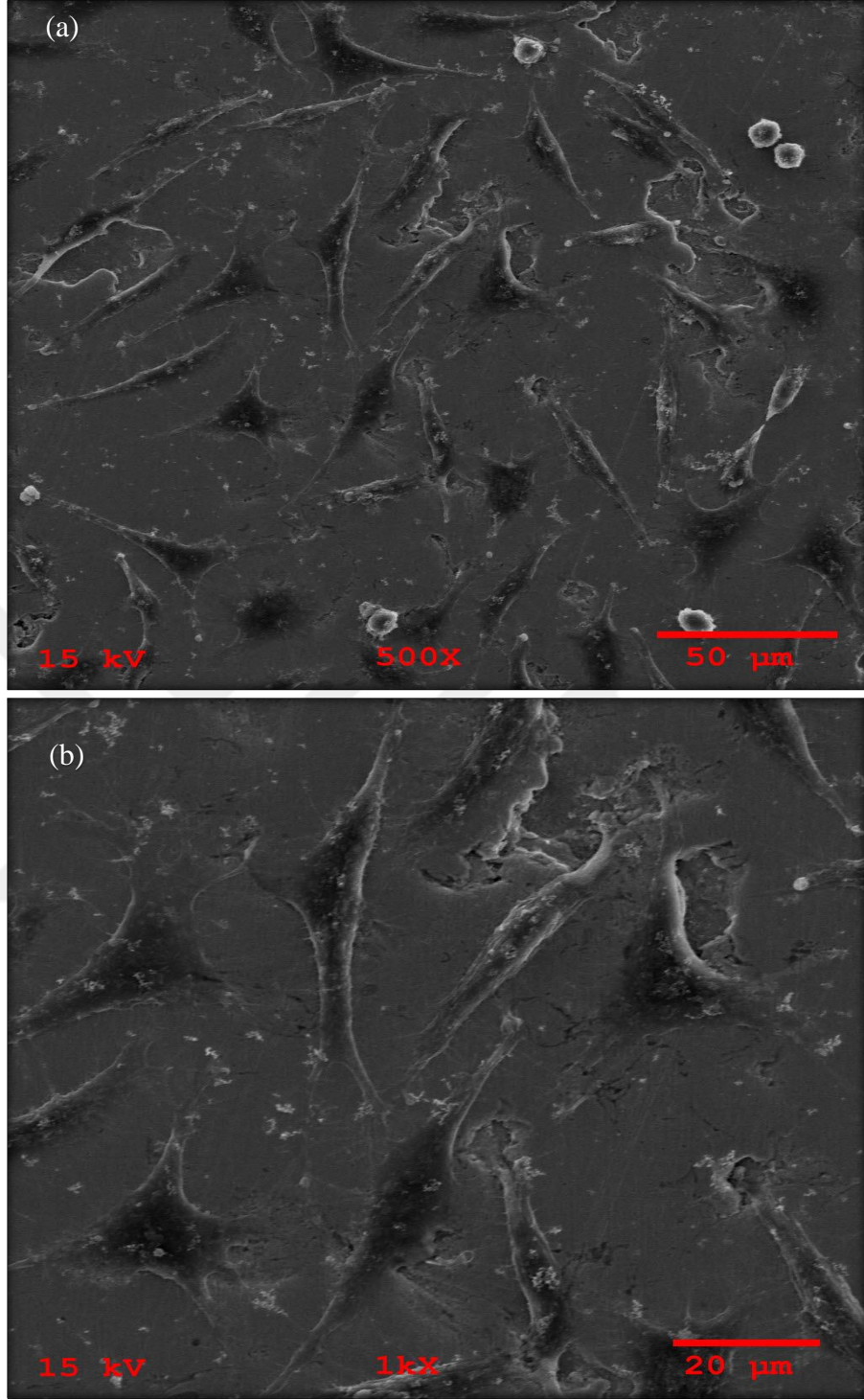
### 6.3.1. Taramalı elektron mikroskobu görüntüleri

Çalışmanın ikinci aşamasında, hazırlanan 316L yüzeylerin biyoyuyumlulukları in-vitro hücre kültürü testleri ile araştırılmıştır. Fare bağ dokusuna ait fibroblast hücrelerinden elde edilmiş L929 hücre hattı kullanılarak hücre kültürü çalışmaları yapılmıştır. Elde edilen taramalı elektron mikroskobu görüntüleri, hücrelerin 316L hassas döküm numunelere çok daha iyi tutunduğunu ve hücrelerin filopodia ve lamellipodia gibi uzantılar oluşturarak yüzeyde yayılabildiğini göstermiştir (Şekil

6.8). Buna karşın 316L ticari numuneler üzerinde hücre tutunması sayısal olarak benzer özellikler göstermiş fakat hücre morfolojisine bakıldığında oluşan uzantıların hassas döküm numunedeki gibi olmadığı görülmektedir (Şekil 6.10, Şekil 6.11). Ayrıca Şekil 6.8’de 1. Gün sonunda hassas döküm yöntemiyle üretilen numunelerde daha iyi tutunan hücrelerin Şekil 6. 9’da 3. Gün sayılarının belirgin bir şekilde arttığı ve artış miktarının ticari numuneye göre daha fazla olduğu görülmektedir.

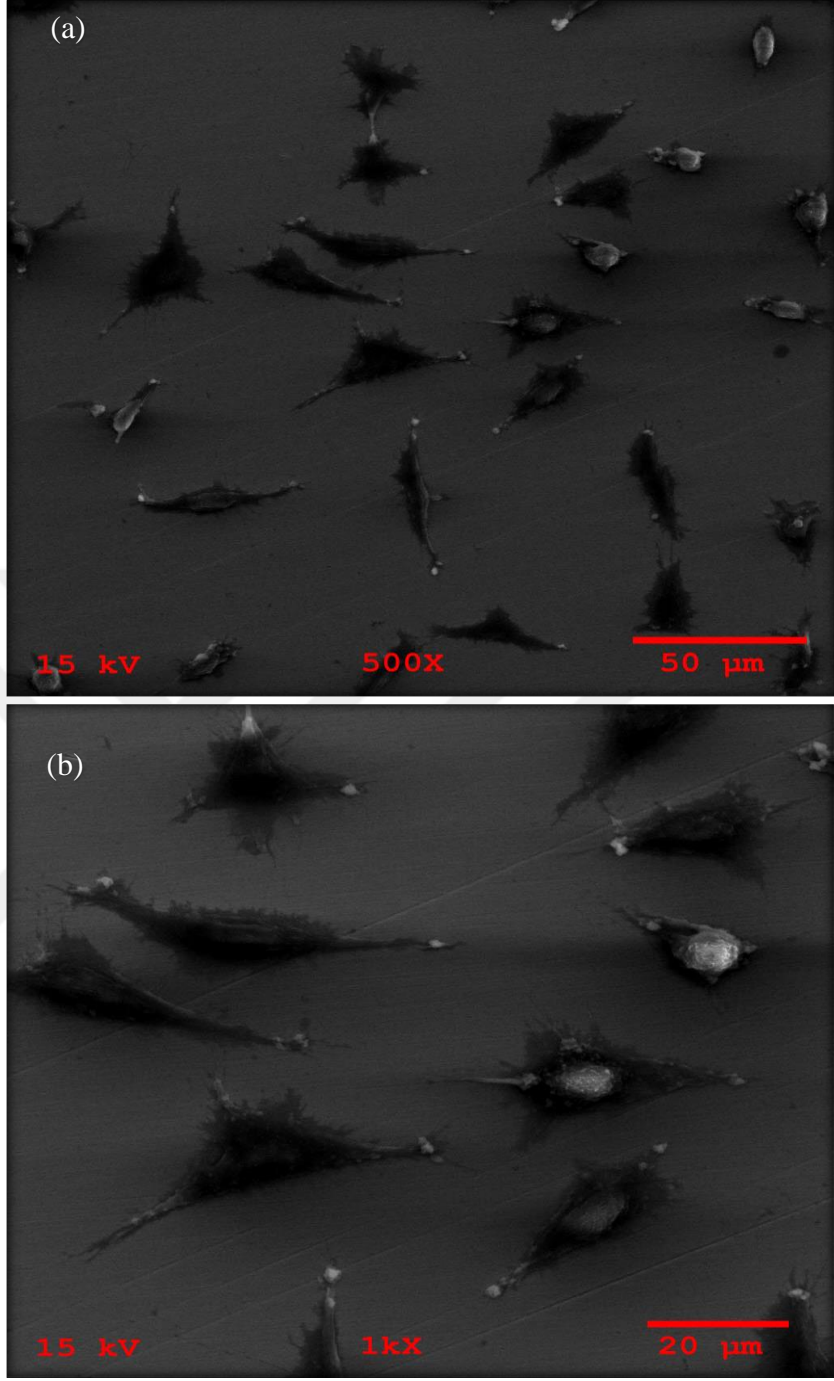


Şekil 6.8. 316L hassas döküm numuneden 1 günlük hücre büyüme testi sonrası alınmış SEM görüntüsü a) X500 ve b) X1000.

