

T.C.
İstanbul
YENİ YÜZYIL ÜNİVERSİTESİ
FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ
BİYOMEDİKAL MÜHENDİSLİĞİ ANA BİLİM DALI



**FARKLI ISIL İŞLEM PROSESLERİNİN 316L PASLANMAZ ÇELİĞİN
BİYO VE MEKANİK ÖZELLİKLERİ ÜZERİNE ETKİSİ**

YÜKSEK LİSANS TEZİ

Wasan Shareef Sadeq KAFTAN

Tez Danışmanı

Dr. Öğr. Üyesi Şakir ALTINSOY

İSTANBUL

Ocak 2023

T.C.
İstanbul
YENİ YÜZYIL ÜNİVERSİTESİ
Fen Bilimleri Enstitüsü

Kabul ve Onay

Biyomedikal Mühendisliği Ana Bilim Dalı Yüksek Lisans Programı çerçevesinde yürütölmüş olan bu çalışma aşağıdaki jüri tarafından Yüksek Lisans Tezi olarak kabul edilmiştir.

Tez Savunma Tarihi:10/01/2023

Tez Danışmanı

Dr. Öğr. Üyesi Şakir ALTINSOY İstanbul
Yeni Yüzyıl Üniversitesi

Jüri Üyeleri

Dr. Öğr. Üyesi Şakir ALTINSOY
İstanbul Yeni Yüzyıl Üniversitesi

Doç. Dr. Kadriye KIZILBEY
İstanbul Yeni Yüzyıl Üniversitesi

Dr. Öğr. Üyesi Nuray BEKÖZ ÜLLEN
İstanbul Üniversitesi- Cerrahpaşa

Etik Beyanı

İstanbul Yeni Yüzyıl Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü Tez Yazım Kurallarına uygun olarak hazırladığım bu tez çalışmada;

- Tez içinde sunduğum verileri, bilgileri ve dokümanları akademik ve etik kurallar çerçevesinde elde ettiğimi,
- Tüm bilgi, belge, değerlendirme ve sonuçları bilimsel etik ve ahlak kurallarına uygun olarak sunduğumu,
- Tez çalışmada yararlandığım eserlerin tümüne uygun atıfta bulunarak kaynak gösterdiğimi,
- Kullanılan verilerde herhangi bir değişiklik yapmadığımı,
- Bu tezde sunduğum çalışmanın özgün olduğunu, bildirir, aksi bir durumda aleyhime doğabilecek tüm hak kayıplarını kabullendiğimi beyan ederim.

10/01/2023

Teşekkür

Tez çalışmam süresince desteğini esirgemeyen, bilgi ve tecrübelerinden yararlandığım çok değerli hocam ve danışmanım Dr. Öğr. Üyesi Şakir ALTINSOY'a saygılarımı ve teşekkürlerimi sunarım.

Tez çalışmalarım sırasında; İstanbul Üniversitesi-Cerrahpaşa Mühendislik Fakültesi, Metalurji ve Malzeme Mühendisliği Bölümünden Dr. Öğr. Üyesi Nuray BEKÖZ ÜLLEN ve Prof. Dr. İlven MUTLU'ya; İstanbul Yeni Yüzyıl Üniversitesi-Mühendislik Mimarlık Fakültesi, Biyomedikal Mühendisliği Bölümü'nde Öğr. Gör. Gökçe KOÇ'a ve İstanbul Yeni Yüzyıl Üniversitesi'nde Araş. Gör. Rezzan YARDIMCI'ya teşekkür ederim.

Bu süreçte destekleri ve sevgileri ile her zaman yanımda olan AİLEME teşekkürlerimi sunarım.

İçindekiler

Kabul ve Onay.....	i
Etik Beyanı	ii
Teşekkür	iii
İçindekiler	iv
Sembol ve Kısaltma Listesi	vii
Şekil ve Grafik Listesi.....	viii
Tablo Listesi	viii
Özet.....	ix
Abstract.....	xi
1. GİRİŞ.....	1
2. GENEL BİLGİLER	3
2.1. Giriş.....	3
2.2. Biyomalzemeler	4
2.3. Biyomalzemelerin Sınıflandırılması	6
2.3.1. Biyoseramik Malzemeler	7
2.3.2. Polimerik Biyomalzemeler	7
2.3.3. Biyokompozit Malzemeler.....	8
2.3.4. Metalik Biyomalzemeler.....	9
2.4. Tıbbi alanda kullanılan diğer metaller sertleşebilir alaşımlardır	13
2.5. Metalik İmplant Malzemeleri için Önemli Hususlar	14
2.6. Biyouyumluluk	16
2.7. Isıl İşlem.....	18
2.7.1. Isıtma	18
2.7.2. Bekletme (Tutma).....	18
2.7.3. Soğutma	18
2.8. Demirli Metallerin Isıl İşlemi	19
2.9. İmplantlarda Isıl İşlemin Önemi	20
2.10. Korozyon.....	21
2.10.1. Korozyonu Etkileyen Unsurlar	22
2.10.2. Korozyon Türleri	22
2.11. Literatür İncelemesi	24
3. MALZEME VE YÖNTEM.....	27
3.1. Kullanılan İş Parçasının Özellikleri	27

3.2. İş Parçasının İşlenmesi.....	27
3.3. Isıl İşlem.....	28
3.4. Sertlik Ölçümü.....	30
3.5. Çekme Deneyleri	30
3.6. Elektrokimyasal Yöntemi ile Biyokorozyon Ölçümü.....	31
3.7. SEM-EDX Analizleri.....	32
3.8. Tane Boyutlarının Ölçümü	32
4. BULGULAR	33
4.1. Sertlik Sonuçları.....	33
4.2. Çekme Testler sonuçları	34
4.3. Biyokorozyon Sonuçları	36
4.4. SEM-EDX Sonuçları	42
5. TARTIŞMA VE SONUÇ	46
5.1. Genel Sonuçlar.....	46
5.2. Öneriler	48
KAYNAKÇA.....	49
ÖZGEÇMİŞ.....	55

Sembol ve Kısaltma Listesi

ASTM	: Amerikan Test ve Materyalleri Topluluğu
Au	: Altın
Co	: Kobalt
CO₂	: Karbondioksit
Cr	: Krom
Cr₂O₃	: Krom Oksit
HA	: Hidroksiapatit
HRB	: Rockwell Sertliği
HT	: Isıl İşlem
HV	: Vickers Sertlik
MIC	: Mikrobiyal Korozyon
Mo	: Molibden
NaCl	: Sodyum Klorür
Ni	: Nikel
OCP	: Açık Devre Potansiyeli
PLA	: Polilaktik Asit
Ra	: Aritmetik Ortalama Pürüzlülük
SEM	: Taramalı Elektron Mikroskobu
SLM	: Seçkili Lazerli Eritmenin
SO₂	: Kükürt Dioksit
TCP	: Trikalsiyum Fosfat

Şekil ve Grafik Listesi

Şekil 2.1: Farklı biyomalzemelerin uygulama yerleri.	6
Şekil 2.2: Yük taşıyıcı ortopedik implantlar (a) kalça, (b) diz, (c) omuz, (d) dirsek implantları.....	9
Şekil 2.3: Östenitik paslanmaz çeliklerin alaşım elementi ilavesiyle sınıflandırılması.	10
Şekil 2.4: Ti6Al4V numunelerinin farklı sıcaklıklarda mikroyapısı: (a) 750°C; (b) 800°C; (c) 850°C; (d) 900°C.....	12
Şekil 2.5: Tıbbi alanda alüminyum ve magnezyum uygulamaları.	14
Şekil 2.6: İmplantasyon sonrasında implant yüzeylerinde meydana gelen reaksiyonlar.	15
Şekil 2.7: Biyouyumluluk açısından önem taşıyan hasta, malzeme ve malzeme fonksiyonu arasındaki etkileşim diyagramı.....	16
Şekil 2.8: 21 gün sonra a ve b (TCP) ve c ve d (HA) üzerinde yapay olarak üretilmiş U-937 hücrelerinin flüorışma mikroskopisi görüntüleri.....	17
Şekil 2.9: Paslanmaz çeliğin yüzeyinde oluşan krom oksit tabakası.....	28
Şekil 3.1: Deneysel çalışmada tornalama işlemleri için kullanılan CNC tezgâhı.	28
Şekil 3.2: CNC tornalama işleminden sonra 316 L iş parçasının görüntüsü.....	28
Şekil 3.3: Deneylerde kullanılan ısıtma işlemin şematik gösterimi.	28
Şekil 3.4: Deneylerde kullanılan ısıtma işlem fırınları.....	28
Şekil 3.5: Deneylerde kullanılan sertlik ölçüm cihazı.....	30
Şekil 3.6: Çekme cihazı görüntüsü.....	31
Şekil 3.7: SEM cihaz görüntüsü.	32
Şekil 4.1: Sertlik ortalama sonuçları.	34
Şekil 4.2: 316L çekme dayanımı sonuçlar.	35
Şekil 4.3: 316L gerinim sonuçları.	35
Şekil 4.4: 316L Açık Devre Potansiyel testi sonucu (Kontrol).	37
Şekil 4.5: 316L Açık Devre Potansiyel testi sonucu (Yağ).	37
Şekil 4.6: 316L Açık Devre Potansiyel testi sonucu (Hava).	38
Şekil 4.7: 316L Açık Devre Potansiyel testi sonucu (Su).	38
Şekil 4.8: 316L Açık Devre Potansiyel testi sonucu (Hepsi)	39
Şekil 4.9: 316L Tefal eğrisi (Kontrol).	40
Şekil 4.10: 316L Tefal eğrisi (Yağ).	40
Şekil 4.11: 316L Tefal eğrisi (Hava).	41
Şekil 4.12: 316L Tefal eğrisi (Su).	41
Şekil 4.13: 316L Tefal eğrisi (Hepsi).	42
Şekil 4.14: 316L SEM görüntüsü (Kontrol).	43
Şekil 4.15: 316L SEM görüntüsü (Su).	43
Şekil 4.16: 316L SEM görüntüsü (Yağ).	44
Şekil 4.17: 316L SEM görüntüsü (Hava).	44
Şekil 4.18: 316L haritalama görüntüsü (Hepsi).	45
Şekil 4.19: 316L EDX görüntüsü (Kontrol).	45

Tablo Listesi

Tablo 2.1: Biyomalzemelerin sınıflandırması ve özellikleri.....	6
Tablo 2.2: Malzeme ve doku cevapları.....	7
Tablo 2.3: Biyomedikal uygulamalar için kullanılan polimerler.....	8
Tablo 2.4: Biyomedikal uygulamalar için kullanılan polimerler.....	11
Tablo 2.5: Ti esaslı metalik biyomalzemelerin, mekanik özellikleri ve klinik uygulamaları.....	12
Tablo 2.6: Ca-P esaslı seramiğin formülü, mineral adı ve çeşitli Ca/P oranı	17
Tablo 3.1: Deneylerde kullanılan 316L malzemesinin kimyasal bileşimi (% ağırlık).	28
Tablo 3.2: Isıl İşlem deney parametreleri.	29
Tablo 4.1: Sertlik ortalaması sonuçları.	33
Tablo 4.2: Çekme dayanımı ve uzama sonuçları.	34

Özet

Farklı Isıl İşlem Proseslerinin 316L Paslanmaz Çeliğin Biyo ve Mekanik Özellikleri Üzerine Etkisi

Wasan Shareef Sadeq KAFTAN

İstanbul Yeni Yüzyıl Üniversitesi, Fen Bilimleri Enstitüsü
Yüksek Lisans Tezi, Biyomedikal Mühendisliği Anabilim Dalı
Tez Danışmanı: Dr. Öğr. Üyesi Şakir ALTINSOY
Ocak 2023, 66 sayfa

Paslanmaz çelikten yapılan tıbbi implantlar, çeşitli ortopedik uygulamalarında yaygın ve başarılı bir şekilde kullanılmaktadır. Bu alaşımlar sahip oldukları yüksek mekanik dayanımlarından dolayı günümüzün en çok kullanılan mühendislik malzemeleri içerisinde yer almaktadırlar. Metallerin mekanik özellikleriyle doğrudan ilişkili olan tane boyutu, metaller içinde oluşan korozyonu da etkiler. Ayrıca bu malzemelerden yüzeylerini kaplayan oksit filmleri biyokorozyon ve biyoyumluluk için de önemli bir faktör olduğu da bilinmektedir.

Bu tez çalışmasında, implant üretiminde sıkça kullanılan 316L düşük karbonlu östenitik paslanmaz çeliğinin farklı ısıtma şartları altında davranışı incelenmiştir. Isıtma işlemi görmüş deney parçaları farklı soğutma ortamlarında soğutulmuştur. 1100 °C’de ısıtma işlemi uygulanan numuneler farklı soğutma şartları altında soğutma işlemi uygulanmıştır. Bu çalışmada ısıtma işlemi sonrası soğutma koşullarının sertlik, çekme dayanımı, gerinim, biyokorozyon ve tane boyutları üzerindeki etkileri araştırılmıştır.

Sertlik testleri sonucunda, en yüksek sertlik değeri 81,40 HRB olarak su ortamında ölçülmüştür. Ayrıca ısıtma işlemi sonrası en yüksek çekme dayanımı su ortamında elde edilirken en yüksek uzama oranı yağ ile soğutma şartlarında ölçülmüştür. Isıtma işlemi sonrasında soğutma yönteminin 316L östenitik paslanmaz çelik parçalarının korozyona karşı direncini ve tane boyutlarını çok net bir şekilde etkilediği tespit edilmiştir.

Anahtar kelimeler: 316L paslanmaz çelik, Isıtma İşlem, Sertlik, biyokorozyon.

Abstract

Effect of Different Heat Treatment Processes on Bio and Mechanical Properties of 316L Stainless Steel

Wasan Shareef Sadeq KAFTAN

**Istanbul Yeni Yuzyil University, Science and Engineering Institute
Master Thesis, Biomedical Engineering Department
Supervisor: Assist. Prof. Dr. Şakir ALTINSOY
January 2023, 66 pages**

Medical implants made of stainless steel are widely and successfully used in various orthopedic applications. These alloys are among the most widely used engineering materials today due to their high mechanical strength. The grain size, which is directly related to the mechanical properties of metals, also affects the corrosion that occurs in metals. It is also known that the oxide films covering the surfaces of these materials are an important factor for biocorrosion and biocompatibility.

In this thesis, the behavior of 316L low carbon austenitic stainless steel, which is frequently used in implant production, under different heat treatment conditions was investigated. The heat-treated test pieces were cooled in different cooling environments. The samples, which were heat treated at 1100 °C, were cooled under different cooling conditions. In this study, the effects of cooling conditions after heat treatment on hardness, tensile strength, strain, biocorrosion and grain size were investigated.

As a result of the hardness tests, the highest hardness value was measured in the water environment as 81.40 HRB. In addition, the highest tensile strength after heat treatment was obtained in the water environment, while the highest elongation rate was measured in oil cooling conditions. It has been determined that the cooling method after heat treatment very clearly affects the corrosion resistance and grain size of 316L austenitic stainless steel parts.

Keywords: *316L stainless steel, heat treatment, hardness, biocorrosion.*

1. GİRİŞ

Malzemelerin geliştirilmesi, ilerleyen teknoloji ile araştırmacıların üzerinde çalıştığı en önemli konulardan birisi haline gelmiştir. Teknolojinin gelişmesi, yaşam kalitesinin artması için gereken ve ihtiyaç duyulan ürünleri sağlamaktadır. Teknoloji, zaman, maliyet ve kalite gibi kavramların etkisi ile gelişerek devam etmektedir [1]. Medikal implantlar biyomedikal sektörde birçok alanda kullanılmaktadır. Bunlar; omurilikle ilgili kırıklar, ayak bileği, kalça, yapay diş uygulamaları, diz, omuz, dirsek, kol bileği ve vücut damarlarında meydana gelen daralma veya anevrizma gibi vücut içerisinde ihtiyaç duyulan çeşitli alanlardır. Teknolojinin ilerlemesi ve implantların kullanım alanının geniş olması, implant üretim yöntemlerinin de gelişmesine sebep olmuştur. Her geçen gün ortopedik uygulamalarında geliştirilmiş biyomalzemelere ve işleme teknolojilerine ihtiyaç artmaktadır. Biyomalzemeler, vücut içerisinde artık işlevini gerçekleştiremeyen biyolojik yapıların yerini alan veya bu yapılara destek olarak tekrar düzgün çalışmasını sağlayan medikal cihazlardır. Dünya çapındaki nüfus sayısındaki artış, medikal implant içeren cerrahi prosedürlerin sayısının hızla artmasına neden olmuştur. Metalik malzemeler, seramik veya polimerik malzemelere göre yüksek mekanik dayanım ve kırılma tokluğu nedeniyle, yük taşıma uygulamalarında daha fazla tercih edilmesine neden olmuştur [2,3]. Paslanmaz çelikler, Co alaşımları ve Ti alaşımları esas olarak metalik biyomalzemelerin imalatında kullanılmaktadır. 316L östenitik paslanmaz çelik, biyomedikal uygulamalarında kullanılan tek paslanmaz çeliktir [4].