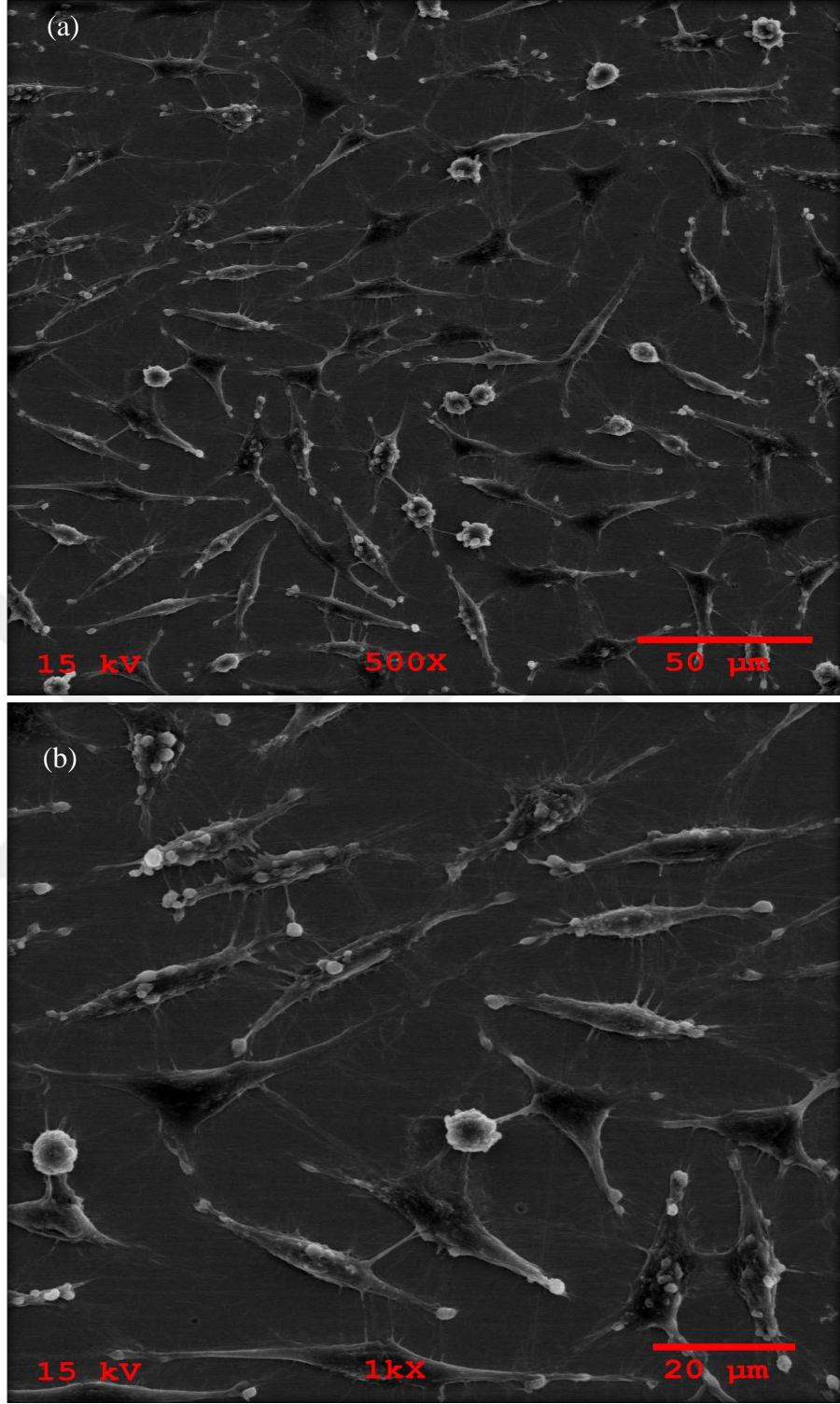


Şekil 6.9. 316L hassas döküm numuneden 3 günlük hücre büyüme testi sonrası alınmış SEM görüntüsü a) X500 ve b) X1000.



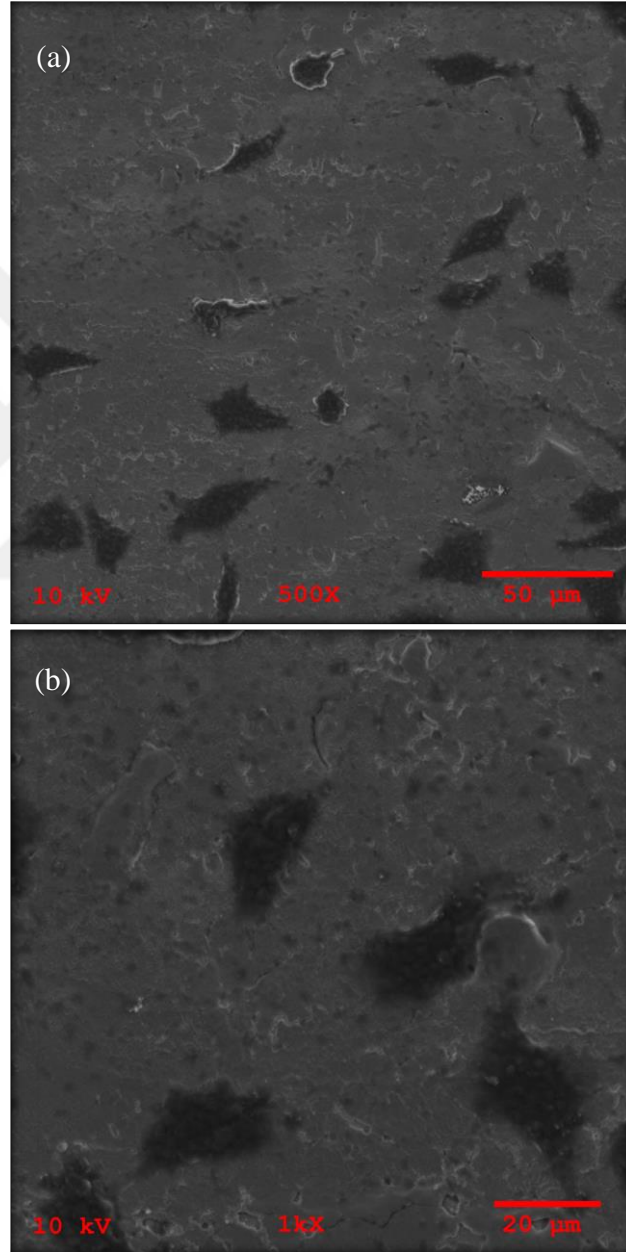


Şekil 6.10. 316L ticari numuneden 1 günlük hücre büyüme testi sonrası alınmış SEM görüntüsü a) X500 ve b) X1000.

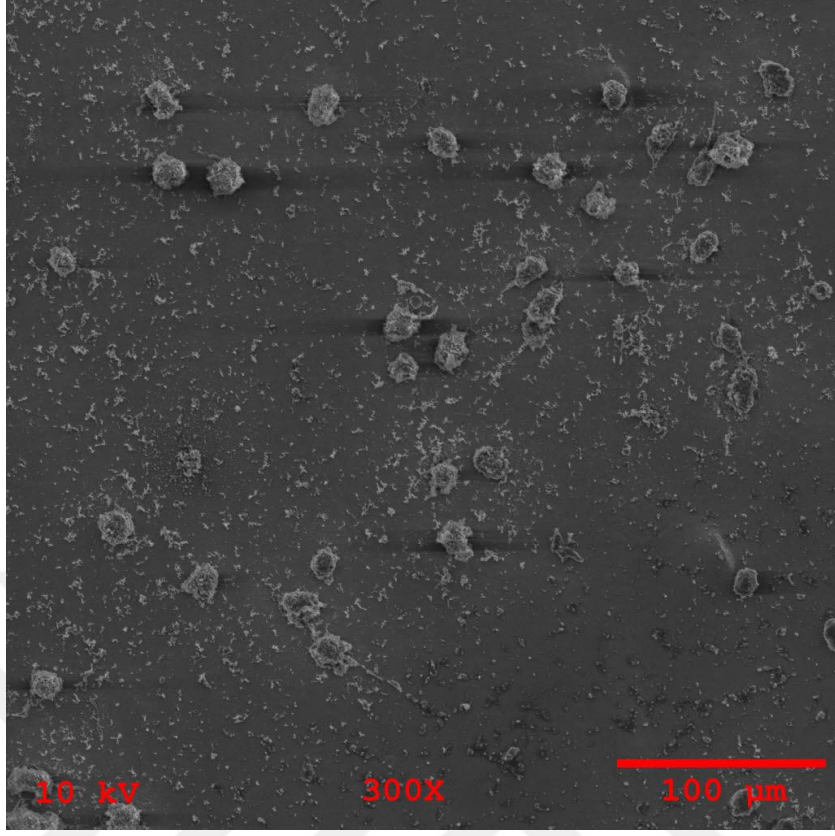


Şekil 6.11. 316L ticari numuneden 3 günlük hücre büyüme testi sonrası alınmış SEM görüntüsü a) X500 ve b) X1000.

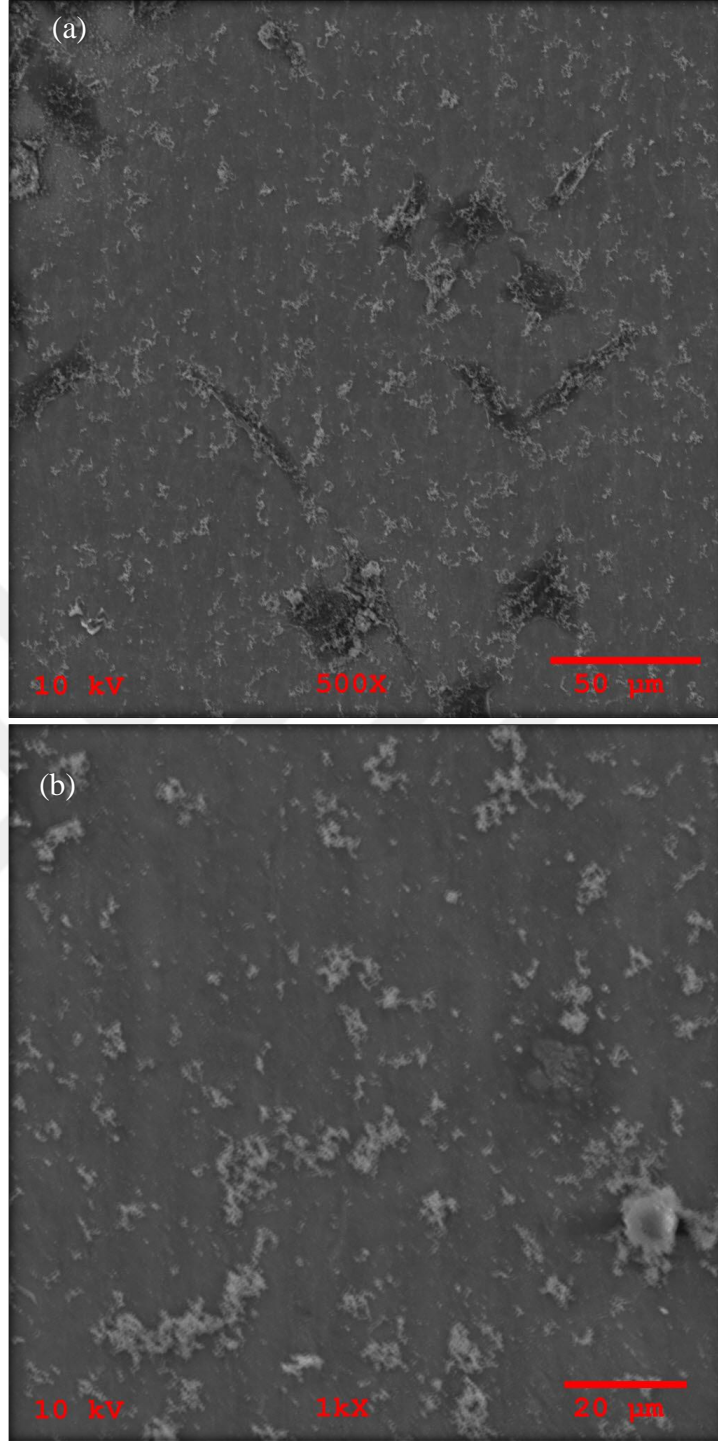
Lazerle işlenmiş numunelerde ise 10 mikron çizgi boşluğu bırakılarak işlenen numunelerde Şekil 6.12, 6.14' te görüldüğü gibi tutunma gözlenmemiş ve 3. günde de Şekil 6.13 ve Şekil 6.15'te görüldüğü gibi herhangi bir çoğalma belirlenmemiştir. Ancak 100 mikron çizgi boşluğu bırakılarak işlenen numunelerde Şekil 6.16 ve Şekil 6.18'de görüldüğü gibi 1. günde uzantılar oluşturarak tutunan hücre morfolojileri görülmüş ve 3. günde hücrelerin çoğaldığı belirlenmiştir (Şekil 6.17, Şekil 6.19).



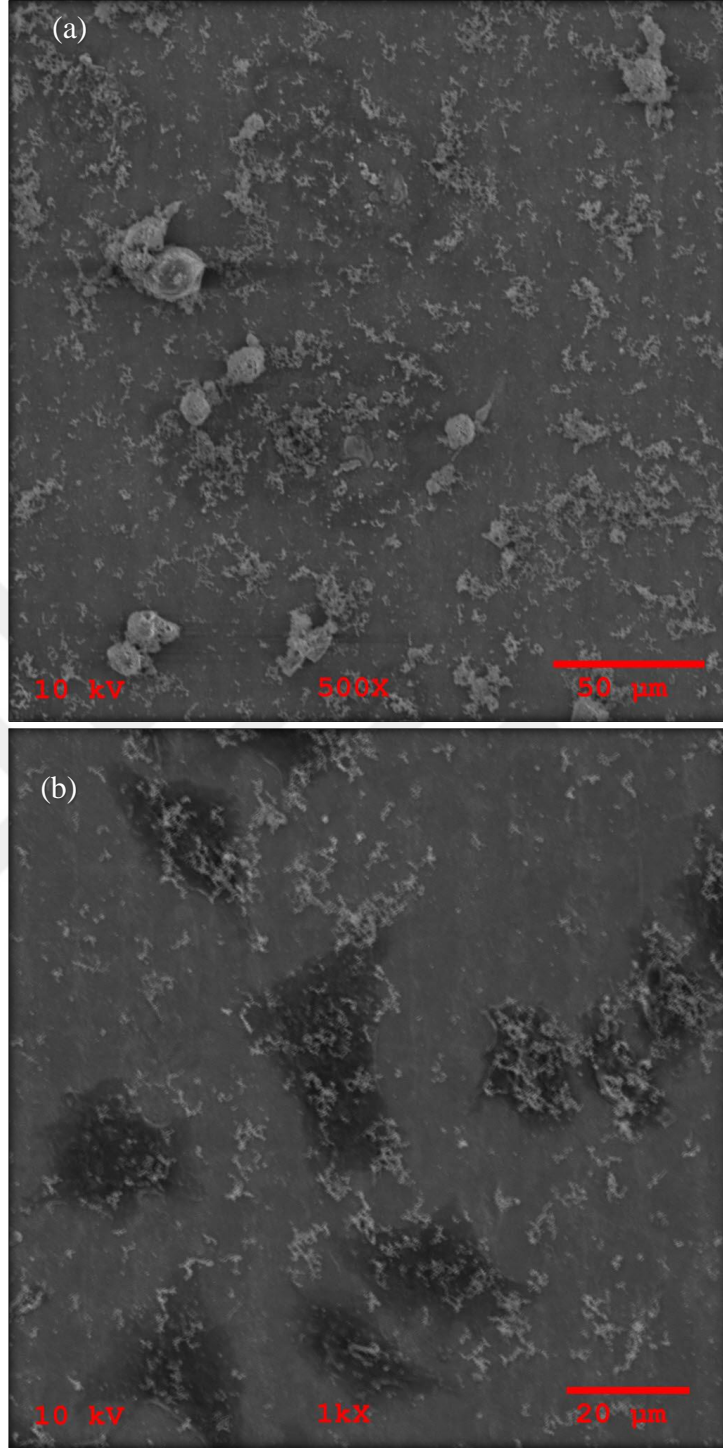
Şekil 6.12. Lazerle 10 mikron çizgi boşluğu bırakılarak işlenmiş 316L hassas döküm numuneden 1 günlük hücre büyüme testi sonrası alınmış SEM görüntüsü a) X500 ve b) X1000.