Paslanmaz çelikler sahip oldukları üstün korozyon dayanımları, değişik mekanik özelliklere sahip türlerinin bulunması, düşük ve yüksek sıcaklıklarda kullanılabilmeleri, şekil verme konusunda kolay olmaları gibi özelliklere sahip olduklarından dolayı günümüz endüstrisinin vazgeçilmez malzemelerinden biridir. Dünya üzerinde bir yılda 20 milyon ton civarında paslanmaz çelik tüketilmektedir. Bir parça kullanılmak istendiğinde, parçanın tüm kullanım ömrü yapılacak analizlerle belirlenerek daha ekonomik olan tercih edilir. Paslanmaz çelikler diğer çeliklere kıyasla daha pahalıdır fakat uzun ömürlü olmaları, geri dönüşüm sağlanabilmesi ve çevre dostu bir malzeme olması sebebiyle daha avantajlıdır ve tercih edilir. 540°C'ye kadar oksidasyona karşı gösterdikleri dayanımdan dolayı gıda endüstrisi, biyomedikal, depolama ve basınç tankları, ev özellikle araç gereçleri, demiryolu taşıtları ve makine parçaları gibi birçok ürünün üretiminde

kullanılmaktadırlar [5,6,7].

Paslanmaz çelikler genellikle beş farklı grup altında toplanırlar: Bunlar; Ferritik, Östenitik, Martensitik, Çift fazlı (Dubleks) ve Çökelmeyle sertleştirilmiş paslanmaz çeliklerdir [8]. Paslanmaz çelikler içerisinde en yaygın olarak kullanılan grup östenitik paslanmaz çeliklerdir [9]. Östenitik paslanmaz çelik içinde bulunan, krom ve nikel alaşım elementleri bu tür çeliğe korozyon direnci kazandırır. Genel olarak, bu malzemeler yüksek derecede şekillendirme yeteneğine sahiptir, karmaşık ve derin geometrilerin üretilmesine imkân sağlar [9,10]. Bunun sonucunda, imalat ve işleme maliyetini büyük ölçüde azaltılabilir. Bu korozyon direnci, çok yoğun ve koruyucu bir Cr_2O_3 (ince pasif yüzey) tabakasının oluşmasına dayanmaktadır. Oluşan bu tabakanın kırılmasıyla çelik bölgesel olarak korozif saldırıya maruz kalır ve bu şekilde aktif hale gelen bölgede korozyon ilerlemeye devam eder. Bu sebeple gerilmeli ve tane sınırı korozyonu, çukurcuk ve çatlak korozyonu gibi bölgesel korozyon tipleri görünmeye başlar [8]. Malzemelerin mikroyapısını değiştirerek korozyon davranışlarını değiştirmek mümkündür. Isıl işlem, katı halde olan metal ve alaşımlarının özelliklerini değiştirmek için uygulanan ısıtma ve soğutma işlemidir. Yapılan bu ısıtma ve soğutma işlemleri kontrolü bir şekilde yapılır. Bu işlem sonucu malzemeyi oluşturan atomlar hareketlilik kazanıp yeni konumlara doğru yayılırlar. Isıl işlem sayesinde malzemelere sertlik, dayanım, darbelere karşı direnç, kristal yapıyı değiştirmek ve kimyasal bileşimi değiştirerek özellik kazandırılabilir.

Literatürde, 316L östenitik paslanmaz çeliklerinin mikroyapı ve mekanik özellikleri üzerine birçok çalışma mevcuttur. Bu çalışmada, farklı ısıl işlem parametreleri ve ortam koşulları uygulayarak 316L östenitik paslanmaz çeliğinin biyolojik ve mekanik özelliklerinin geliştirilmesi amaçlanmıştır. Bu çalışmada özellikle soğutma şartlarının 316L çeliğinin sertlik, iç yapı ve biyokorozyon özelliklerine etkisi incelenecektir. Elde edilen sonuçlar literatüre ile karşılaştırılarak tartışılmıştır.

2. GENEL BİLGİLER

2.1. Giriş

Günümüzde teknolojinin gelişmesi sonucu büyük ilerlemelerin kaydedildiği bilim dallarından biri olan “biyomalzeme bilimi”inde, biyolojik sistemlerle etkileştiğinde uyum sağlayabilecek yeni biyomalzemelerin geliştirilmesi için yoğun çaba harcanmaktadır. Biyomalzemeler, vücuttaki canlı dokuların işlevlerini yerine getirmek ya da yardımcı olmak amacıyla kullanılan sentetik veya doğal malzemeler olup, daimi olarak veya belli aralıklarla vücut akışkanlarıyla (örneğin kan) temas ederler. Bu tür malzemelerin kullanımı tarihin çok eski zamanlarına kadar uzanmaktadır. Eski çağlarda Mısır’da bulunan yapay gözler, dişler ve burun bunun kanıtlarıdır. Altının diş hekimliğinde kullanımı 2000 yıl öncesine kadar dayanmaktadır. Cu ve bronz alaşımı kemik implantlarının kullanımı milattan önceye kadar gitmekte. II. Dünya Savaşından sonra, Vinyon N adıyla bilinen poliamid (paraşüt bezi) damar protezlerinde kullanılmıştır. 1970’lerde poli(glikolik asit)’den ilk sentetik, bozunur yapıdaki ameliyat ipliği üretilmiştir.

Son 30 yılda 40’ı aşkın seramik, polimer ve metal vücudun 40’tan fazla değişik bölgelerinde onarım ve yenilenme için kullanılmıştır. Biyomalzemeler, sadece implant olarak değil, vücut dışına yerleştirilen ama vücutla etkileşim halindeki cihazlarda (ekstrakorporeal cihazlarda), teşhis kitlerinde ve çeşitli eczacılık ürünlerinde de yaygın olarak kullanılmaktadır. Bununla birlikte, spinal replasman, kalça ve diz replasmanları için implant malzemelerinin kullanımı diğer implant malzemelerden daha yaygındır. 40 yaşın üzerindeki nüfusun %90’ının dejeneratif hastalıklar yaşadığı tahmin edilmektedir [11].

total eklem replasmanı ameliyatı üzerine toplanan veriler ve çalışmalarına istinaden; 2030 yılı itibarıyla total kalça replasmanları için talebin %174 ve total diz replasmanları için talebin %673 artacağını göstermişlerdir .

Eklem replasmanları, özellikle kalça ve diz replasmanları, kemiklerin zayıflamasına ve kemik eklemlerinde inflamasyona neden olmaktadır. Böylece, implantların revizyonu için genelde ikinci bir ameliyatta gerek duyulmaktadır. 2005 ve 2030 yılları arasında, kalça revizyon ameliyatında %137 ve diz revizyon ameliyatında %607 artış beklenmektedir [12]. Dolayısıyla gelecekte,

biyomalzemelerin vücuttaki kullanım ömrünü ve özelliklerini iyileştirmek amaçlı implant malzemelerinin dayanımı ve yeni implant malzemeleri üretimi üzerine yapılan çalışmaların artması beklenmektedir. İmplant malzemelerin özelliklerini iyileştirmek amacıyla yapılan çalışmalar hem hastanın konforu hem de implant malzemelerin uzun ömürlülüğü için çok önemlidir. Sert doku implant malzemeleri; yüksek biyouyumluluk, düşük elastisite modülü, yüksek korozyon ve aşınma direncine gibi özelliklere sahip olmalıdır [13,14]. Son 20 yılda yüzlerce şirket ve firma tarafından çok sayıda biyomalzeme üretilmektedir. Bu bölümde farklı kaynaklardan yararlanarak biyomalzemeler hakkında genel bilgiler verilecektir.

2.2. Biyomalzemeler

Canlı dokular, hastalıklar, yaşlanma, travma, kazalar vb. nedeniyle zarar görebilir. Biyolojik malzemeler, diğer bir deyişle biyomalzemeler, zarar gören dokuları ve işlevini gerçekleştirmeyen biyolojik yapıları, değiştirmek veya iyileştirmek üzere kullanılan sentetik veya doğal malzemelerdir. Bu biyolojik malzemeler, münferiden veya canlı dokularla kullanılan farklı malzemeler ile birlikte kullanılabilirler. Biyomalzemelerin özelliklerini ve verimliliklerini arttırmak ve mükemmel özellik kazandırmak amacıyla birçok çalışma yapılmıştır ve daha üstün özellikler elde etmek amaçlı halen devam eden birçok araştırma bulunmaktadır.

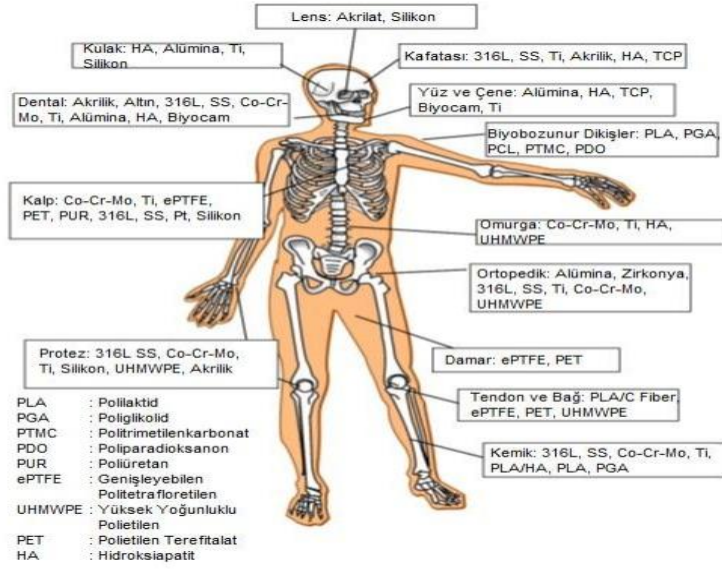
1960-1970'ler arasında birinci nesil biyomalzemelerin keşfi ile sentetik malzemeler insan vücudunda kullanımı ilgi konusu olmaya başlamıştır. Bununla birlikte, ilk biyomalzemeler eski medeniyetlere dayanmaktadır. Sentetik kulaklar, dişler, gözler ve burunlar Mısırlı mumyalarda bulunmuştur. Çinliler ve Hintliler gibi Asya medeniyetleri, zarar görmüş veya eksik vücut bölümlerinin yeniden yapılandırılmasında bağlayıcı maddeler, mumlar ve dokular kullanmıştır. Cerrahi yöntemler ve sterilizasyon teknikleri konusundaki ilerlemeler, sentetik malzemelerin birçok yeni şekilde kullanımına geçit sağlamıştır. Hâlihazırda, birçok cihaz ve implantlar tıbbi uygulamalarda kullanılmaktadır. Biyomalzemeler (ortopedik ve dental implantlar, dikişler, spinal vidalar, eklem replasmanları, damar greftleri, lensler vb.) ve tıbbi aletler (biyosensörler, kan tüpleri, suni kalpler vb.) şeklindeki sentetik malzemeler, travma geçirmiş dokuların veya organların işlevini yeniden kazandırmak ve/veya geliştirmek, dokuların veya organların yenilenmesini sağlamak, iyileşmesi konusunda katkıda bulunmak, işlevini geliştirmek ve böylece hastaların yaşam kalitesini iyileştirmek için genel olarak kullanılmaktadırlar [15]. Geçmiş dönemlerde, çimento, ağaç, kauçuk gibi her türlü organik maddeden elde edilen dokular ve metal veya cam gibi

işlenmiş maddeler denemeye dayalı olarak biyolojik malzeme olarak kullanılıyordu. Hücre dokusunun bu tür malzemelere verdiği tepkiler son derece farklıydı. Son 30 yılda cansız malzemeler ile canlı dokular arasındaki etkileşimi gösteren yöntemlerde önemli gelişmeler kaydedilmiştir [16]. Bilim insanları, malzemelerin biyolojik özelliğini belirtmek üzere “biyomalzemeler” ve “biyouyumluluk” kelimelerini türetmişlerdir. Biyomalzemeler olarak açıklanabilecek olan malzemelerin biyouyumluluğu, bir malzemenin belirli bir durumdaki uyumu ve hücre cevabı kabiliyetine atıfta bulunmaktır [17].

Biyomalzemelerin özellikleri, işlevleri ve yapıları arasındaki ilişkilerin anlaşılması önemlidir. Böylelikle, biyomalzemeler konusu üzerine olan çalışma alanları üç şekildedir bunlar; biyolojik malzemeler, implant malzemeleri, vücut ve malzeme arasındaki etkileşimi inceleyen alanlardır. Biyolojik malzemenin, diğer bir deyişle implant malzemenin başarısı belli başlı faktörlere oldukça bağlıdır. Bu faktörler implantın özellikleri, implant malzemenin biyouyumluluğu, hastanın sağlık durumu, implant yerleştiren ve çalışmasını kontrol eden cerrahın uzmanlığı, operasyon yeri ve cihazların durumudur. İmplantlarda istenilen özellikler ise şu şekildedir:

- İmplantın hücre yüzeyine kabulü, yani biyouyumluluk (bu ana terimdir ve 2 ve 3ncü noktaları içerir)
- Alerjik olmayan
- İmmunojen olmayan
- Toksik olmayan
- Kanserojen olmayan
- Kimyasal olarak inert ve stabil
- Vücut içinde paslanmayan veya bozunmayan (korozyon direnci yüksek)
- Yeterli mekanik dayanıma sahip olmak
- Yeterli yorulma ömrü
- İyi mühendislik tasarımı
- Uygun yoğunluk ve ağırlık
- İşlenebilirliği kolay ve büyük ölçekli üretimde işlenmeye uygun
- Ekonomik [18].

Şekil 2.1’de insan vücudundaki farklı biyomalzemelerin uygulama yerleri gösterilmiştir.



Şekil 2.1: Farklı biyomalzemelerin uygulama yerleri [19].

2.3 Biyomalzemelerin Sınıflandırılması

Biyomalzemeler, seramikler, polimerler, kompozitler ve metalik malzemeler olarak dört ana sınıf altında incelenir. Tablo 2.1’de Biyomalzemelerin sınıflandırması ve bazı özellikleri verilmiştir.

Tablo 2.1: Biyomalzemelerin sınıflandırması ve özellikleri [19].

Malzeme	Avantajlar	Dezavantajlar	Uygulama Alanı
Seramikler (Alüminyum Oksit, Kalsiyum Fosfatlar, Hidroksiapatit Karbon dahil)	Yüksek biyouyumluluk, İnert ve Basınca dayanıklı	İşlenebilirliği zor, Gevrek ve Elastik değil	Dental kaplama, ortopedik implantlar ve kalça femur başı
Polimerler (Polietilen (PE), Polilaktik asit (PLA), polisülfon (PS), silikon kauçuk (SR), vb.)	Elastik ve Üretimi kolay	Güçlü değil, Zaman içinde deforme olur ve bozunabilir	Kan damarları, dikişler, kulak, burun ve yumuşak dokular
Kompozitler (Karbon-Karbon, Tel veya Fiber ile Güçlendirilmiş Kemik Çimentosu)	Basınca dayanımı	Üretimi zor ve hassas	Eklem implantları ve kalp kapakçıkları
Metaller (Ti ve Alaşımları, Co-Cr Alaşımları, Paslanmaz Çelikler)	Dayanıklı, Sağlam ve Sünnek,	Düşük korozyon direnci, Yüksek yoğunluk ve İşlenebilirliği zor	Eklem değiştirme, kemik plakaları ve vidaları, dental kök implantı ve dikiş

2.3.1. Biyoseramik Malzemeler

Seramikler, camlar ve cam-seramikler, iyonik veya kovalent gibi atomlar arası bağlanmaya sahip ve genelde yüksek sıcaklıkta oluşturulan metalik veya metalik olmayan malzemelerin inorganik bileşikleridir. Seramikler, altın-porselen kaplamalarda, dolgulu ve protez dişte vb. onarıcı malzemeler olarak diş hekimliği alanında yaygın şekilde kullanılır [20].

Seramik biyomalzemeler, iyi biyouyumluluk, yüksek korozyon direnci ve basınca karşı dirençli malzemeler olarak bilinirler. Ancak gevreklik, düşük mekanik güvenilirlik, imalat zorlukları ve elastikiye direnci düşük gibi zayıf özelliklere sahiplerdir. Genelde yapısal ve mekanik özellikleri nedeniyle metaller gibi sert doku uygulamalarında kullanılırlar [21].

Başarılı seramikler, kemik rejenerasyonuna ve ara lifli doku katmanı olmaksızın doku-implant arayüzünde kemik içe büyümesine neden olabilmektedir. Genellikle, tüm biyomedikal uygulamalar için herhangi bir malzeme uygundur. Doku bağlanması mekanizması, implant-doku arayüzünde doku cevabının türü ile ilgilidir. Tablo 2.2'de dört adet implant türü ile doku cevapları verilmiştir.

Tablo 2.2: Malzeme ve doku cevapları.

İmplant Türü	Doku Cevabı
Gözeneksiz yoğun ve inert seramikler	Çok ince fibröz doku oluşumu (morfolojik sabitleme)
Gözenekli inert seramikler	Gözenek içerisinde doku büyümesi (biyolojik sabitleme)
HA ile kaplanmış metaller, biyoaktif seramikler	Doku implant ara yüzey bağlanması (biyoaktif sabitleme)
Resorbe edilebilir seramikler	Emilme

2.3.2. Polimerik Biyomalzemeler

Polimerler, bir dizi küçük tekrarlayan birimden (monomerler) oluşan uzun zincir moleküller olarak açıklanabilir. Polimerler, makromoleküller ailesi ile ilgilidir ve biyomalzemelerin en büyük sınıfını temsil ederler. Sadece doğal kaynaklardan değil aynı zamanda sentetik organik kaynaklardan da işlenebilirler. Tablo 2.3'te biyomedikal uygulamalar alanında kullanılan polimerler verilmiştir [22]. Polimerik biyomalzemeler, her ne kadar diz implantları durumunda olduğu gibi bazı sert doku uygulamalarına entegre edilebilecek olsalar da genellikle yumuşak doku uygulamalarında tercih edilirler. Polimerik biyomalzemeler, esneklik, iyi biyouyumluluk ve hafiflik gibi eşsiz özelliklere sahiptirler [23,24].

Tablo 2.3: Biyomedikal uygulamalar için kullanılan polimerler [22].

Uygulama	Polimer
Ortopedik implantlar	Çok yüksek molekül ağırlıklı polietilen
Parmak eklemleri	Silikon
Dikişler	Polilaktik ve poliglolik asit
Trakea tüpleri	Silikon, akrilik, naylon
Kalp pili	Asetal, polietilen, poliüretan, polyester
Kan damarları	Politetrafloretilen, PVC
Gastrointestinal segmanlar	Naylon, PVC, silikonlar
Yüz protezleri	Polidimetilsiloksan, poliüretan, PVC
Kemik çimentosu	Polimetilmetakrilat

Farklı şekillerde ve yapılarda üretimi kolay, geniş yelpazede farklı kompozisyonlar ve fiziksel özellikler ve kolayca ayarlanabilir gibi özellikler polimerin avantajları içinde yer almaktadır. Ancak bu tür malzemeler, vücut içindeki durumda vücuda toksik bileşiklerin nüfuz etmesine müsaade etmesi, su ve biyomolekül emme kolaylığı sağlaması ve düşük mekanik dayanımı gibi dezavantajlara da sahiplerdir [25].

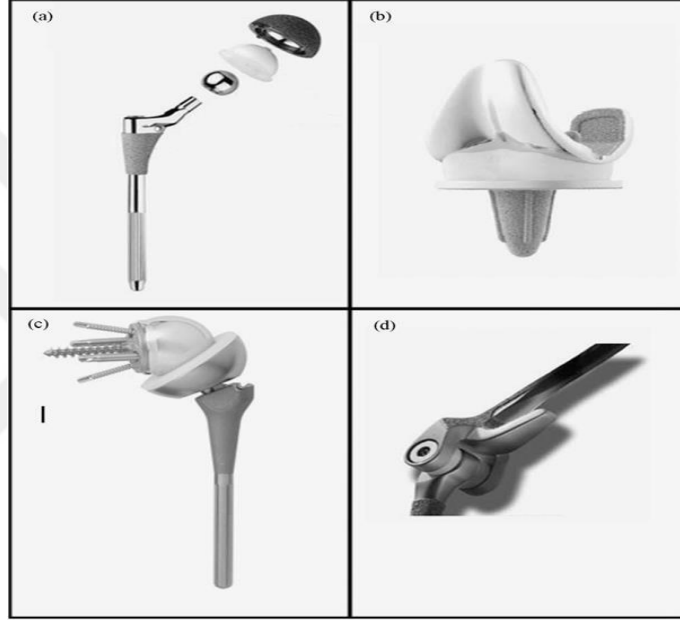
2.3.3. Biyokompozit Malzemeler

Kompozit biyomalzemeler, kimyasal veya fiziksel olarak birbirinden farklı ve birbiri içerisinde pratik olarak çözünmeyen, iyi özelliklere sahip iki veya daha fazla malzemeden oluşan biyomalzemelerdir. Kompozit biyomalzemeler diğer malzemelere göre daha üstün özelliklere sahip olduklarından dolayı biyomedikal uygulamalarda çok sık kullanılırlar [26]. Biyokompozitler malzemeler, her zaman mükemmel mekanik özellikler ve aynı zamanda biyolojik uyumluluk sergilemek üzere tasarlanırlar. Biyokompozitler, kompozitlerin matris malzemesine veya biyoaktivitesine dayanılarak açıklanabilir. Biyomedikal alanında; (karbon/PEEK) polimer matrisli kompozitler, (HA/Ti, HA/Ti6Al4V) metal matrisli kompozitler ve (Paslanmaz çelik/HA, cam/HA) seramik matrisli kompozitler kullanılmaktadır.

Kompozitlerin biyoaktivitesini göz önünde bulundurularak bu tür kompozitleri; (karbon/karbon, karbon/PEEK) biyoinert kompozitler, (paslanmaz çelik/biyocam, HA/HDPE, HA/Ti6Al4V) biyoaktif kompozitler, (trikalsiyum fosfat (TCP) / polilaktik asit (PLA)) biyoemilebilir kompozitler olarak sınıflandırmakta mümkündür [27].

2.3.4. Metalik Biyomalzemeler

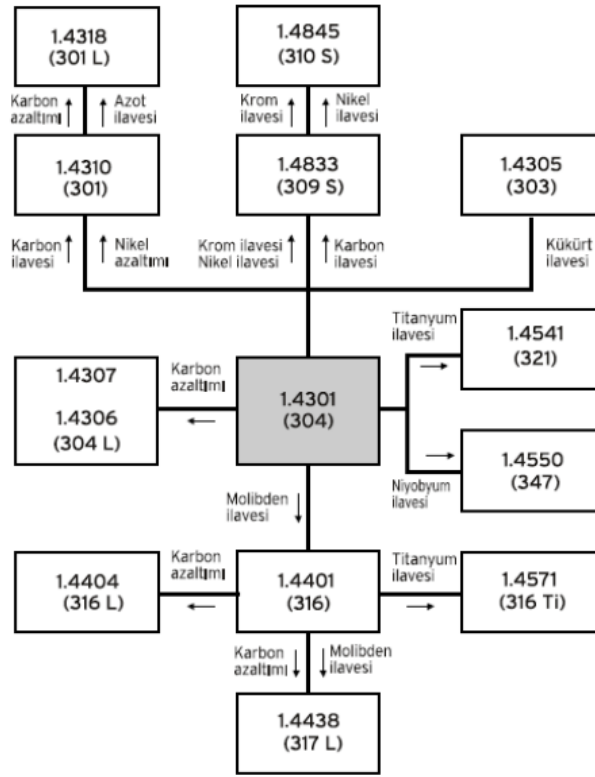
Metalik malzemeler yük taşıyıcı implantlar, harici ve dahili aygıtları için geniş ölçüde kullanılır. Özelliklerini belirlemek için metallerin işleme teknikleri ve saflığı temel unsurlardır. Genelde kalça protezi, diz protezi, dental implantlar vb. gibi ortopedik ve dental uygulamalarda kullanılırlar. Şekil 2.2’de ortopedik uygulamalar için metalik implantlar gösterilmiştir.



Şekil 2.2: Yük taşıyıcı ortopedik implantlar (a) kalça, (b) diz, (c) omuz, (d) dirsek implantları [28].

Paslanmaz çelik, Co-Cr alaşımlar ve Ti esaslı alaşımlar ortopedik implant uygulamalarında en çok kullanılan metalik biyomalzemelerdir. Her ne kadar bazı malzemeler biyomalzeme üretimi için kullanımda olsa da Ti esaslı malzemeler üstün özellikleri nedeniyle birçok uygulamalar için en çok tercih edilen malzemelerdir. Bununla birlikte, titanyum esaslı malzemelerin de uygulamada sınırlamaları bulunmaktadır ve bu da dezavantajlarının ele alınmasına ve araştırılmasına sebep olmuştur. Metalik biyomalzemeler aşınmaya karşı yüksek dayanıma, sünekliğe ve dirence sahiptir, böylece sert doku uygulamalarında genellikle tercih edilirler. Bununla birlikte, düşük biyouyumluluk, korozyon, dokulara nazaran yüksek sertlik gibi bazı sınırlamaları bulunmaktadır ve alerjik doku reaksiyonlarına neden olabilecek şekilde iyon salabilirler ve zehirlenmeye sebep olabilirler [29]. Biyomedikal alanda, paslanmaz çelikler, Co-Cr alaşımları, Ti ve Ti alaşımları, altın, alüminyum ve magnezyum metalik biyomalzemeler olarak kullanılmaktadır.

Paslanmaz çelikler: Alaşım elementi olarak minimum %10,5 Cr içeren demir (Fe) esaslı alaşımlardır. 1926 yılında (18Cr–8Ni) paslanmaz çelik implantı kullanılmıştır [30]. Östenitik paslanmaz çelikler en çok kullanılan paslanmaz çelik türüdür. Paslanmaz çelik üretiminin %70 teşkil eder. AISI 302, 304, 310, 316, 321 ve 347 en çok kullanılan östenitik paslanmaz çeliklerdir. Şekil 2.3'te alaşım elementine göre östenitik paslanmaz çelik sınıflandırılması gösterilmiştir. “S” ve “L” sembolü alaşımlarda C miktarını azaltarak taneler arası korozyonun azaltılması amaçlanmıştır.



Şekil 2.3: Östenitik paslanmaz çeliklerin alaşım elementi ilavesiyle sınıflandırılması [31].

Östenitik paslanmaz çelikler % 16-25 Cr, %10-24 Ni+Mn, %0,4'e kadar C içermektedir. Karbonlu çeliklerde soğuma esnasında, östenit α -ferrit ve sementite dönüşmektedir. Östenitik paslanmaz çeliklerde ise, yüksek krom ve nikel oranı dönüşümü durdurmaktadır.

Düşük karbonlu 316L (EN1.4404) genel implant malzemesi olarak kullanılır. Vücut içi korozyon olasılığını azaltmak için %0,030 (% ağırlık) karbon içerir. Düşük karbon “C” içeriği, “L” temsili ile

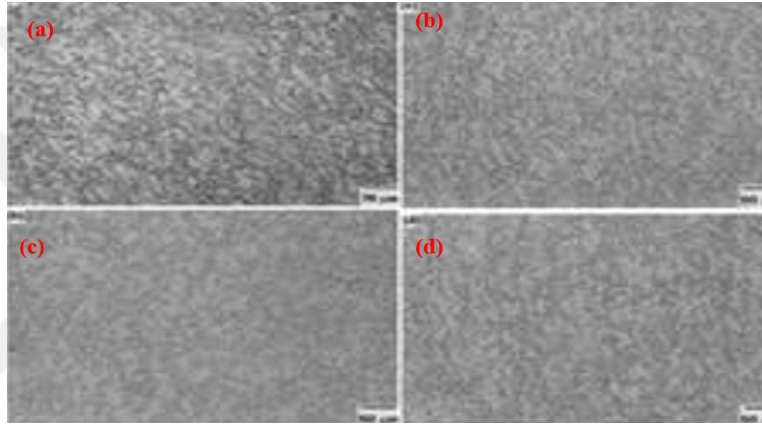
sembolize edilir. 316L alaşımasının demir (%60-65) içeriği, nitrojen, manganez, molibden, fosfor, silikon ve sülfür gibi minör içeriklere ilaveten krom (%17-19) ve nikel (%12-14) ile östenitik paslanmaz çelik olarak yaygın olarak kullanılır. Molibden içeriği oranına göre korozyon direnci değişiklik gösterebilir. AISI 316L östenitik paslanmaz çelikler, birçok çözelti ortamında yüksek korozyon dirençleri nedeniyle farklı endüstriyel alanlarda yaygın olarak kullanılmaktadır. Ancak düşük sertlikleri ve düşük aşınma dirençleri endüstriyel uygulamalar için dezavantajlı özellikleridir. Geleneksel nitrüleme ve ısıtıl işlem prosesleri ile sertlik ve aşınma direnci özellikleri iyileştirilmesine rağmen çözelti ortamlarında klorür iyonu saldırısından çok hızlı etkilenmeleri nedeniyle genellikle korozyon dirençleri azalmaktadır [32]. Biyomalzeme uygulamaları için minimum metal dışı ilave ile yüksek kaliteli paslanmaz çelik üretiminde vakum ark ergitme ve elektrikli cüruflla arıtma gibi birçok teknik kullanılır [33]. Tablo 2.4'te cerrahi, ortopedik veya dental ekipmanların da kullanılan bazı paslanmaz çelik türleri verilmiştir [17].

Tablo 2.4: Biyomedikal cihazlarda kullanılan bazı paslanmaz çelik türleri [17].

Paslanmaz Çelik Türü	Cr İçeriğinde Değişiklikler (%)	Tıbbi Uygulamaları
Martensitik paslanmaz çelik	10,5-18	Diş frezleri, mine kesikleri, ortodontik penseler ve neşterler
Ferritik paslanmaz çelik	11-30	Kılavuz pimleri, bağlantı elemanları
Östenitik paslanmaz çelik	16-26	Kalça implantları, diz implantları, kılavuz pimleri

Kobalt-krom alaşımlar: Kobalt (Co) esaslı implant malzemeleri biyomedikal uygulamalarda genel olarak Co-Cr alaşımları olarak temsil edilir. Co-Cr alaşımları orijinal olarak hava taşıtı motorları ve ısıya dayanıklı malzemeler için geliştirilmiştir. Co-Cr alaşımları, korozyon direnci, mukavemet, döküm kabiliyeti ve aşınma direnci gibi önemli mekanik özellikler sergiler. Korozyon dirençleri paslanmaz çelikten daha iyidir ve aşınma dirençleri paslanmaz çelik ve titanyum alaşımlardan daha iyidir, ancak plastisiteleri ve işlenebilirlikleri paslanmaz çelik ve Ti alaşımlarından daha düşüktür. Biyomedikal uygulamalar için kullanılan döküm Co-Cr-Mo alaşımları “Vitalyum” olarak bilinir. Döküm Co-Cr alaşımları, çukurcuk korozyonu ve aralık korozyonu için iyi dirence sahiptir. Genel olarak, Co-Cr alaşımları mükemmel aşınma direncine sahiptir, bu nedenle suni eklemlerin kayar parçaları için kullanılabilirler. Stentler başlangıçta ısıya dirençli alaşım olarak işlenmiş olan “Elgiloy” isimli 40Co20Cr15Ni7MoMn alaşımından yapılmıştır ve artık paslanmaz çelik ve Ni-Ti alaşımlarından yapılmaktadır. Mevcut olarak, 40Co20Cr15Ni7MoMn alaşımları ortodontik ark teli için kullanılmaktadır [34].

Titanyum ve titanyum alaşımları: İlk implant malzemesi olarak titanyum 1940'ta Bothe, Beaton ve Davenport tarafından laboratuvar hayvanları üzerinde kullanılmıştır. Çalışmalarının sonucu, vücut içi koşullarda paslanmaz çelik ve Co-Cr esaslı alaşımlara nazaran titanyumun iyi tolere edilen malzeme olduğunu göstermiştir. Saf Ti ve Ti6Al4V alaşımları biyomedikal alanında en çok kullanılan Ti alaşımlarıdır. Ticari saflıkta titanyum, korozyon direnci mekanik özelliklerden daha önemli olduğunda seçilebilir. Şekil 2.4'te farklı sıcaklıklarda ısıtılma görmüş Ti6Al4V (alfa-beta) alaşımının mikroyapısı gösterilmiştir [35]. Tablo 2.5'te Ti esaslı metalik biyomalzemelerin, mekanik özellikleri ve klinik uygulamaları.



Şekil 2.4: Ti6Al4V numunelerinin farklı sıcaklıklarda mikroyapısı: (a) 750°C; (b) 800°C; (c) 850°C; (d) 900°C [25].

Tablo 2.5: Ti esaslı metalik biyomalzemelerin, mekanik özellikleri ve klinik uygulamaları.