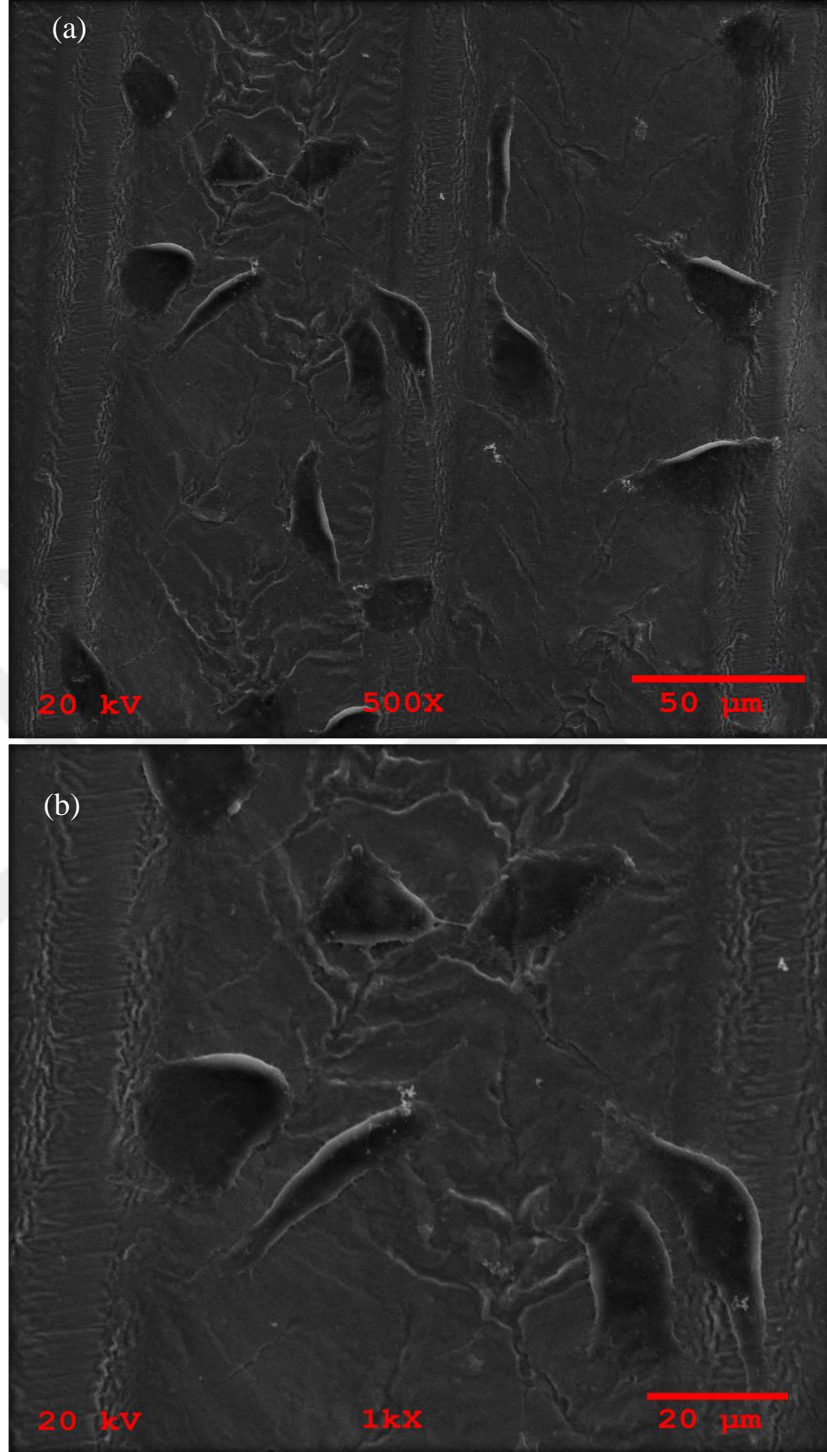
Şekil 6.13. Lazerle 10 mikron çizgi boşluğu bırakılarak işlenmiş 316L hassas döküm numuneden 3 günlük hücre büyüme testi sonrası alınmış SEM görüntüsü



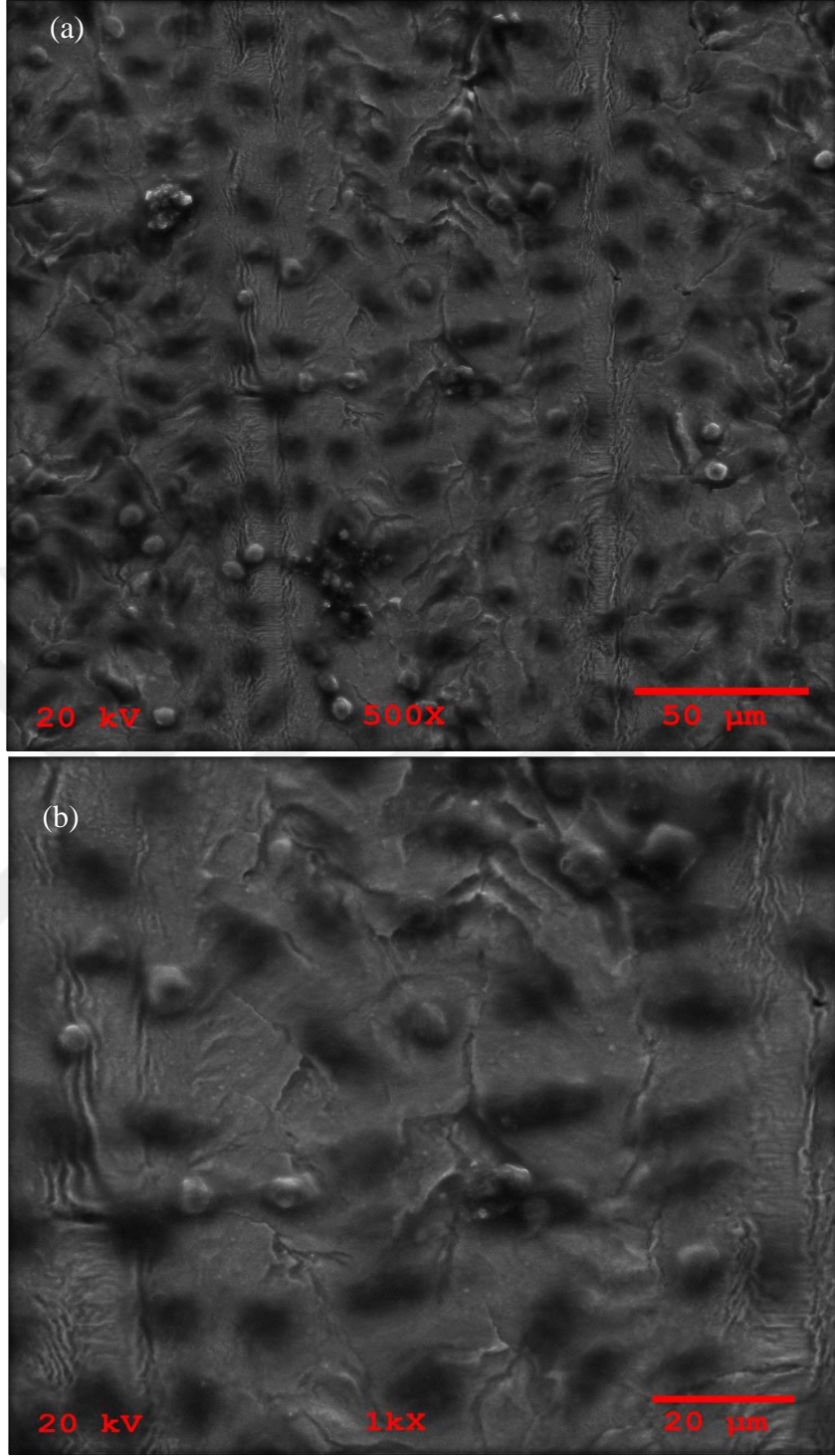
Şekil 6.14. Lazerle 10 mikron çizgi boşluğu bırakılarak işlenmiş 316L ticari numuneden 1 günlük hücre büyüme testi sonrası alınmış SEM görüntüsü a) X500 ve b) X1000.



Şekil 6.15. Lazerle 10 mikron çizgi boşluğu bırakılarak işlenmiş 316L ticari numuneden 3 günlük hücre büyüme testi sonrası alınmış SEM görüntüsü a) X500 ve b) X1000.

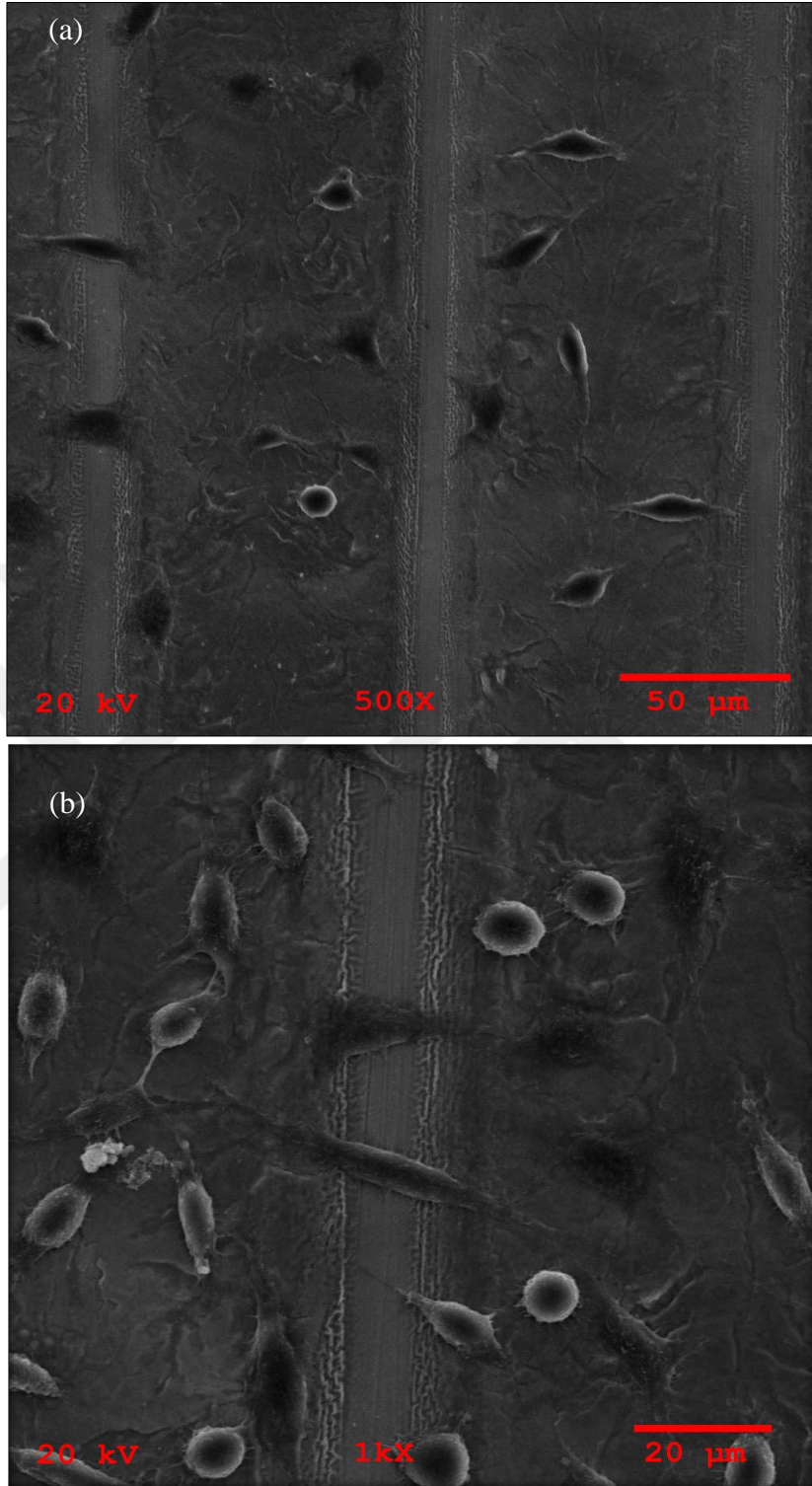


Şekil 6.16. Lazerle işlenmiş 316L hassas döküm numuneden 1 günlük hücre büyüme testi sonrası alınmış SEM görüntüsü a) X500 ve b) X1000.

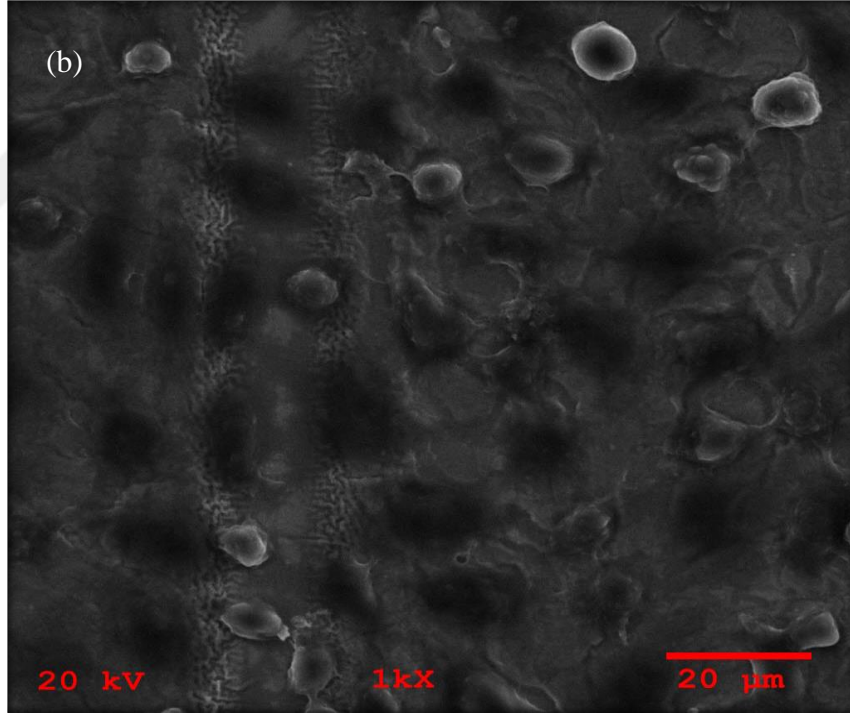
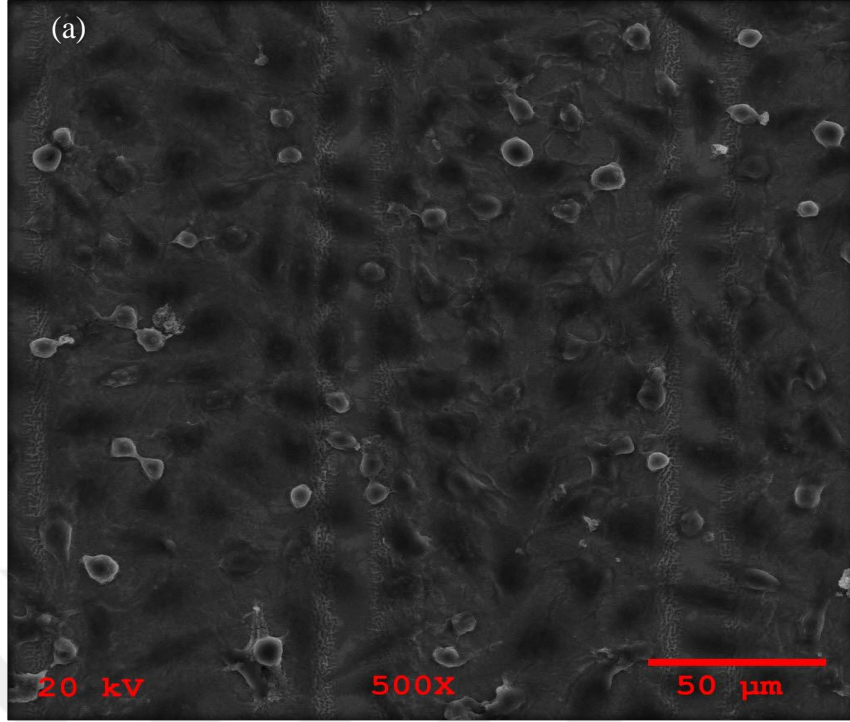


Şekil 6.17. Lazerle işlenmiş 316L hassas döküm numuneden 3 günlük hücre büyüme testi sonrası alınmış SEM görüntüsü a) X500 ve b) X1000.