Alaşım Türü	Elastisite Modülü, GPa	Akma Dayanımı, MPa	Çekme Dayanımı, MPa	Uzama, %	Uygulama Alanı
Ti	102-110	170-480	240-550	15-24	Dental implantlar, maksillofasiyal ve kraniyofasiyal implantlar
Ti6Al4V	110	860	930	10-15	Kalça ve diz için total eklem replasmanı artroplastisi
Ti6Al7Nb	105	795	860	10	Femoral kalça çubukları, kırık fiksasyonu plakaları, spinal bileşenler, tırnaklar, vidalar ve teller
Ti13Nb13Zr	79-84	836-908	973-1037	10-16	Ortopedik implantlar

Altın: Au (Latince aurum'dan) sembolünü taşıyan ve 79 atom sayısına sahip, doğal olarak bulunan en yüksek atom sayılı elementlerden biridir. Saf formda, parlak, hafif turuncu-sarı renkte, yoğun, yumuşak, dövülebilir ve sünek bir metaldir. Kimyasal olarak, altın geçiş metalidir ve grup 11

elementidir. En az reaktif kimyasal elementlerden biridir ve standart koşullar altında katıdır. Altın çoğu kez kayalarda, damarlarda ve alüvyon birikintilerinde külçe veya tanecikler olarak serbest element (doğal) formda bulunur [36]. Doğal element gümüş (elektrum olarak) ile katı çözelti serilerinde, bakır ve paladyum gibi diğer metaller ile doğal olarak alaşımlı halde ve pirit gibi mineral kalıntılarındadır. Daha az yaygın şekilde, minerallerde altın bileşikler olarak, çoğu kez tellür (altın tellür) ile bulunur [37]. Altın, çözünür tetrakloroarat anyonu oluşturarak altın suyunda (nitrik asit ve hidroklorik asit karışımı) çözünse de birçok aside karşı dirençlidir. Altın, gümüş ve baz metalleri çözen nitrik asitte tek başına çözünmez ve nitrik asit bu özelliği ile altını işlemek için ve “asit testi” olarak anılan madensel maddelerde altının mevcudiyetini teyit etme amacıyla için uzun süredir kullanılmaktadır [38]. Altın, madencilik ve elektro kaplamada kullanılan siyanürün alkali çözeltilerinde çözünür. Altın civa da çözünür ve amalgam alaşımları oluşturur ve altın sadece çözünen madde görevini gördüğünden bu kimyasal bir reaksiyon değildir [39,40].

2.4. Tıbbi alanda kullanılan diğer metaller sertleşebilir alaşımlardır

Sıklıkla cerrahi aletler için kullanılan 400 serisi paslanmaz çelikler, 300 serisi paslanmaz çeliklere nazaran yeterince korozyona dirençli değildir, ancak ısıtılma yoluyla daha fazla dayanım ve sertlik seviyelerine işlenebilir. En sık kullanılan iki derece 410 ve 420 sınırlı miktarda krom içerir ve nikel içermez. Genel amaçlı derece 410’dur, bununla birlikte 420 artırılmış karbon içeriğine sahiptir ve daha fazla dayanımlara sertleştirilebilir. 410 tipi martensitik paslanmaz çelik cerrahi aletler için de kullanılır. Korozyon direnci 300 serisi ile eşleşmiyorken, dereceler daha fazla dayanım ve sertlik seviyeleri elde etmek üzere ısıtılma yoluyla işlenebilir. 410 tipi %11,5-13,5 krom içerir ve nikel içermez [41,42].

Alüminyum: Vücut ile doğrudan temas halinde nadiren kullanılmaktadır, hafif, güçlü ve korozyona dayanıklı olması sebebiyle genellikle çeşitli destek donanımı türleri için genellikle kullanılır. Bazı örnekleri yatak çerçeveleri, tekerlekli sandalyeler, bastonlar, ortopedik desteklerdir. Ham alüminyum, kolayca kararabildiğinden veya oksitlenebildiğinden dayanıklılık için genellikle boyanır veya eloksallanır [43].

Magnezyum: Mükemmel ağırlık dayanımına sahiptir ve biyolojik açıdan güvenlidir, ancak tıbbi cihazlarda veya aletlerde geleneksel olarak kullanılmaz. Bunun nedenlerinden biri magnezyumun yüzey işlemi görmedikçe oksijene veya farklı sıvılara maruz kaldığında oldukça reaktif olmasıdır.

Ancak magnezyumun doğal ve emniyetli şekilde biyobozunma eğilimi (çığnenebilir magnezyum tabletlerinde olduğu gibi) kalp stentleri ve kemik grefti replasmanları yapımında kullanılabilir. Örneğin, bir stentin vasküler cerrahi sonrasında kan dolaşımına yeniden çekilmesi stentin daha sonra çıkarılması için bir başka cerrahi prosedürün önlenmesine yardımcı olur. Magnezyum büyük parçalar için işlenebilir veya basınçlı döküme tabi tutulabilir. Şekil 2.5'te tıbbi alanda alüminyum ve magnezyum uygulamaları gösterilmiştir [44].



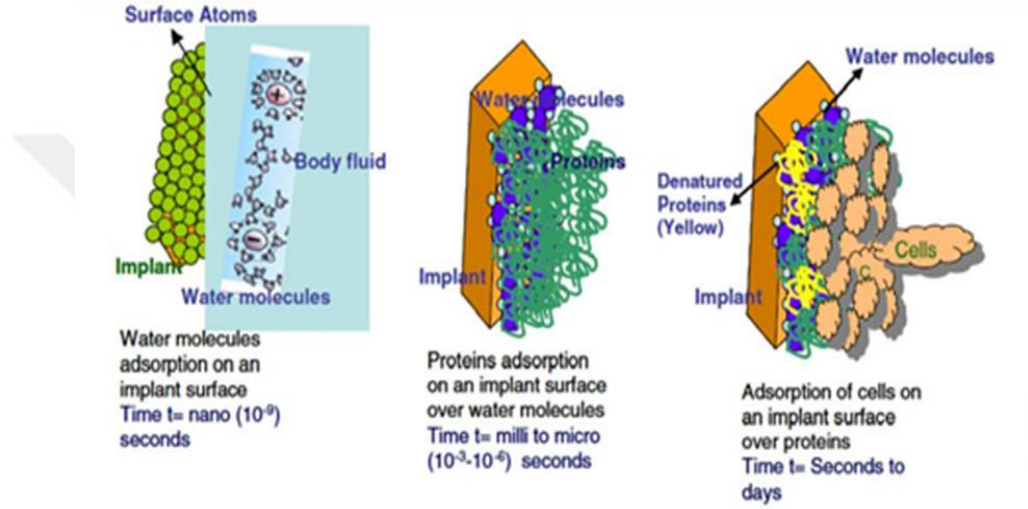
Şekil 2.5: Tıbbi alanda alüminyum ve magnezyum uygulamaları.

2.5. Metalik İmplant Malzemeleri için Önemli Hususlar

Mekanik özellikler: İmplant malzemelerinin mekanik özellikleri uygulama türüne bağlı olarak değişiklik göstermektedir. Belirli bir implant parçasının türüne ve işlevselliğine bağlı olarak sertlik, çekme dayanımı, modül ve uzama gibi özellikler öncelikli olarak önemlidir [45]. Bir implant malzemesinin mekanik özelliklerinin kemik ile eşleşmemesi neticesinde implantta kırılma meydana gelmektedir. Dolayısıyla, kemiğinkine yakın bir elastisite modülüne sahip bir biyomalzemenin seçilmesi dikkat edilmesi gereken çok önemli bir husustur. İmplant malzemelerin yüksek sertliği implant çevresinde kemik aşınmasına neden olur. Bu biyomekanik uyumsuzluk kemik hücrelerinin ölümüne neden olur ve gerilme koruma etkisi olarak adlandırılır [46].

Biyouyumluluk: Bir malzemenin belirli bir uygulamada uygun bir hücre tepkisi gerçekleştirme kabiliyetine biyoyumculuk adı verilir [47]. İmplantı oluşturan bir malzeme insan vücudu ile uyumlu olmalıdır ve insan vücudunda herhangi bir iltihap veya alerjik reaksiyona neden olabilecek toksik

iyonlar yaymamalıdır [19]. Malzemenin bozulması ve malzemenin neden olduğu hücre tepkisi, malzemenin biyouyumluluğunu etkileyen iki önemli faktördür. Biyomalzemeler implant ve türevlerinde kullanıldığında vücut sıvılarına maruz kalır ve biyomalzeme ve doku arasında bazı reaksiyonlar gerçekleşir. Lokalize ortamda uygulama sonrasında hücre yabancı maddeye tepki verebilir, ancak bu tepki zararlı sistematik etkilere neden olmamalıdır [11]. Şekil 2.6’da implantasyon sonrasında implant yüzeylerinde meydana gelen reaksiyonlar gösterilmiştir.



Şekil 2.6: İmplantasyon sonrasında implant yüzeylerinde meydana gelen reaksiyonlar [11].

Yüksek korozyon ve aşınma direnci: Biyomalzemelerin yüksek korozyon ve aşınma direnci, dokular üzerinde alerjik ve toksik reaksiyona neden olan biyomalzemelerden iyon salınımı oranını azaltmak amacıyla oldukça önemlidir [48]. Düşük aşınma direnci, implantın gevşemesine ve aşınma kalıntısına neden olur. Aşınma kalıntısının çökeldiği dokuda bazı reaksiyonlara neden olduğu bilinir [49]. Bu nedenle, yüksek korozyon ve aşınma direncine sahip implantların gelişimi malzemenin insan sisteminde uzun ömürlülüğü için büyük öneme sahiptir.

Kemiğin Osteointegrasyonu (Kemik Tümleşimi): Kemik tümleşimi ilk olarak kemik-implant arayüzünde lifli doku gelişmeksizin kemik dokunun implant çevresinde sabitlenmesi olarak tanımlanmıştır [50]. Kemik-implant arayüzünde oluşan herhangi bir lifli doku, implant yüzeyi bitişik kemikle ve diğer dokularla entegre olamadığından implant hatasına neden olur [51]. Bu nedenle, uygun yüzeye sahip malzemeler implantın lifli doku oluşturmaksızın bitişik kemiğe iyi entegre olması için oldukça önemlidir. Hem yüzey kimyası hem de yüzey yapı betimi iyi kemik tümleşiminin

gelişimi üzerinde önemli bir etkiye sahiptir [52,53].

2.6. Biyouyumluluk

Biyomalzemelerin üreticisi ürünün güvenli olduğunu, sitotoksik veya alerjenik olmadığını ve amaçlanan görevi göreceğini kanıtlamalıdır. Biyomalzemelerin performansı ve emniyeti önemlidir ve genellikle biyouyumluluk terimiyle açıklanır. Biyouyumluluk “implant malzemenin vücuttan ve malzemeden kaynaklanan olumsuz yanıt olmaksızın çevre dokular tarafından adsorpsiyonu” olarak açıklanabilir [54].

Biyoyumluluk, biyomalzemeler ve hücre doku arasında gerçekleşen etkileşimler ile ilgilidir. Sonuç olarak, biyoyumlu bir implant istenmeyen vücut tepkisi olmaksızın toksik, alerjenik ve kanserojenik olmamalıdır ve kimyasal olarak stabil veya korozyona dirençli olmalıdır. Hasta, malzeme, malzeme işlevi unsurlardan birinin değişmesi ile biyouyumlulukta değişmektedir. Şekil 2.7’de biyouyumluluk için önemli olan hasta, malzeme ve malzeme fonksiyonu arasındaki etkileşim diyagramı verilmiştir. Tablo 2.6’da Ca-P esaslı seramiğin formülü, mineral adı ve çeşitli Ca/P oranı verilmiştir. Bu konu ile ilgili olarak çeşitli çalışmalar Tablo 2.6’de gösterilen tuzların biyoaktivitesini ve biyouyumluluğu üzerinde yapılmıştır [55].

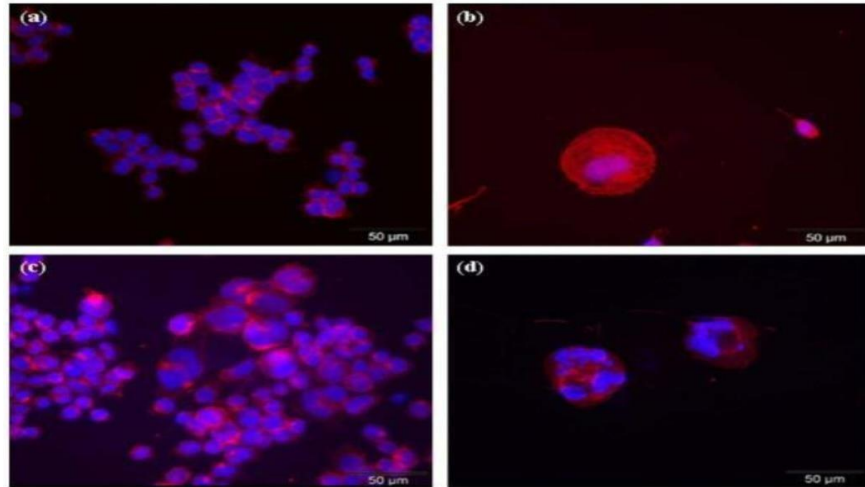


Şekil 2.7: Biyouyumluluk açısından önem taşıyan hasta, malzeme ve malzeme fonksiyonu arasındaki etkileşim diyagramı [56].

Tablo 2.6: Ca-P esaslı seramiğin formülü, mineral adı ve çeşitli Ca/P oranı [57].

Ca/P	Formül	İsim / Mineral	Kısaltma
1,0	$\text{CaHPO}_4 \cdot 2\text{H}_2\text{O}$	Hidröz kalsiyum fosfat / Bruşit	DCP
1,0	CaHPO_4	Anhidröz kalsiyum fosfat / Monetit	ADCP
1,33	$\text{Ca}_8\text{H}_2(\text{PO}_4)_6 \cdot 5\text{H}_2\text{O}$	Oktakalsiyum fosfat	OCP
1,55	$\text{Ca}_3(\text{PO}_4)_2$	Trikalsiyum fosfat / Whitlockite	TCP
1,67	$\text{Ca}_{10}(\text{PO}_4)_6\text{F}_2$	Flüorapatit	FA
1,67	$\text{Ca}_{10}(\text{PO}_4)_6(\text{OH})_2$	Hidroksilapatit	HA
2,0	$\text{CaOCa}_3(\text{PO}_4)_2$	Tetrakalsiyum fosfat / Hilgenstockite	TTCP

Detsch ve diğ., sinterlenmiş trikalsiyum fosfat (TCP) ve hidroksiapatit (HA) üzerinde osteoklast benzeri hücrelerin yanıtını göstermiştir. Bu çalışma, osteoklast benzeri U-937 hücrelerinin Ha ve TCP'ye farklı bir şekilde yanıt verdiğini göstermiştir [56]. Dolayısıyla, Detsch ve diğ., kemik ikame malzemesi olarak kalsiyum fosfat esaslı seramiklerin biyomalzemenin (HA) hızlı bozunması (TCP) veya yavaş dönüşümü nedeniyle seçilmesi gerektiğini önermişlerdir. Seçilen seramik türü kemik kusurunun yerine ve boyutuna ve hastanın kişisel özelliklerine bağlıdır [58]. Şekil 2.8'de 21 gün sonra a ve b (TCP) ve c ve d (HA) üzerinde yapay olarak üretilmiş U-937 hücrelerinin flüorışıma mikroskopisi gösterilmiştir.



Şekil 2.8: 21 gün sonra a ve b (TCP) ve c ve d (HA) üzerinde yapay olarak üretilmiş U-937 hücrelerinin flüorışıma mikroskopisi görüntüleri [56].

2.7. Isıl İşlem

Isıl işlem, metalin fiziksel özelliklerinde istenen değişikliği sağlamak için kullanılan bir dizi kontrollü ısıtma ve soğutma işlemlerinden biridir. Amacı, metalin belirli bir kullanımı veya gelecekteki çalışması için yapısal ve fiziksel özelliklerini iyileştirmektir [59]. Beş temel ısıl işlem süreci bulunmaktadır: sertleştirme, yüzey sertleştirme, tavlama, normalleştirme ve temperleme. Her ne kadar bu süreçlerin her biri metalde farklı sonuçlara neden olsa da tümü üç temel adım içerir: ısıtma, daldırma ve soğutma [60].

2.7.1. Isıtma

Isıtma, ısıl işlem sürecinde ilk adımdır. Birçok alaşım belirli bir sıcaklığa ısıtıldıklarında yapı değiştirir. Bir alaşımın oda sıcaklığındaki yapısı ya mekanik karışım ya katı çözelti veya katı çözelti ve mekanik karışımın kombinasyonu olabilir [61].

Mekanik bir karışım betonlara benzetilebilir. Kum ve çakılın çimento ile karıştırılarak beton elde edilmektedir. Kum ve çakıl görünür madde çimento ise matris yapıdır. Mekanik bir karışımındaki elementler ve bileşikler görünürdür ve baz metal matrisi ile bir arada tutulur [62]. Katı çözelti iki veya daha fazla metal biri diğerine emildiğinde ve bir çözelti oluşturduğunda oluşur. Bir alaşım katı çözelti şeklinde olduğunda, metali oluşturan elementler ve bileşikler tuzun bir bardak suda erimesine benzer şekilde birbirine emilir [63]. Metali oluşturan ayrı elementler mikroskop altında dahi tanımlanamaz. Oda sıcaklığında mekanik bir karışım şeklindeki metal ısıtıldığında çoğu kez katı çözelti veya kısmi çözelti haline gelir. Kimyasal kompozisyonun bu şekilde değiştirilmesi tanecik boyutunda ve yapısında belirli öngörülebilir değişikliklere neden olur [64].

2.7.2. Bekletme (Tutma)

Metal bir parça yapısında istenen değişikliklerin gerçekleşeceği sıcaklığa ısıtıldığında tüm parça tamamen eşit şekilde ısıtılana kadar ilgili sıcaklıkta kalmalıdır. Bu tutma işlemi olarak bilinir. Parçanın kütlesi ne kadar fazla ise o kadar uzun süre bekletilmelidir [65].

2.7.3. Soğutma

Parça uygun şekilde belirli sıcaklıkta tutulduktan sonra üçüncü adım parçanın soğutulmasıdır. Burada yine yapı bir kimyasal kompozisyonun bir diğerine değişebilir, aynı kalabilir veya orijinal durumuna dönebilir. Örneğin, ısıtmadan sonra katı çözelti olan bir metal, metal türüne ve soğutma hızına bağlı

olarak soğutma sırasında aynı kalabilir, mekanik karışıma değişebilir veya ikisinin kombinasyonuna değişebilir. Bu değişikliklerin tümü öngörülebilir. Bu nedenle, birçok metal sertliklerini, sağlamlıklarını, sünekliklerini, çekme dayanımların vb. artırmak amacıyla belirli yapılara uyacak şekilde yapılabilir [66].

2.8. Demirli Metallerin Isıl İşlemi

Tüm ısıtma işlemleri metallerin ısıtılma ve soğutulma işlemlerini içerir. Demirli metaller için ısıtma işleminin genel şekilleri sertleştirme, temperleme, tavlama, normalleştirme ve yüzey sertleştirmedir [67].

Sertleştirme: Metali istenen sıcaklığa ısıtarak ve daha sonra sıcak metali yağ, su veya tuzlu su gibi sıvı ortamına daldırarak hızlıca soğutma işlemidir. Çelik sertleştirilme işlemleri için hızlı soğutma tercih edilir. Sertleştirme süreci metalin sertliğini ve dayanımını artırır, ancak aynı zamanda metalin gevrekliğini de artırır [68].

Temperleme: Çelik genelde gereğinden daha serttir ve sertleştirildikten sonra pratik kullanım için çok gevrek olur. Metalin hızlı soğutulması sırasında yüksek iç gerilmeler başlar. Çelik, iç gerilimini hafifletmek ve gevrekliğini azaltmak üzere sertleştirildikten sonra temperlenir. Temperleme, metalin belirli bir sıcaklığa ısıtılmasından ve daha sonra soğumaya bırakılmasından oluşur. Temperleme sırasında soğutma hızının metal yapısı üzerinde genelde etkisi yoktur. Dolayısıyla, metalin genelde durgun havada soğumasına izin verilir. Temperleme için kullanılan sıcaklıklar normalde sertleştirme sıcaklıklarından çok daha düşüktür. Kullanılan temperleme sıcaklığı ne kadar yüksekse, metal o kadar yumuşak olur. Yüksek hız çeliği, temperleme sonrasında daha yumuşak olmak yerine daha sert olan az sayıda metalden biridir [69].

Tavlama: Metaller, iç gerilmelerini azaltmak, onları yumuşatmak, daha sünek kılmak ve tanecik yapılarını işlemek üzere tavllanır. Metal belirli bir sıcaklığa ısıtılarak, gerekli süre boyunca ilgili sıcaklıkta tutularak ve daha sonra yeniden oda sıcaklığına soğutularak tavllanır. Metalin tavlama sıcaklığından soğutulma hızı büyük ölçüde değişiklik gösterir. Çelik, maksimum yumuşaklığı sağlamak üzere çok yavaş soğutulmalıdır. Bu, sıcak parçanın kuma, küle veya ısıya kolayca temas etmeyen diğer maddeye (ambalaj) gömülmesi ile veya fırının kapatılması ve hem fırının hem de parçanın birlikte soğumaya bırakılması (fırın soğutması) ile gerçekleştirilebilir [70].

Normalleştirme: Demirli metaller, işleme, dövme veya kaynaklama ile oluşan iç gerilimi azaltmak üzere normalleştirilir. Normalleştirilen çelikler tavlanan çeliklere nazaran daha sert ve daha güçlüdür. Çelik normalleştirilmiş durumda diğer her duruma nazaran daha sağlamdır. Darbeye tabi tutulacak parçalar ve dış gerilimlere karşı maksimum sağlamlık ve direnç gerektiren parçalar genelde normalleştirilir. Sertleştirme öncesinde normalleştirme istenen sertliğin elde edilmesinde yararlıdır, ancak sertleştirme işlemi doğru bir şekilde gerçekleştirilmelidir. Düşük karbonlu çelikler genelde normalleştirme gerektirmez, ancak bu çeliklerin normalleştirilmesi zararlı etkiye neden olmaz. Normalleştirme, metalin belirtilen sıcaklığa ısıtılması (sertleştirme veya tavlama sıcaklıklarından yüksektir), eşit şekilde ısıtılmış olana kadar bekletilmesi ve durgun havada soğutulması ile elde edilir [71].

Yüzey Sertleştirme: Yüzey sertleştirme, dişliler, kamlar, silindirler vb. gibi aşınmaya dirençli yüzey ve sağlam çekirdek gerektiren parçalar için ideal bir ısıl işlemdir. En genel yüzey sertleştirme süreçleri karbürleme ve nitrürlemedir. Yüzey sertleştirme sürecinde, düşük karbonlu çelik (adi karbon çeliği veya düşük karbon alaşımlı çelik) ayrışan veya çelik yüzeyine daha fazla karbon biriktiren bir malzemenin (katı, sıvı veya gaz) mevcudiyetinde belirli bir sıcaklığa ısıtılır. Daha sonra, parça hızla soğutulduğunda, dış yüzey veya kabuk sertleşir ve parçanın içi yumuşak, ancak oldukça sağlam kalır [72].

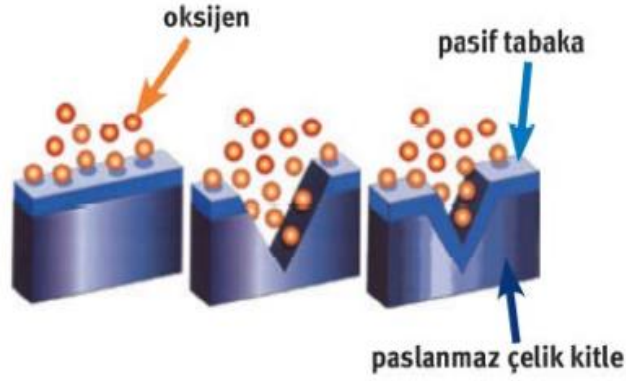
2.9. İmplantlarda Isıl İşlemin Önemi

Kesme ve şekil verme işlemleri implantların işlenmesindeki en önemli aşamadır. Uygulanan yöntem implant özelliklerini ve malzeme yapısını etkilemektedir. Bu etki, olumsuz bir etki olmakla birlikte malzeme yapısının homojenliğini de bozarak olumsuz şekilde etkilemektedir. Kesme ve şekil verme işlemlerinde, işlem yapılan bölgeye yakın olan bölgelerde malzeme yapısı değişmekte ve bu işlemin sonucunda üründen beklenen özellikler de elde edilememektedir. Buna örnek olarak; stent gibi 80 µm civarında stent desenleri içeren bir implantta işleme bölgesi civarındaki değişim çok büyük önem taşımaktadır ve nihai üründen beklenen performansı çok net bir şekilde etkilemektedir. Isıl işlem ile implantın kesim bölgesindeki kesim sonucu meydana gelen değişimi azaltmak veya tamamen ortadan kaldırmak mümkündür. Bu işlem sonucu implanta istenen sünekliği ve esnekliği de tekrar kazandırmakta mümkündür. Yine stenti ele aldığımızda, balonla genişletilme esnasında stentin zarar görmeden açılabilmesini sağlayan sünek yapı ve lezyonun olduğu bölgeye stentin taşınması ve implantasyon sonrası damarın esnekliğine uyum gösterecek esnek yapının kazanılması bahsedildiği

gibi ısıtıl işlem ile mümkün olmaktadır. Uygulanan ısıtıl işlem, implant malzemesine kazandırmak istenilen özelliklere göre değişmektedir. İmplant malzemelerinde, homojen tane yapısına ve arzu edilen sünekliğe ulaşılmasını sağlayan normalizasyon ısıtıl işlemleri en çok tercih edilen ısıtıl işlem türleridir [73].

2.10. Korozyon

Korozyon, saf metallerin su veya hava gibi maddeler ile reaksiyona girdiklerinde istenmeyen maddelere dönüşümüne neden olan doğal bir süreç olarak tanımlanır. Bu reaksiyon, metalin çevreye maruz kalan parçasından başlamak üzere ve metalin tümüne yayılmasıyla metalin hasarına ve ayrışmasına neden olur [74,75]. Korozyon, metalin istenen özelliklerini olumsuz etkilediğinden genelde istenmeyen bir olgudur. Örneğin, demirin iyi çekme dayanımına ve sertliğe sahip olduğu bilinmektedir (özellikle bazı diğer elementler ile alaşım halinde). Bununla birlikte, paslanmaya tabi kaldığında, demir gevrek ve yapısal olarak sağlam olmayan bir hal alır [76]. Diğer yandan, korozyon yayılımı denetimli bir süreçtir ve çoğu kez açık yüzeylerde meydana gelir. Dolayısıyla, bazı durumlarda, açık yüzeyin faaliyetini azaltmak ve malzemenin korozyon direncini artırmak için girişimde bulunulur. Pasifleştirme ve kromat dönüşümü gibi süreçler kullanılır. Bununla birlikte, bazı korozyon mekanizmaları her zaman görünür değildir ve hatta daha az öngörülebilirdir [77]. Alternatif olarak, korozyon, genelde metal ve su, oksijen, kükürt dioksit vb. gibi belirli bir atmosferik birim arasında redoks reaksiyonları içerdiğinden, elektrokimyasal bir süreç olarak sınıflandırılabilir. Paslanmaz çelikler, kimyasal yapısındaki yüksek Cr elementi sayesinde oksitleyici ortamlarda yüksek korozyon direnci gösterir [78]. Ancak Cr elementinin karbona olan ilgisi de yüksektir. Bu sebepten dolayı Cr elementi, demir kafesi yapısı içerisinde çözünmek yerine C ile birleşerek Cr_23C_6 karbürlerini oluşturmayı tercih eder. Yeni bu oluşum demir kafesi içerisinde çözünmüş olan Cr miktarını azaltarak malzemenin paslanmaya karşı direncini düşürür. Bu nedenden dolayı paslanmaz çeliklerin (%0,04) karbona ve yapısında en az %10,5 oranında serbest krom bulunması istenir [79]. Şekil 2.9'da paslanmaz çelik yüzeyinde oluşan Cr_2O_3 tabakası gösterilmiştir.



Şekil 2.9: Paslanmaz çeliğin yüzeyinde oluşan krom oksit tabakası [78].

Şekil 2.9’da gösterildiği gibi yapıda bulunan serbest Cr sayesinde çeliğin yüzeyinde yoğun, gevrek olmayan ve çok ince bir Cr_2O_3 tabakası oluşur [78]. Oluşan bu amorf tabaka sayesinde paslanmaz çelikler kimyasal reaksiyonlara karşı pasif davranarak indirgeyici olmayan ortamlarda korozyona karşı dayanım kazanırlar.

2.10.1. Korozyonu Etkileyen Unsurlar

Metallerin korozyon işlemini etkileyen unsurlar aşağıdaki gibidir:

- Metallerin CO_2 , SO_2 , SO_3 vb. gibi hava içeren gazlara maruziyeti.
- Metallerin neme, özellikle tuzlu suya (korozyon hızını artırır) maruziyeti.
- Tuz (ör. NaCl) gibi safsızlıkların mevcudiyeti.
- Sıcaklığın artışı korozyonun artmasına sebep olur.
- Oluşan ilk oksit katmanının yapısı: Al_2O_3 gibi oksitler ileri korozyonu önleyebilecek çözünmez koruyucu katman oluşturur. Pas gibi diğerleri kolayca ufalanır ve metalin geri kalanını maruz kılar.
- Atmosferde asit olması: Asitler korozyon sürecini kolayca hızlandırır[80].

2.10.2. Korozyon Türleri

Kan ve tükürük gibi sıvılar ile düzenli olarak temas eden biyolojik materyaller zaman ile korozyona uğrarlar. Farklı ortamlarda oluşan bu korozyon olayları büyük farklılıklar gösterir. Korozyon türleri aşağıdaki gibidir:

Aralık Korozyonu: Bir metalin herhangi iki lokal alanı arasında iyonik konsantrasyon farkı olduğunda, korozyonun aralık korozyonu olarak bilinen bölgesel bir şekli meydana gelebilir. Basit bir durumda, bu tür bir korozyon çoğunlukla kapalı alanlarda (yarık) meydana gelir. Aralık korozyonunun meydana gelebileceği alanların örnekleri contalar, rondelaların alt yüzeyi ve cıvata başlarıdır. Bu tür korozyonun meydana gelmesi için boşluk, sıvının nüfuz etmesine izin verecek kadar geniş, ancak durgun bir bölge oluşturacak kadar dar olmalıdır. Bu mesafe milimetrenin onda biri veya daha azdır. Alüminyum alaşımların ve paslanmaz çeliklerin tüm dereceleri de aralık korozyonuna maruz kalır. Bu esasen, yarıklar içinde korozyon oluşumunu beraberinde getiren ayrımlı havalandırma hücresinin oluşumu nedeniyledir [81].

Gerilme Korozyonu Çatlama: Gerilme Korozyonu Çatlama “SCC” olarak kısaltılabilir ve korozif ortam ve metale uygulanan çekme gerilmesi sonucunda metalin çatlamasına atıfta bulunur. Çoğu kez yüksek sıcaklıklarda meydana gelir. Örnek: Klorür çözeltisinde östenitik paslanmaz çeliğin gerilme korozyonu çatlaması [82].

Taneler Arası Korozyon: Taneler arası korozyon, tanecik sınırlarında metal alaşımının katılaşması sırasında oluşan taneciği ayıran safsızlıkların mevcudiyetine bağlı olarak meydana gelir. Bu tanecik sınırlarında alaşımın tükenmesi veya artması yoluyla da meydana gelebilir. Örnek: Al-Cu alaşımları ve östenitik Cr-Ni çeliklerinde görülür [83].

Galvanik Korozyon: Elektrokimyasal olarak benzer olmayan ve elektrolitik ortamda olan iki metal arasında elektrik kontağı olduğunda galvanik korozyon meydana gelebilir. Bu metallerden birinin bir ek yerinde veya birleşme yerinde bozunmasına atıfta bulunur. Bu tür korozyonun iyi bir örneği, bakır tuzlu su ortamında çelik ile temas ettiğinde meydana gelen bozunma olacaktır. Örnek: Alüminyum ve karbon çeliği bağlandığında ve deniz suyuna daldırıldığında alüminyum daha hızlı korozyona uğrar ve çelik korunur [84].

Çukurcuk Korozyonu: En tehlikeli korozyon türlerinden biri olarak düşünülür. Göz ile tespit edilmesi zordur. Lokal bir noktada meydana gelir ve normal metalik yüzeyle çevrelenmiş korozyon hücresi oluşumu ile ilerler. “Çukur” bir kez oluştuğunda büyümeye devam eder ve çeşitli şekiller alabilir. Çukur yüzeyden metale dikey yönde yavaşça nüfuz eder, nihayetinde kontrol edilmezse yapısal kusuru beraberinde getirir [85].

Uniform Korozyon: Bu korozyonun en genel şekli olarak kabul edilir, metal yüzeyinin her bölgesinde aynı oranda meydana gelen bir korozyondur. Bu tip korozyon nedeniyle metal kalınlığı her bölgede incelir. Homojen şekilde gerçekleşen korozyonun sebep olduğu metal kaybı diğer korozyon türleriyle karşılaştırıldığında daha yaygındır [86,87].

Metal Tozlama: Hassas malzemeler sentez gazı dahil yüksek karbonlu belirli ortamlara maruz kaldığında meydana gelen korozyonun zarar veren bir şeklidir. Korozyon, gaz halindeki karbon monoksit (CO) nedeniyle metallerin yüzeyinde grafit katmanının birikmesi olarak meydana gelir. Bu grafit katman daha sonra genelde metal yüzeyinden uzaklaşan yarı kararlı M_3C türleri (M metali simgeleri) oluşturur. Bazı durumlarda, hiçbir M_3C türü gözlemlenemez. Bu, metal atomlarının doğrudan grafit katmana transfer olmuş olması anlamına gelir [88].