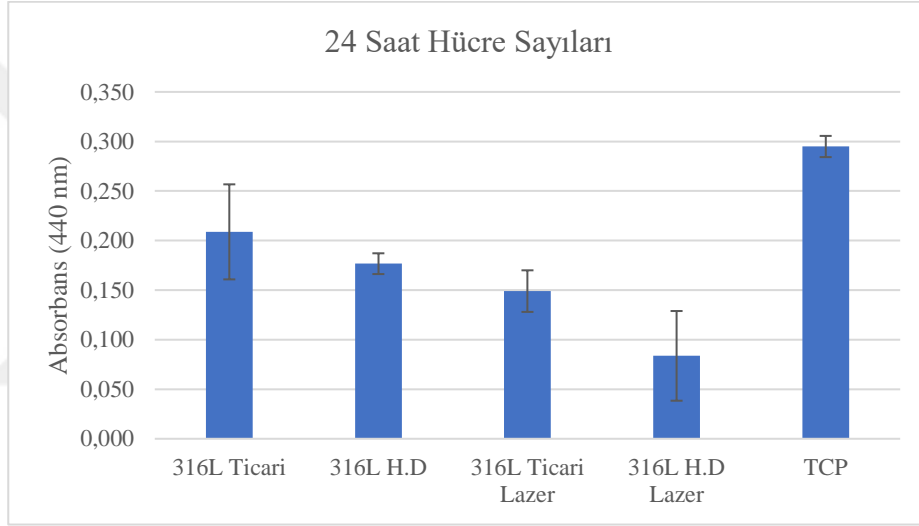
Şekil 6.18. Lazerle işlenmiş 316L ticari numuneden 1 günlük hücre büyüme testi sonrası alınmış SEM görüntüsü a) X500 ve b) X1000.



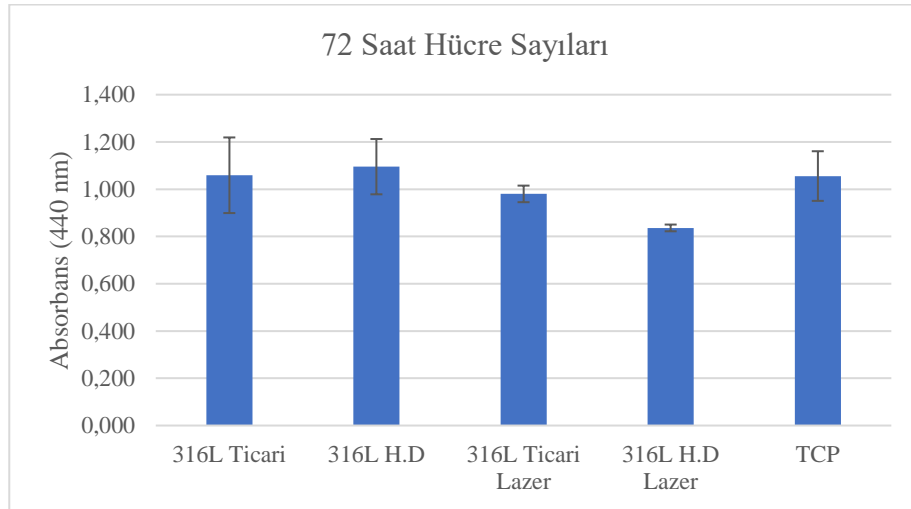
Şekil 6.19. Lazerle işlenmiş 316L ticari numuneden 1 günlük hücre büyüme testi sonrası alınmış SEM görüntüsü a) X500 ve b) X1000.

### 6.3.2. WST-1 sonuçları

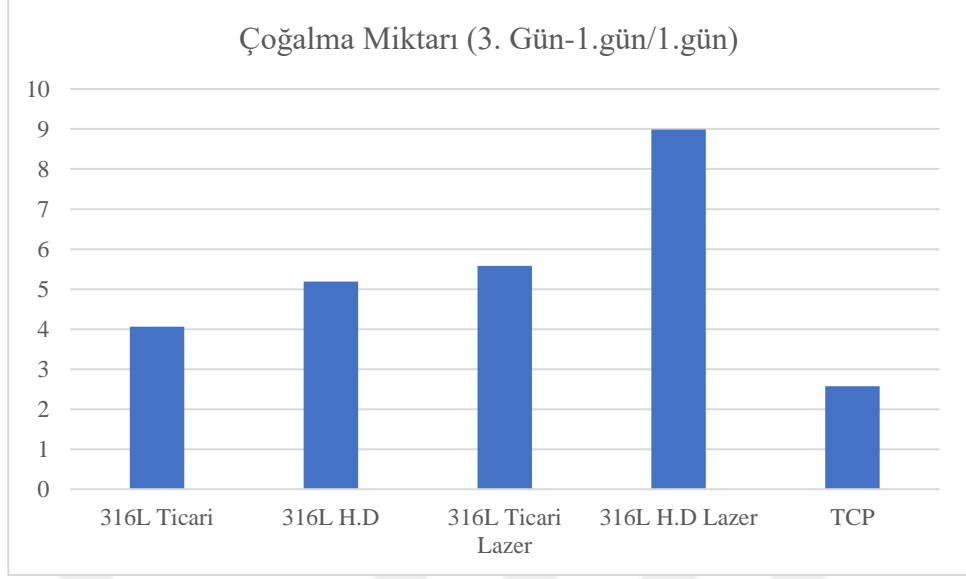
Sitotoksosite çalışlarında, L929 hücrelerinin metal plakaların yüzeyine tutunabilme yetisi araştırılmış ve sayısal veriler elde edilmiştir. Çalışma sırasında, 316L ticari, 316L hassas döküm, 316L ticari lazerli, 316L hassas döküm lazerli olmak üzere 4 örnek grubu ve pozitif kontrol amaçlı doku kültürü polistireni (TCP) grubu ile testler gerçekleştirilmiştir. Hazırlanan her bir grup için 3 tekrar yapılmıştır. Yapılan WST-1 testi sonunda 24 ve 72 saat sonundaki canlı hücre sayıları belirlenmiştir (Şekil 6.20, Şekil 6.21). Bu değerler baz alınarak hücrelerin artış miktarı hesaplanmıştır (Şekil 6.22).



Şekil 6.20. 440 nm dalga boyuna sahip absorbans değerlerine göre 24 saat sonundaki canlı hücre sayısı



Şekil 6.21. 440 nm dalga boyuna sahip absorbans değerlerine göre 72 saat sonundaki canlı hücre sayısı



Şekil 6.22. 440 nm dalga boyuna sahip absorbans değerlerine göre 72 saat sonundaki canlı hücre sayısı

## 7. SONUÇLAR VE ÖNERİLER

### 7.1. Sonuçlar

Bu çalışmada, 316L paslanmaz çelik malzemenin hassas döküm işlemi yapılmıştır. Döküm işlemi ile üretilen ve ticari olarak temin edilen 316L malzemelerin mikroyapı incelemesi ve sertlik testi yapılmıştır. Üretim yöntemine bağlı olarak, malzemede fiber lazerin etkisi incelenmiştir. Elde edilen sonuçlar aşağıda özetlenmiştir:

1. Hassas döküm yöntem ile 316 L paslanmaz çelik malzemelerinin istenilen özelliklerde üretilebileceği tespit edilmiştir.
2. 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.
3. Ticari ve Hassas Döküm 31 L 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.
4. Yapılan optik mikroyapı ve SEM incelemeleri sonucu fiber lazer kullanılarak 316L malzemesi üzerinde istenilen desenler oluşturulabileceği tespit edilmiştir.
5. Fiber lazerin her iki malzeme yüzeyinde farklı etki meydana getirdiği mikroyapı çalışmaları sonucu gözlemlenmiş ve bu durum sertlik değerlerindeki farklılık ile açıklanmıştır.
6. Lazer işleme çalışmalarında 10 mikron çizgi boşluğu bırakılarak işlenen numune de arzu edilen desenler ve hücre tutunması gözlenmemiştir.
7. Biyouyumluluk testi için fiber lazerle yüzey işleme testi çalışmasında 100 mikron çizgi boşluğu bırakılarak işlenen L2 nolu numunenin parametleri ideal parametre olarak belirlenmiştir.
8. Hücre Testleri sonucunda yapılan incelemeler 316L paslanmaz çeliklerin üretim yöntemine bağlı olarak değişen yüzey morfolojisinde için benzer hücre büyüme değerleri göstermiştir.