Mikrobiyal Korozyon: Mikrobiyolojik olarak etkilenen korozyon (MIC) olarak da bilinen mikrobiyal korozyon mikroorganizmalar nedeniyle oluşan bir korozyon türüdür. En geneli kemoototroftur. Hem metalik hem de metalik olmayan malzemeler bu korozyondan oksijen olsa da olmasa da etkilenebilir. . Mikrobiyal korozyon, bakterilerden kaynaklanan asidik atık ürünler metal yüzeyleri aşındırdığında meydana gelir. Yüzeyi mümkün olduğunca temiz tutarak ve antibiyotik ajanların kullanımıyla mikrobiyal korozyonun insidansı ve yoğunluğu azaltılabilir. Streptococcus mutans varlığında diş hekimliğinde kullanılan metalik malzemelerin artan koroziv davranışını bildirdi [89].

Yüksek Sıcaklık Korozyonu: Yüksek sıcaklık korozyonu isminden anlaşılacağı gibi ısınmaya bağlı malzeme (çoğunlukla metaller) korozyonu türüdür. Metalin kimyasal bozunması, oksijen, sülfür gibi gazlar veya diğer bileşikler içeren sıcak atmosfere bağlı olarak meydana gelebilir. Bu bileşikler malzemeleri (metalleri) kolayca oksitleyebilmektedir. Otomobil motorlarında kullanılan malzemeler uzun süre yüksek sıcaklıklarda dayanıklı olmamaları durumunda, koroziv yanma ürünleri içeren atmosferden etkilenecek korozyona uğrarlar [90].

2.11. Literatür İncelemesi

Montero Sistiaga ve diğ., (2016) tarafından yapılan çalışma Seçkili Lazerli Eritmenin (SLM) metallerin katmanlı imalatında büyük bir potansiyeli olduğu sonucuna varmıştır. Geometri özgürlüğü yanı sıra geleneksel süreçlere nazaran mekanik özellikleri SLM'nin başlıca avantajlarıdır. Önceki çalışmalarda 316L paslanmaz çelik mikroyapı ve mekanik özellikler bakımından araştırılmıştır.

Bununla birlikte, ısıtıl işlemlerin etkisi henüz tam olarak bildirilmemiştir. Bu çalışma, SLM ile üretilen 316L paslanmaz çeliğe uygulanan farklı ısıtıl işlemlerin etkisini ele almıştır. Mikroyapı gelişimi farklı parametreler altında araştırılmışlardır. Uygulanmış ve ısıtıl işlem görmüş numuneler üzerinde çekme testi, Charpy testi ve sertlik testi gerçekleştirilmişlerdir [91].

Kumaran (2022) tarafından bir diğer çalışma, Yönlendirilmiş Enerji Biriktirme (DED) ve Toz Yatak Füzyonu (PBF) teknikleri kullanılarak imal edilen paslanmaz çelik 316 L (SS316L) alaşımı sandviç yapının mekanik ve mikroyapısal özellikleri üzerinde ısıtıl işlemin etkisini göstermiştir. SS316L sandviç yapı, 650 °C’de gerilme azaltma (HT1) ve 1100 °C’de çözündürme işlemi (HT2) olmak üzere iki ısıtıl yöntemine maruz kalmıştır. Her iki ısıtıl işlem iki saat sürdürülmüş ve sonrasında fırın soğutması gerçekleştirilmiştir. Isıtıl işlem görmüş numunelerin ve uygulanmış numunelerin mikroyapı ve mekanik özellikleri karşılaştırılmıştır. Isıtıl işlem, sandviç yapının mekanik ve mikroyapısal özelliklerini değiştirmiştir. Dikkate alınan ısıtıl işlem koşulları arasında, HT1 240,2 HV ile daha yüksek mikrosertlik elde etmiş ve HT2 %72,5 toplam uzama elde etmiştir [92].

Won-Sang Shin ve diğ., (2021) yaptıkları çalışmada Seçkili Lazerli Eritme (SLM) vasıtasıyla üretilen paslanmaz çelik 316L’nin (SS316L) mikroyapı özellikleri, mekanik özellikleri ve aşınma davranışları üzerinde ısıtıl işlemin etkisini araştırmışlardır. Üretilen SLM numuneleri iki farklı ısıtıl işleme tabi tutulmuştur: 0,5 saat boyunca 1100 °C’de gerçekleştirilen genel bir fırın tipi ısıtıl işlem ve 1,5 saat boyunca 1100 °C ve 100 MPa ’da gerçekleştirilen sıcak izostatik sıkıştırma.

Lazer gücünün artırılması ve tarama hızının azaltılması ile az poroziteye sahip yüksek yoğunluklu SLM numuneleri elde edilmiştir. Üretilen SLM numunelerinin ısıtıl işlemleri, porozitenin ve hücrel mikroyapının giderilmesini ve tanecik boyutunda hafif artış ile yoğun dislokasyon yapılarını başlatmıştır. Mekanik özellikler açısından, üretilen SLM numuneleri geleneksel SS316L ile benzer sertlik ve çekme dayanımı özellikleri göstermişlerdir, bununla birlikte önemli derecede daha az bir uzama görülmüştür. Üretilen SLM numunelerinin ısıtıl işlemleri uzamayı iyileştirmiştir, bununla birlikte yüzey sertliği ve çekme dayanımı mikroyapısal gelişim nedeniyle azalmıştır. Disk üzerine aşındırma testi sırasında, geleneksel SS316L ve üretilen SLM numuneleri benzer aşınma direnci değerleri göstermişlerdir ve bu ısıtıl işlem ile başlatılan yüzey yumuşaması nedeniyle üretilen SLM numunelerinin ısıtıl işlemleri sonrasında azalmıştır [93].

Nur Maizatul Shima Adzali ve diğ., (2020) tarafından gerçekleştirilen çalışmada paslanmaz çelik

316L'nin (SS 316L) düşük karbonlu krom-nikel-molibden östenitik paslanmaz çelik olduğu fark edilmiştir. Otomotiv sektöründe uygulamalarına, katalitik konvertörler için egzoz yuvası ve turbo şarj birimleri dahildir. Bu araştırmada, temperleme ısı işlemi SS 316L numuneleri kullanılarak gerçekleştirilmiştir. Bu çeliklere, iki temperleme süreci uygulanmadan önce 1 saat boyunca 860°C'de östenitleme işlemi yapılmıştır. Östemperleme fırında 15 dakika boyunca 360°C'de gerçekleştirilmiş, daha sonra fırında 15 dakika boyunca 160°C'de martemperleme gerçekleştirilirken hava soğutması uygulanmış ve suya daldırma uygulanmıştır. Korozyon testi, oda sıcaklığında 30 gün boyunca 1,0 M oksalik asit solüsyonu kullanılarak gerçekleştirilmiştir. Korozyon testinden önce ve sonra SS 316L için sertlik testi ve mikroyapısal gözlem gerçekleştirilmiştir. Deney sonuçları, işlenmemiş numunenin korozyon testinden önce (232 HV) ve sonra (225 HV) en yüksek sertlik değerine sahip olduğunu göstermiştir. Korozyon testi öncesinde, östemperlenen numune için sertlik değeri 199,7 HV ve martemperlenen numune için sertlik değeri 201,3 HV olmuştur. İşlenmemiş numune en düşük korozyon hızını göstermiş ($0,94 \times 10^{-3}$ mpy) ve bunu östemperlenen numune izlemiştir ($1,89 \times 10^{-3}$ mpy) ve en yüksek korozyon hızı martemperlenen numunede görülmüştür ($2,36 \times 10^{-3}$ mpy). Korozyon sonrasında, optik mikroskop gözlemi altında, martemperlenen çelikte östemperlenen çeliğe göre daha fazla çukur gözlenmiştir. Özet olarak, östemperleme otomotiv uygulamalarında SS 316L için en iyi ısı işlemidir ve ısı işleminden sonra yüksek korozyon direnci ile yüksek süneklik ve tokluk elde edilebilir [94].

3. MALZEME VE YÖNTEM

Tez çalışması kapsamında kullanılan ve biyomedikal alanında oldukça yaygın olarak kullanılan 316L (1.4404 ya da X2CrNiMo17-12-2) kalite östenitik paslanmaz çelik, İstanbul'da bulunan Birçelik Paslanmaz Çelik Tic. A. Ş. firmasından temin edilmiştir. Parçaların talaşlı imalatı ise İstanbul İkitelli Organize Sanayi Sitesinde bulunan Bor Kesici Takım ve Makine San. Tic. Ltd. Şti.'de gerçekleştirilmiştir. Parçaların ısıtılı işlemleri İstanbul İkitelli Organize Sanayi Sitesinde bulunan Censaş Isıl İşlem San. Ve Tic. Ltd. Şti. 'de gerçekleştirilmiştir. Bu tez çalışmasında, 316L östenitik paslanmaz çeliğine uygulanan ısıtılı işlem ve farklı soğutma ortamlarının kullanılan malzemenin sertlik, çekme, biyokorozyon direnci ve mikroyapısı üzerine olan etkileri incelenmiştir. Elde edilen sertlik, çekme, biyokorozyon direnci ve mikroyapı test sonuçları, konuyla ilgili literatür ışığı altında detaylı olarak incelenmiştir. Çalışmada kullanılan malzemenin özellikleri, iş parçasına uygulanan testlerin ve yöntemlerin detayları bu bölümde belirli bir sırayla aşağıda açıklanmıştır.

3.1. Kullanılan İş Parçasının Özellikleri

Bu çalışmada, Birçelik Paslanmaz Çelik Tic. A. Ş.'den temin edilen 30 mm çapında ASTM standart numarası A276 olan 316L östenitik paslanmaz çelik çubuklar kullanılmıştır. Deneysel çalışmada kullanılan 316L östenitik paslanmaz çeliğin firma tarafından verilen kalite belgesinde kimyasal bileşimi Tablo 3.1'de verilmiştir. Ayrıca malzemeye ultrasonik iç çatlak testi ve yüzey çatlak testi uygulandığı rapor olarak bildirilmiştir.

Tablo3.1: Deneylerde kullanılan 316L malzemesinin kimyasal bileşimi (% ağırlık).

Element	C	Mn	Si	Cr	Ni	Cu	N	P	S	Mo	Fe, %
316L	0,017	1,29	0,416	16,60	10,06	0,427	0,037	0,031	0,023	2,503	Kalan

3.2. İş Parçasının İşlenmesi

316L östenitik paslanmaz çelik parçalarının ortogonal yüzey tornalama işlemi YouJi Machine Industrial Co. Ltd. tarafından üretilen, X ve Z eksenli, 550 mm işleme kursuna ve 3000 RPM devire sahip CNC tezgâhta yapılmıştır. Şekil 3.1'de üste işleme tezgâhının fotoğrafı altta ise iş parçasının tezgâhta işleme görüntüsü verilmiştir. Tüm işlemlerde kesme sıvısı olarak %5 ESTRA 320 mikro emülsiyon metal işleme sıvısı ve % 95 su karışımı kullanılmıştır. İş parçaları 50 m/dak kesme hızı,

0,10 mm/dev ilerleme hızı ve 0,4 mm kesme derinlikleri kullanılarak $\varnothing 25 \times 2,5$ mm boyutlarında hazırlanmıştır. Şekil 3.2’de CNC tornalama işlemi sonrası işlenen 316L parçasının görüntüsü verilmiştir.



Şekil3.1: Deneysel çalışmada tornalama işlemleri için kullanılan CNC tezgâhı.

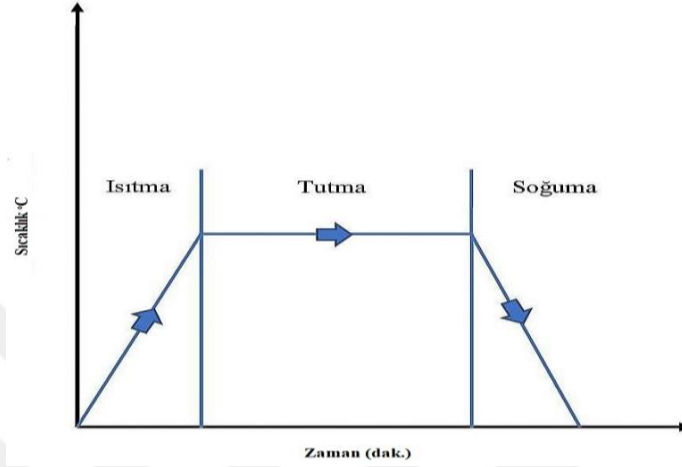


Şekil3.2: CNC tornalama işleminden sonra 316 L iş parçasının görüntüsü.

3.3. Isıl İşlem

Biyomedikal alanında kullanılan (1.4404) 316L östenitik paslanmaz çeliği malzemesinin sertliğini ve mukavemetinin artırılması için malzemelere ısıl işlem uygulanmaktadır. İstenilen tokluk, sertlik ve dayanımın elde edilmesi için deneyde kullanılacak olan numunelere Censaş Isıl İşlem firmasında vakum fırınlarında ısıl işlem uygulanmıştır. Isıl işlem (tavlama işlemi) 3 aşama olarak uygulanmıştır.

Şekil 3.3'te ısıtma aşamaları verilmiştir. Şekil 3.4'te ısıtma fırın görüntüleri gösterilmiştir. Deneylerde soğutma ortamı ise; su, hava ve yağ olarak kullanılmıştır. Tablo 3.2'de ısıtma aşamaları ayrıntıları verilmiştir.



Şekil 3.3: Deneylerde kullanılan ısıtma aşamalarının şematik gösterimi.



Şekil 3.4: Deneylerde kullanılan ısıtma fırınları.

Tablo 3.2: Isıtma deney parametreleri.

Malzeme	Numune Sayısı	Sıcaklık	Bekleme Süresi	Soğutma Ortamı
316L	5	1100 °C	20 dak.	Su
				Yağ
				Hava

3.4. Sertlik Ölçümü

Rockwell HRB sertlik ölçümleri İstanbul İkitelli sanayi de Teknolab Teknoloji Laboratuvar Hizmetleri firmasının laboratuvarlarında bulunan Innovatest markalı Versuz 750 CCD modeli cihaz kullanılarak yapılmıştır. Şekil 3.5'te deneylerde kullanılan Innovatest markalı Rockwell sertlik ölçüm cihazı gösterilmiştir. Sertlik ölçümlerinde her numunenin 3 farklı bölgesinden ölçümler yapılmıştır ve bu ölçümlerin ortalaması alınmıştır.



Şekil 3.5: Deneylerde kullanılan sertlik ölçüm cihazı.

3.5. Çekme Deneyleri

Standart doğrultusunda hazırlanan çekme çubukları Şekil 3.6'da verilen Zwick ve Instron Model 3367 çekme test cihazı kullanılarak çekme testi yapılmıştır. Her deney parametresi için 3 adet deney yapılmıştır. Çekme deneyi ile soğutma ortamının ve soğutma hızının mekanik özellikler üzerine üzerine olan etkisinin tespiti amaçlanmıştır.



Şekil 3.6: Çekme cihazı görüntüsü.

3.6. Elektrokimyasal Yöntemi ile Biyokorozyon Ölçümü

Elektrokimyasal korozyon çalışmaları, bilgisayar kontrollü potansiyostat (Arayüz 1000 Potansiyostat, Gamry, ABD) kullanılarak simüle edilen vücut sıvısı solüsyonunda gerçekleştirildi. Cam korozyon testi hücresinin hacmi 1000 ml kullanıldı. Karşı elektrot olarak yüksek yoğunluklu grafit çubuklu konvansiyonel üç elektrotlu sistem, referans elektrot olarak doymuş kalomel elektrot (SCE) ve çalışma elektrotu olarak numune kullanıldı. Veri analizi bilgisayar yazılımları (Framework and Echem Analyst Gamry) yoluyla gerçekleştirildi. Numuneler kesilerek ve daha sonra epoksi reçineye kaplanarak hazırlandı. Numuneler bakır bir tele bağlandı. Tüm deneyler oda sıcaklığında gerçekleştirildi.

Elektrokimyasal korozyon deneyleri gerçekleştirilmeden önce numunelerin OCP değeri ölçüldü. OCP seviyesi, OCP değeri stabilize olan kadar 2-3 saat sürelerle ölçüldü. OCP eğrisi asimptotik olarak stabil bir alana sahip olduğunda OCP değeri stabil sayıldı. 1,0 mV/s tarama hızında OCP ile ilgili olarak numuneleri -250 mV 'den +250 mV 'ye (SCE karşısında) polarize ederek Tefal eğrileri elde edildi.