9. Hassas Dökümle üretilen ve lazerle işlenen 316 L hücre büyüme testlerinde 1. günde en az sayıyı göstermesine rağmen sem görüntülerinde en iyi morfolojiyi göstermiştir ve en yüksek çoğalma hızına sahiptir. Bu durum, osteoblast hücre büyüme testi ve laboratuvar hayvanlarında in-vivo testlerin de denenmesi gerektiğini ortaya koymaktadır.

## 7.2. Öneriler

1. Bu çalışmada kullanılan 316L paslanmaz çelik numunelerin yüzeyleri farklı lazerler ile muamele edilerek farklı yüzey morfolojileri oluşturulması ve bunların biyouyumlulukları incelenebilir.
2. Yapılan bu çalışmada elde edilen farklı farklı yüzey morfolojisine sahip 316L paslanmaz çelik numunelerin aşınma ve farklı ortamlarda korozyon davranışları araştırılabilir.
3. Ti6Al4V ve Cr-Co-Mo gibi farklı alaşımların üretimi gerçekleştirilip özellikleri de bu çalışmaya paralel olarak irdelenebilir.
4. Bu çalışmada incelenen malzemelere ileriki çalışmalarda osteoblast hücre büyüme testi yapılabilir.
5. Lazerle işlenen malzemelerin kumlama gibi geleneksel yöntemlerle yüzey pürüzlendirme işlemi uygulanan malzemelerle biyouyumlulukları kıyaslanabilir.
6. Ayrıca yine ileriki çalışmalarda laboratuvar hayvanlarında in-vivo deneyler yapılabilir.

## KAYNAKLAR

- [1] Bose S., Ke D., Additive Manufacturing of Biomaterials, *Progress in Materials Science*, 2018, **93**, 45-111.
- [2] Chikarakara E., Naher S., Brabazon D., Process Mapping of Laser Surface Modification of AISI 316L Stainless Steel for Biomedical Applications, *Applied Physics*, 2010, **101**(2), 367-371.
- [3] Singh R., Sing S., Investment Casting, *Reference Module in Materials Science and Materials Engineering*, DOI: 10.1016/B978-0-12-803581-8.04163-1.
- [4] Aran A., Döküm Teknolojisi-İmal Usulleri, İTÜ-Makina Fakültesi, <https://tr.scribd.com/document/247923374/Dokum-Ahmet-ARAN>, (Ziyaret tarihi: 3 Ekim 2018).
- [5] Çelen S., Lazer Yüzey Yapılandırılması İle Oluşturulan Titanyum İmplant Yüzeylerinin Mekanik ve Morfolojik Analizleri, Doktora Tezi, Ege Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü, İzmir, 2011, 285166.
- [6] Sarojrani P., Developments in investment casting process—A review, *Journal of Materials Processing Technology*, 2012, **212**(11), 2332-2348.
- [7] Taylor P., An Illustrated History of Lost Wax Casting, *Proceedings of the 17th Annual BICTA Conference*, London, September 4-7 1983.
- [8] Kotzin E., Metal Casting and Moulding Processes, *American Foundrymen Society Inc*, Illinois, USA, 1981.
- [9] Barnett S., Investment Casting—The Multi-process Technology, *Foundry Trade Journal*, 1988, **11**(3), 33-37.
- [10] Clegg A., Precision Casting Processes, Pergamon Press, Oxford, 1991.
- [11] Kalpakjian S., Schmid S., *Manufacturing Processes for Engineering Materials*, Fifth ed., Pearson Education Incorporation, India, 1984.
- [12] Craig R, Properties of natural waxes used in dentistry, *Journal of Dental Research*, 1965, **44**, 1308-1316.

- [13] Singh S., Precision investment casting: A State of Art Review and Future Trends, *Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers, Part B: Journal of Engineering Manufacture*, DOI: 10.1177/0954405415597844.
- [14] Singh S., Some Investigations for Investment Casting Applications, MTech Thesis, Punjab Technical University, Kapurthala, India, 2012.
- [15] Brum J., Microwave Dewaxing Applied to the Investment Casting process, *Journal of Materials Processing Technology*, 2009, **209**, 3166-3171.
- [16] Niu S., Investigation on Nano-fused Silica in Silica-based Ceramic Cores for Investment Casting, *Materials Science Forum*, 2015, **816**, 266-270.
- [17] Jovanovic M, Microstructure and Mechanical Properties of Precision Cast TiAl Turbocharger Wheel, *Journal of Materials Processing Technology*, 2005, **167**, 14-21.
- [18] Batllo F., Viers D., Mosher J., Method of Improving the Removal of Investment Casting Shells., 2003, U.S. Patent No. 10/337,799, *U.S Patent and Trademark Office*.
- [19] Singh D., Singh R., Boparai K., Development and surface improvement of FDM pattern based investment casting of biomedical implants: A state of art review, *Journal of Manufacturing Processes*, 2018, **31**, 80-95.
- [20] Planell J., Navarro M., Altankov G., Aparicio C., Engel E, Gil J, Ginebra M, Lacroix D, Materials Surface Effects on Biological Interactions, *Advances in Regenerative Medicine: Role of Nanotechnology, and Engineering Principles*, DOI: 10.1007/978-90-481-8790-4-12
- [21] Ratner B., Hoffman A., Schoen F., Lemons J., *Biomaterials Science: An Introduction to Materials in Medicine*, Academic Press, New York, 2004.
- [22] Niinomi M., Nakai M., Hieda J., Development of New Metallic Alloys for Biomedical Applications, *Acta Biomaterialia*, 2012, **8**(11). 3888-3903.
- [23] Talha M., A Review on Nickel-Free Nitrogen Containing Austenitic Stainless Steels For Biomedical Applications, *Mater. Sci. Eng.*, 2013, **33**(7), 3563-3575.
- [24] Yan Y., Tribo-corrosion properties of cobalt-based medical, *Wear*, **263**(12), 1105-1111, 2007.
- [25] Narushima K., Precipitates in Biomedical Co-Cr Alloys, *JOM*, 2013, **65**(4), 489-504.



- [26] Gepreel M., Biocompatibility of Ti Alloys for Long Term Implantation, *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*, 2013, **20**, 407-415.
- [27] Pasinli A., Biyomedikal Uygulamalarda Kullanılan Biyomalzemeler, *Makine Teknolojileri Elektronik Dergisi*, 2004, **4**, 25-34.
- [28] Güven Ş., Biyouyumluluk ve Biyomalzemelerin Seçimi, *Süleyman Demirel Üniversitesi Mühendislik Bilimleri ve Tasarım Dergisi*, 2014, **2**(3), 303-311.
- [29] Zheng Y.F., Gu N., Witte F., Biodegradable Metals, *Materials Science and Engineering: R: Reports*, 2014, **77**, 1-34.
- [30] Dorozhkin S.V., Calcium orthophosphate coatings on magnesium and its biodegradable alloys, *Acta Biomateriela*, DOI: 10.1016/j.actbio.2014.02.026
- [31] Gosh N., Pal K.P, Nandi G., GMAW Dissimilar Welding of AISI 409 Ferritic Stainless Steel to AISI 316L Austenitic Stainless Steel by Using AISI 308 Filler Wire, *Engineering Science and Technology, an International Journal*, 2017, **22**(4), 1334-1341
- [32] Davis J.R, *ASM Specialty Handbook: Stainless Steels*, 1st ed., ASM International, Ohio, 1994.
- [33] Silverstein R., Eliezer D., Mechanisms of hydrogen trapping in austenitic, duplex, and super martensitic stainless steels, *Journal of Constructional Steel Research*, **153**, 449-458.
- [34] Smith W., *Mühendislik Alaşımlarının Yapı ve Özellikleri 1*, 2nd ed., Nobel Yayın, Ankara, 2000,
- [35] Tülbentçi K., Geçmişten günümüze paslanmaz çelikler, *META*, 1992, **20**, 47-52.
- [36] Harvey P., *Engineering Properties of Steel*, 1st ed., ASM International, Ohio, 1982.
- [37] Lakes R.S, Park J., *Biomaterials An Introduction*, 3rd ed.,Springer Science Business Media, New York, 2007.
- [38] Çelen S., Paslanmaz çeliklerin lazer kaynağında kaynak parametrelerinin bağlantının dayanım ve korozyon özelliklerine etkisinin incelenmesi, Yüksek Lisans Tezi, 9 Eylül Üniversitesi F.B.E, İzmir, 2006, 202407.