3.7. SEM-EDX Analizleri

Isıl işlem uygulama öncesi ve sonrası soğutma ortamlarının ve ısıl işlem parametrelerinin etkisini morfoloji ve tane büyüklüğü; Tekirdağ Namık Kemal Üniversitesi Merkezi Araştırma Laboratuvarı NABİLTEM Merkezi'nde bulunan FEİ markalı QUANTA FEG 250 model taramalı elektron mikroskobu (SEM) kullanılarak incelendi. Görüntüleme için, numuneler çift taraflı yapışkan karbon iletken bantlara yapıştırıldı ve plakalara monte edildi. Ayrıca, SEM 'in enerji saçınımı x ışını spektroskopisi (EDX), malzemenin element yapısı kantitatif olarak belirlemek için kullanıldı. EDX analizi SEM ile bağlantılı olarak çalışmaktadır. SEM 'de elektron demeti, katı örnek yüzeyi üzerine yüksek enerjili bir elektron demeti gönderir ve yüzeyden çeşitli sinyaller alır. Bu sinyaller, ikincil elektronlar ve elektron mikro-prob için kullanılan x ışını elektron demetleridir. EDX elektron bombardımanına tutulan örneğin gönderdiği x ışını emisyonunu ölçer. Dalga boylarındaki farklılıklardan ölçüm yapılır [95]. Ayrıca kontrol numunelerin çeşitli elementleri için X-Işını dağılım haritalaması da yapılmıştır. Çalışmada kullanılan SEM cihazının görüntüsü aşağıda Şekil 3. 7'de verilmiştir.



Şekil 3.7: SEM cihaz görüntüsü.

3.8. Tane Boyutlarının Ölçümü

Günümüzde birçok alanda görüntünün sayısal ifade edilmesi gerekmektedir. Bu nedenle sıkça kullanılan görüntü analiz programları bulunmaktadır. Görüntü analiz programları sayesinde, kaydedilen bir görüntü sayısal olarak ifade edilebilmektedir. Bu programlardan biri olan ImageJ, kullanımının kolay olması ve ücretsiz edinilebilmesinin yanı sıra farklı dil seçeneklerinin bulunması nedeni ile bilimsel çalışmalarda kullanılmaktadır. Bu çalışmada da Imagej programı kullanılmıştır. Düzenlenen veriler Excell programına aktarılarak tablosu oluşturulmuştur. Oluşan tablolardan alınan oransal verilerin grafiği çizilmiştir. ImageJ programına aktarılan fotoğrafların tane boyutu, program tarafından işaretlenir. Hesaplanan alanların Excell programında düzenlenen tabloları dikkate alınarak grafikler çizilmiştir.

4. BULGULAR

Bu çalışmada, biyomedikal alanda çok yaygın bir şekilde kullanılan 316L östenitik paslanmaz çeliği kullanılmıştır. Çalışmada kullanılan numune parçalarına ısıtma işlemi uygulanarak farklı soğutma şartları sağlanmıştır. Uygulanan soğutma şartlarının 316L çeliğinin sertlik, çekme, biyokorozyon direnci ve mikroyapısı üzerine olan etkileri incelenmiştir. Sertlik, çekme, biyokorozyon direnci ve mikroyapı test sonuçları görüntülerinden elde edilen tüm sonuçlar belirli bir düzen dahilinde aşağıda verilmiştir.

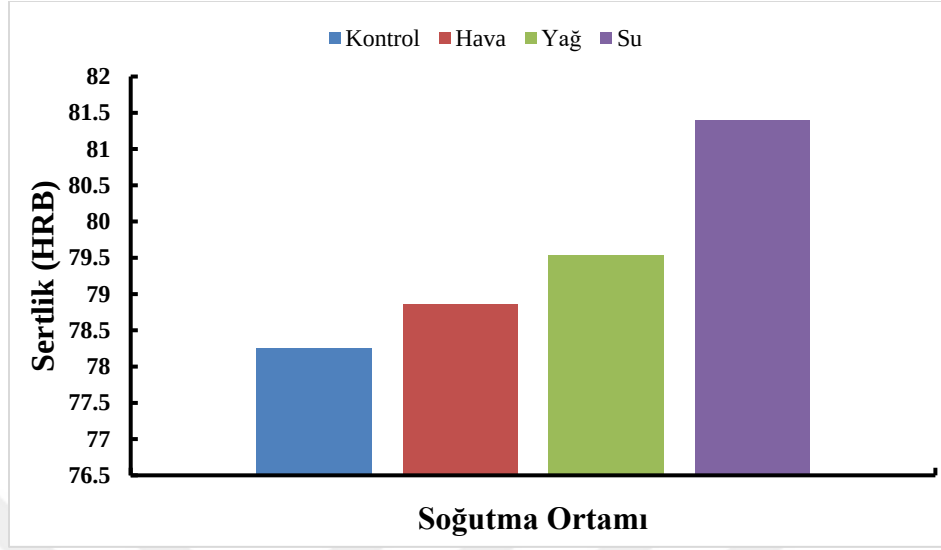
4.1. Sertlik Sonuçları

Malzeme biliminde sertlik, aşınma ile başlatılan bölgesel plastik deformasyona karşı direncin ölçüsüdür. Genel olarak, farklı malzemeler sertlik açısından farklılık gösterir; örneğin, titanyum (Ti) ve berilyum (Be) gibi sert metaller sodyum ve bazı metal ve genel plastikler gibi yumuşak metallere kıyasla daha serttir. Makroskobik sertlik genelde güçlü moleküller arası bağlar ile nitelendirilir, ancak kuvvet altında katı malzemelerin davranışı karmaşıktır; dolayısıyla sertlik, çizilme sertliği, girim sertliği ve geri sekme sertliği gibi farklı şekillerde ölçülebilir.

Kontrol, hava, yağ ve su soğutma yöntemine göre her ortamdan 5 adet numunenin üç farklı noktasından sertlik ölçümleri yapılmıştır ve numunelerin her biri için incelemenin sonucunda sertlik ortalaması verilmiştir. Elde edilen sertlik sonuçları aşağıdaki Tablo 4.1’de sunulmuştur. Elde edilen sonuçların daha net bir şekilde anlaşılması için sertlik ortalaması grafiği çizilmiştir. Şekil 4.1’de sertlik ortalama sonuçları gösterilmiştir.

Tablo 4.1: Sertlik ortalaması sonuçları.

Deney No	Malzeme	Soğutma Ortamı, Sertlik (HRB)			
		Kontrol	Hava	Yağ	Su
1	316L	78,2	78,5	79,5	81,8
2		78,5	78,9	79,8	81,3
3		78,3	79,0	79,3	81,0
4		78,3	78,8	79,5	81,7
5		78,0	79,1	79,6	81,2
Ort.		78,26	78,86	79,54	81,40



Şekil 4.1: Sertlik ortalama sonuçları.

Tablo 4.1 ve Şekil 4.1’ de verilen sonuçlar incelendiğinde; kontrol numunesindeki ortalama sertlik değerinin 78,26 (HRB)’den hava, yağ ve su soğutma ortamlarında sırasıyla; 78,86 HRB, 79,54 HRB 81,40 HRB’ye kadar yükseldiği tespit edilmiştir. Hava ve kontrol numunesi arasında %1, yağ ve hava arası % 1, su ve yağ arası % 2, yağ ve kontrol arası % 2 ve su ve kontrol arası % 4 sertlik artışı ölçülmüştür. En fazla artış su ve kontrol numunesi arasında ölçülmüştür.

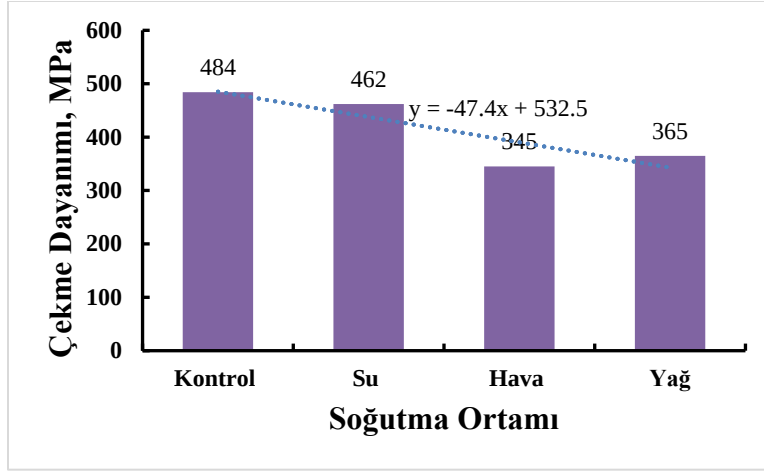
4.2. Çekme Testler sonuçları

Tek eksenli çekme testi, malzemelerin mekanik özelliklerini elde etmek için uygulanan en genel test yöntemidir. Bu test ile Young modülü, Poisson oranı, akma dayanımı ve gerinim özelliklerini belirlemek mümkündür.

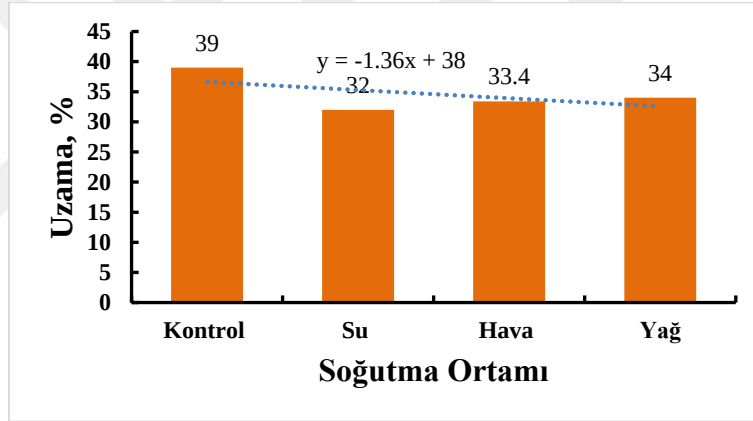
Yapılan test sonucunda elde edilen çekme dayanımı değerleri Tablo 4.2’de verilmiştir. Şekil 4.2’de çekme dayanımı test sonuçları gösterilmiştir. AISI 316 L östenitik paslanmaz çeliklerin çekme deneyi sonrasında elde edilen % uzama değerleri Tablo 4.2’de, grafiksel olarak ise Şekil 4.3’te verilmiştir.

Tablo 4.2: Çekme dayanımı ve uzama sonuçları.

Malzeme	Soğutma Şartları	Çekme Dayanımı, Mpa	Uzama, %
316L	Kontrol	484	39
	Su	462	23
	Hava	345	33,4
	Yağ	365	34



Şekil 4.2: 316L çekme dayanımı sonuçları.



Şekil 4.3: 316L gerinim sonuçları.

Tablo 4.2 ve Şekil 4.2’ de verilen çekme dayanımı sonuçları incelendiğinde; kontrol numunesindeki ortalama çekme dayanımı değerinin 484 Mpa’dan su, yağ ve hava soğutma ortamlarında sırasıyla; 462 Mpa, 365 Mpa ve 345 Mpa kadar azaldığı tespit edilmiştir. Esneklik açısından su numunesinin kontrolden %5 az olduğu, hava numunesinin kontrolden %40 az olduğu ve yağ numunesinin kontrolden %33 az olduğu kaydedilmiştir. Soğutma ortamının numunenin esnekliğini etkilediği görülmüştür. En yüksek çekme dayanımı kontrol numunesinde elde edilmiştir.

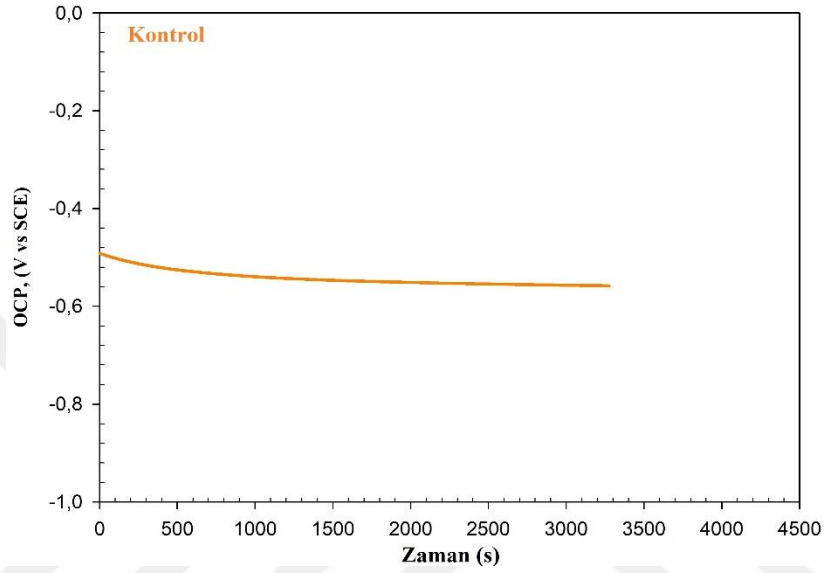
Tablo 4.2 ve Şekil 4.3’ te verilen gerinim sonuçları incelendiğinde ise; en yüksek uzama oranı kontrol numunesinde elde edilmiştir. Kontrol ve su numunesi arasında %22, kontrol ve hava numunesi arasında %17 ve kontrol ve yağ numunesi arasında uzama oranında %15 azaldığı kaydedilmiştir. Elde edilen % uzama değerleri çekme deneyinde elde edilen sonuçlara paralellik göstermektedir.

4.3. Biyokorozyon Sonuçları

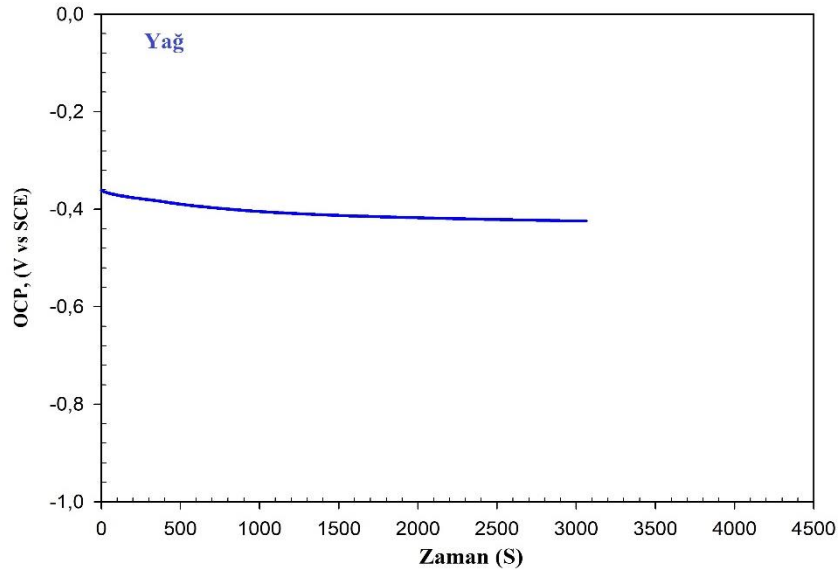
Metalik malzemeler ve çevresi arasındaki fizikokimyasal etkileşimler korozyona neden olmaktadır. Elektrokimyasal korozyon, elektronların sıfır değerlikli metalden harici elektron alıcısına transferini kapsayan ve metal iyonlarının çevre ortama salınmasına ve metalin bozunmasına neden olan kimyasal bir reaksiyondur. Bu süreç, metal yüzeyle doğrudan temas halinde olan veya metal yüzeye yakın olan kimyasal türlerinin bir dizi yükseltgeme (anodik) ve indirgeme (katodik) reaksiyonları yoluyla ilerler. Malzeme katmanların stabilitesi kimya ve morfolojilerine bağlıdır ve metalin korozyona karşı genel hassasiyetini belirler. Metalik malzemelerin yüzeylerinde oluşan biyofilmlerdeki mikrobiyal faaliyet katodik ve/veya anodik reaksiyonların kinetiğini etkileyebilir ve herhangi bir koruyucu katmanın kimyasını önemli derecede değiştirebilir ve korozyonun hızlanmasına veya yavaşlamasına neden olur [96]. Bu tür işlemlerde korozyon direncini artırmak için yüzey filminde oksit tabakasını etkileyecek işlemler yapılabilir [97].