- [39] Fukakura J., Physical Metallurgy and Failure Phenomena, Editors: Christoffel R.J., Nippes E.F., Solomon H. D., *Weldments*, 1st ed., General Electric Co., New York, 171-175, 1979.
- [40] Fihri A., Bovero E., Alabedi G., Recent progress in superhydrophobic coatings used for steel protection: A review, *Colloids and Surfaces A: Physicochemical and Engineering Aspects*, 2017, **520**, 378-390.
- [41] Çimenoğlu H., Çelik Ö., Kayalı E. S., “Ortopedik Uygulamalar için Östenitik Paslanmaz Çeliklerin Nitrasyonu”, *5. Uluslararası İleri Teknolojiler Sempozyumu (IATS'09)*, Karabük, Türkiye, 13-15 Mayıs 2009.
- [42] Anderson J.M, Biocompatibility and Bioresponse to Biomaterials, Editors: Atala A., Lanza R., Mikos T., Nerem R., , *Principles of Regenerative Medicine*, 3rd ed., Academic Press, New York, 675-694, 2018
- [43] Ahmed M., Characteristics and Applications of Titanium Oxide as A Biomaterial for Medical Implants, Editors: Davim J.P., *The Design and Manufacture of Medical Devices*, 1st ed., Woodhead Publishing, Sawston, 1-57, 2012.
- [44] Yang K., Lin X., Biocompatibility of Surface Modified Magnesium and Magnesium Alloys, Editors: Narayanan S., Park S., Lee M., *Surface Modification of Magnesium and Its Alloys for Biomedical Applications*, 1st ed., Woodhead Publishing, Sawston, 231-260, 2015.
- [45] Ratner B.D., The Biocompatibility of Implant, Editors: Badylak S., *Host Response to Biomaterials The Impact of Host Response on Biomaterial Selection*, 1st ed., Washington, 37-51, 2015.
- [46] Taşkın M., Gür A.K, Metalik Biyomalzemeler ve Biyouyum, *Doğu Anadolu Bölgesi Araştırmaları*, 2004, **4**, 106-113.
- [47] Branemark P., Osseointegration and its experimental background, *The Journal of Prosthetic Dentistry*, 1983, **50**(3), 399-410.
- [48] Özgür H., Biyomedikal Optik ve Lazerler, Editörler: Asyalı M.H., Kara S., Yılmaz B., *Biyomedikal Mühendisliğinin Temelleri*, Nobel Akademik Yayıncılık, İzmir, 623-651, 2014.
- [49] Akman E., Femtosaniye Lazerle Metalik Nanoyapıların Oluşturulması ve Biyolojik Uygulamaları, Kocaeli Üniversitesi, Fen Bilimleri Enstitüsü, Kocaeli, 2012, 323163.
- [50] Demir P., Nanosaniye Lazer Demetiyle Metal Malzemelerin Etkileşiminin Sayısal ve Deneysel İncelenmesi, Doktora Tezi, Kocaeli Üniversitesi, Fen Bilimleri Enstitüsü, Kocaeli, 2014, 360871.

- [51] Paschotta R., Fiber Lasers, Encyclopedia of Laser, [https://www.rp-photonics.com/fiber\\_lasers.html](https://www.rp-photonics.com/fiber_lasers.html), (Ziyaret tarihi: 10 Ağustos 2018).
- [52] Qui-hong L., Jun Z., High Power Fiber Lasers, *Frontiers of Physics*, 2007, **2** (4), 410-423.
- [53] Han W., Computational and Experimental Investigations of Laser Drilling and Welding for Microelectronic Packaging, Doctor of Philosophy Thesis, Worcester nPolytechnic Institute., Worcester, England, 2004.
- [54] Paschotta R., High Power Fiber Lasers and Amplifiers, Encyclopedia of Laser, Physics and Technology, [http://www.rp-photonics.com/high\\_power\\_fiber\\_lasers\\_and\\_amplifiers.html](http://www.rp-photonics.com/high_power_fiber_lasers_and_amplifiers.html), (Ziyaret tarihi: 10 Ağustos 2018).
- [55] Bertolotti M., *Physical Processes in Laser-Materials Interactions*, 1st ed., Plenum Press, New York, 1983.
- [56] Çelen S., İterbiyum Katkılı Fiber Lazerle Q-Anahtarlamalı Modda İmplant Yüzeyi Mikro İmalatı ve Karakterizasyonu, *Gazi Üniversitesi Fen Bilimleri Dergisi Part:C, Tasarım Ve Teknoloji*, 2014, **2**(2), 197-202.
- [57] Asquini C.P., Laser Induced Breakdown Spectroscopy (LIBS), Editors: Denker B., Shklovsky E., *Handbook of Solid-State Lasers*, 1st edition, Woodhead Publishing, Sawston, 2013.
- [58] Toyserkani E., Rasti N., Ultrashort Pulsed Laser Surface Texturing, *Laser Surface Engineering*, DOI: 10.1016/B978-1-78242-074-3.00018-0.
- [59] Ricci J., Grew J., Alexander H., Connective-tissue Responses to Defined Biomaterial Surfaces. I. Growth of Rat Fibroblast and Bone Marrow Cell Colonies on Microgrooved Substrates, *Journal of Biomedical Material Research.*, 2008 **85** (2), 313–325.
- [60] Ulerich J., Ionescu L., Chen J., Soboyejo W., Arnold C., Modifications of Ti-6Al-4V Surfaces by Direct-Write Laser Machining of Linear Grooves, *Photon Processing in Microelectronics and Photonics VI*, DOI: 10.1117/12.713964
- [61] Cao Y., Investigation of The Spreading and Adhesion of Human Osteosarcoma Cells on Smooth and Micro-Grooved Polydimethylsiloxane Surfaces, *Mater. Sci. Eng.*, 2019, **29** (1), 119–125..
- [62] Busby J, Maziasz P., McDuffee J., A. Rowcliffe, M. Santella, M. Sokolov, S. Teyseyreand G., Development of high performance cast stainless steels for ITER shield module applications, *Journal of Nuclear Materials*, 2011, **417**(1), 866-869.

- [63] 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.



## KİŞİSEL YAYIN VE ESERLER

- [1] **Aykac E.**, Turkmen M., Kayahan E, Candan L., Surface Modification of 316L Stainless Steel Materials With Laser, *3rd International Conference on Material Science and Technology (IMSTEC)*, Nevsehir, Turkey, 17-19 September 2018.



## ÖZGEÇMİŞ

1993 yılında Ankara'nın Altındağ ilçesinde doğdu. İlk ve orta öğrenimini Yozgat'da tamamladı. 2012 yılında Tekirdağ Namık Kemal Üniversitesi'nde Biyomedikal Mühendisliği Bölümüne başladı. 2016 yılında bu bölümden mezun olduktan sonra özel sektörde biyomalzeme firmasında yaklaşık 1 yıl çalıştı. 2017 yılının şubat ayında Kocaeli Üniversitesi Fen bilimleri Enstitüsü, Biyomedikal Mühendisliği Ana Bilim Dalı'nda Yüksek Lisans eğitimine başladı. 2017 Kasım ayından 2019 Mart ayına kadar Kocaeli Üniversitesi Lazer Teknolojileri Araştırma ve Uygulama Merkezi'nde kısmi zamanlı olarak çalıştı ve 2019 Mart ayında Yüksek Lisans öğrenimini tamamladı.