Şekil 4.4, Şekil 4.5, Şekil 4.6, Şekil 4.7 ve Şekil 4.8 sırasıyla; 316L Açık Devre Potansiyel (OCP) testi sonucu (Kontrol), 316L Açık Devre Potansiyel (OCP) testi sonucu (Yağ), 316L Açık Devre Potansiyel (OCP) testi sonucu (Hava), 316L Açık Devre Potansiyel (OCP) testi sonucu (Su) ve 316L Açık Devre Potansiyel (OCP) testi sonucu (Hepsi) gösterilmiştir. Açık Devre Potansiyel ölçüm testlerinin esas hedefi yapılan test şartları altında malzemenin korozyona karşı olan potansiyelinin ölçülmesi ve korozyona karşı istikrarlı yüzey filminin oluşturma potansiyelinin belirlenmesidir. Bu testler sonucunda oluşan eğrinin pozitif yöne doğru yükselmesi yüzeyde pasif bir film tabakasının oluşmasına işaret etmektedir [98]. bu eğilimin testler boyunca devam etmesi oluşan tabakanın kendini koruduğu ve kırılmadığını gösterir. Ancak bu eğrinin negatif yöne doğru potansiyelde azalma göstermesi yüzeyde oluşan filmin kendini koruyamadığı ve hasara uğradığını işaret eder. Şekil 4.4 - Şekil 4.8 arasındaki (OCP)-zaman grafikleri incelendiğinde; su ile soğutma işlemi dışında diğer soğutma şartlarında yüzeylerde koruyucu film oluşturduğu görülmektedir. Kontrol malzemesinde (OCP) değeri -0,50 (V) iken bu değer yağ ile soğutma şartları sonucu -0,36 (V)'a doğru kaydığı görülmektedir. Hava ile soğutma işlemi sonucu, (OCP) değerinin kontrol numunesine göre; -0,43 (V)'a kadar yükseldiği görülmektedir. Ancak su ile soğutma işlemi sonucu (OCP) değerinin -0,54 (V)'a kadar azaldığı da tespit edilmiştir. 316L kontrol malzemesine göre; yağ ile soğutma şartları altında bu numunelerin korozyona karşı direncinin % 28 oranında arttığı görülmektedir. Ayrıca bu çalışmada (OCP) değerinde hava ve kontrol numuneleri arası % 14 ve yağ ve hava numuneleri arası

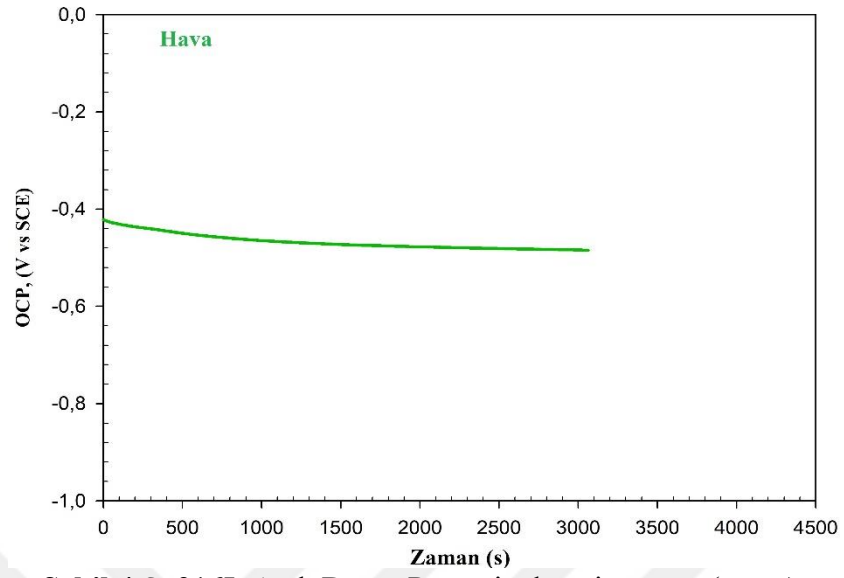
%16 artış da tespit edilmiştir. Şekil 4.8’de görüldüğü gibi su ve kontrol numuneleri arasındaki korozyon direncinde % 8 azalma ölçülmüştür. Bu şekillerde gösterildiği gibi, Açık Devre Potansiyel (OCP) sonucunda çizgi sıfıra ne kadar yakınsa numune o kadar korozyona karşı dirençli olduğunu söylenebilir.



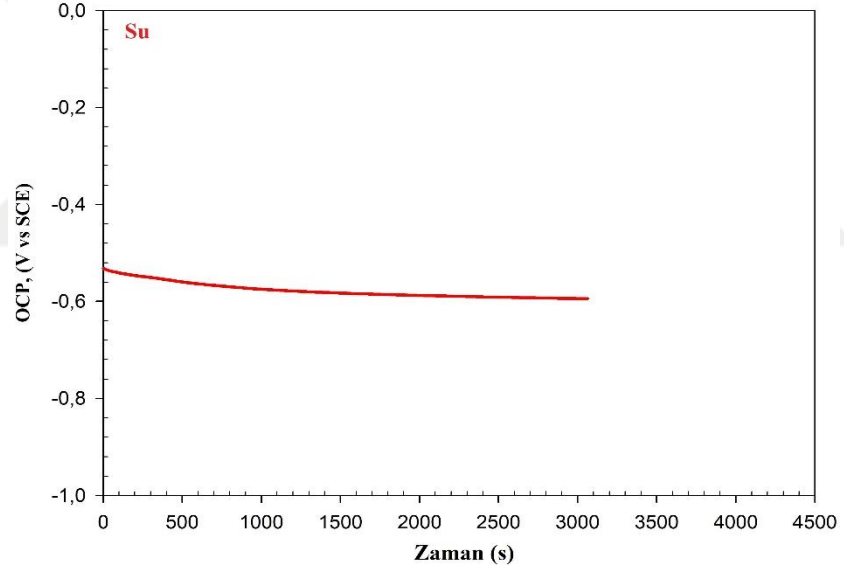
Şekil 4.4: 316L Açık Devre Potansiyel testi sonucu (Kontrol).



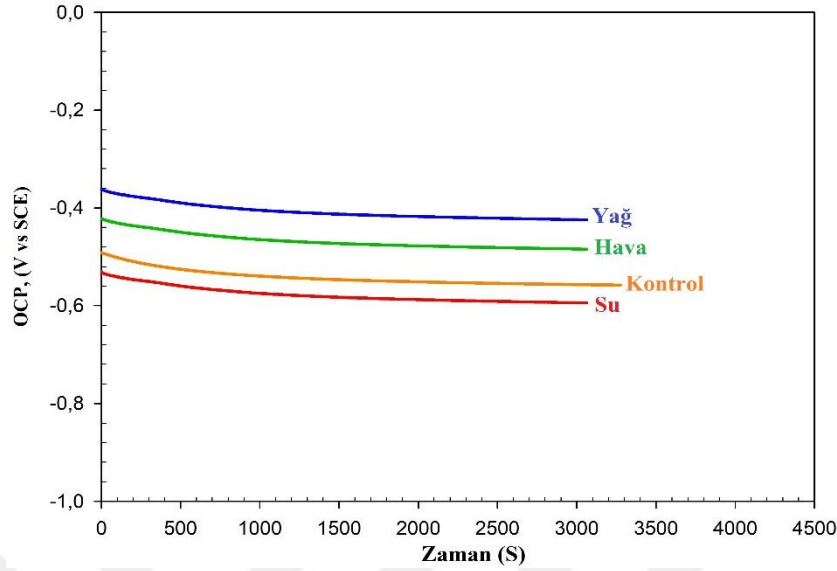
Şekil 4.5: 316L Açık Devre Potansiyel testi sonucu (Yağ).



Şekil 4.6: 316L Açık Devre Potansiyel testi sonucu (Hava).



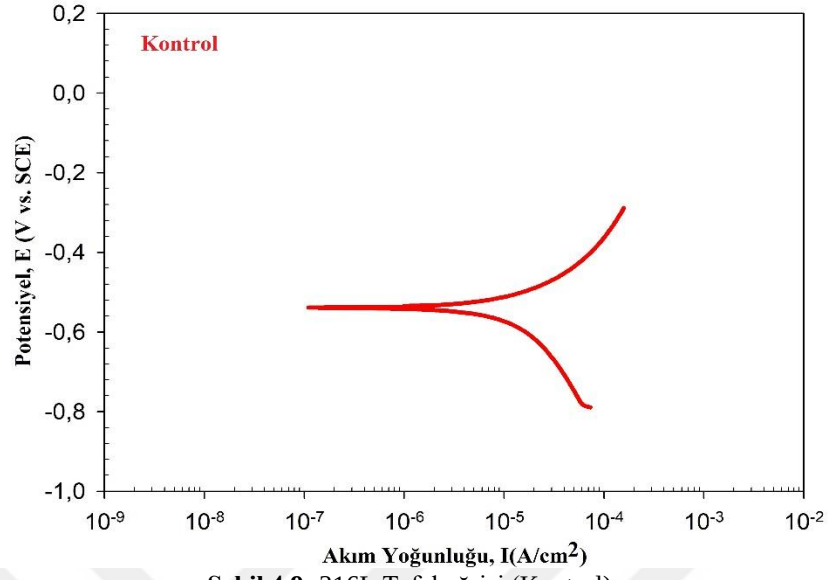
Şekil 4.7: 316L Açık Devre Potansiyel testi sonucu (Su).



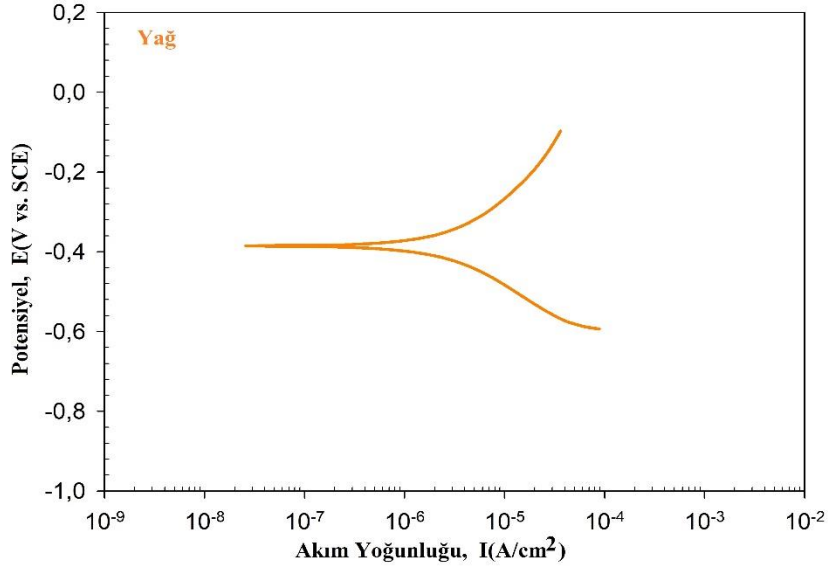
Şekil 4.8: 316L Açık Devre Potansiyel testi sonucu (Hepsi).

316L parçalarının korozyon direncindeki değişiklikleri gözlemlemek için yapılan bir diğer test de potansiyodinamik polarizasyon testidir. Şekil 4.9, Şekil 4.10, Şekil 4.11, Şekil 4.12 ve Şekil 4.13 sırasıyla; 316L parçasının Tefal eğrisi (kontrol), 316L parçasının Tefal eğrisi (Yağ), 316L parçasının Tefal eğrisi (Hava), 316L parçasının Tefal eğrisi (Su) ve 316L parçasının Tefal eğrisi (Hepsi) grafikler halinde gösterilmiştir. Isıl işlem sonrasında soğutma yöntemine göre 316L östenitik paslanmaz çelik parçalarının korozyona karşı direnç değerlerinde farklılık çok net bir şekilde görülmektedir. Düşük korozyon akımı ve yüksek korozyon potansiyeli düşük korozyon hızı ve yüksek aşınma dayanımı olarak ifade edilir [99,100].

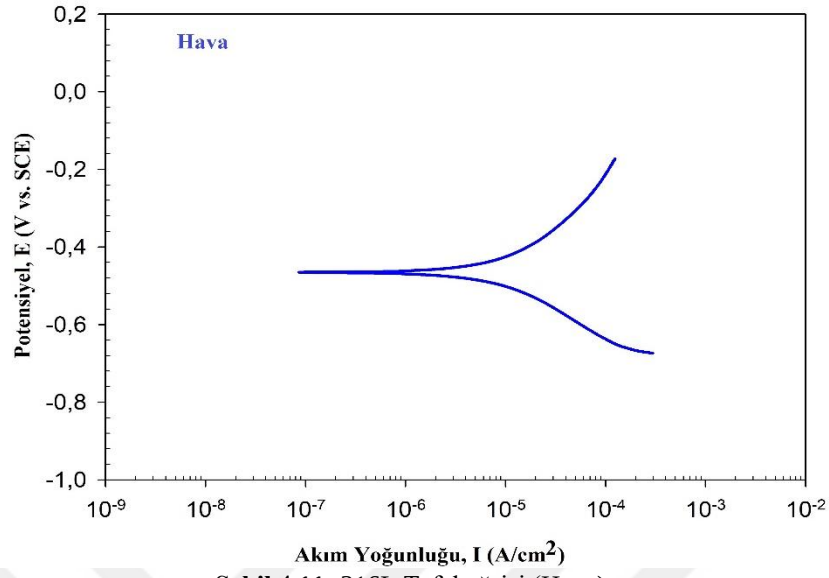
Elde edilen Tefal eğrisinin sonuçlarında soğutma şartlarının değişmesiyle katodik alana doğru potansiyel değişimler açıktır. Korozyon yüzeyinin pasifleştirme eğiliminin katodik alana doğru gerilim değişimleri ile azaldığını anlaşılmaktadır. Bununla birlikte, elde edilen değerleri incelerken korozyon dayanımının suyla soğutulan bir numunede daha düşük olduğu ve diğer numunelere göre dayanım açısından en düşük olduğu çok net bir şekilde görülmektedir. Korozyon direncinin yağ ile soğutulan numunede, daha sonra hava ile soğutulan numunede ve sonrasında ısıl işlem görmeyen kontrol numunesinde daha iyi olduğu tespit edilmiştir. Bu sonuçları Açık Devre Potansiyel (OCP) eğri sonuçları da desteklemektedir.



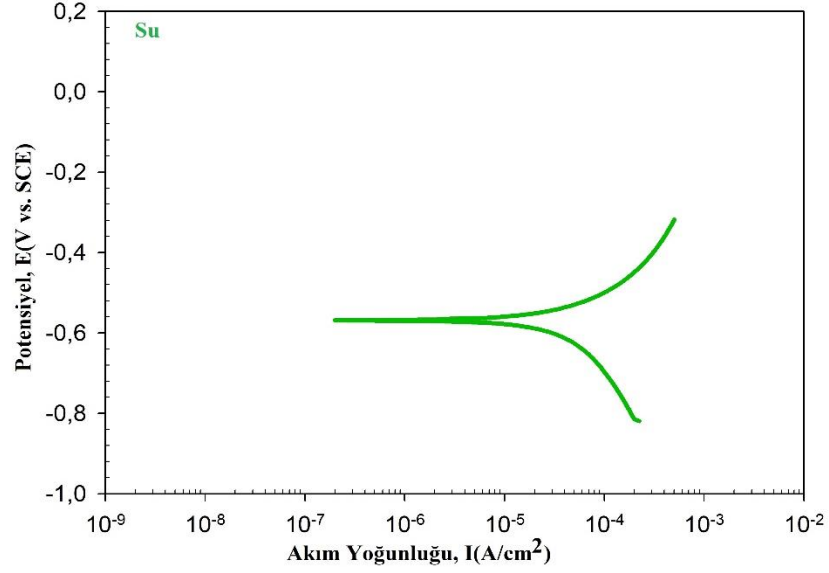
Şekil 4.9: 316L Tefal eğrisi (Kontrol).



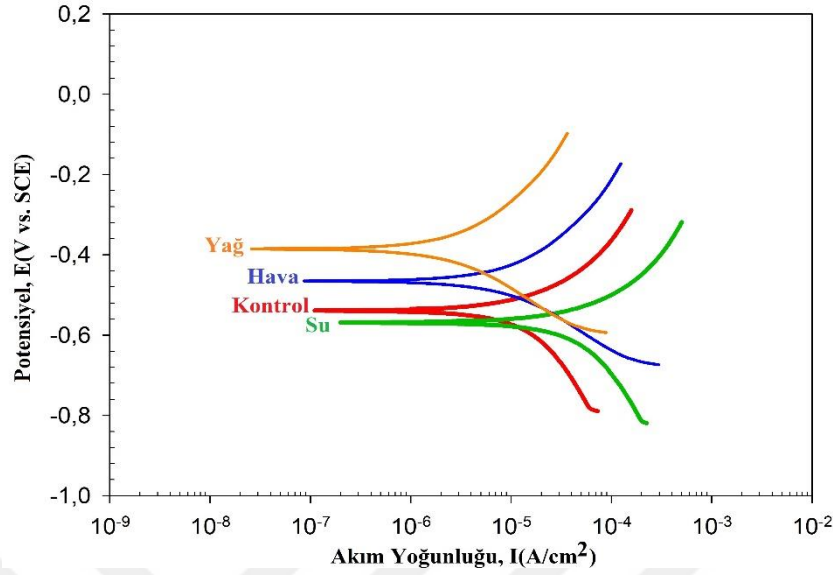
Şekil 4.10: 316L Tefal eğrisi (Yağ).



Şekil 4.11: 316L Tefal eğrisi (Hava).



Şekil 4.12: 316L Tefal eğrisi (Su).



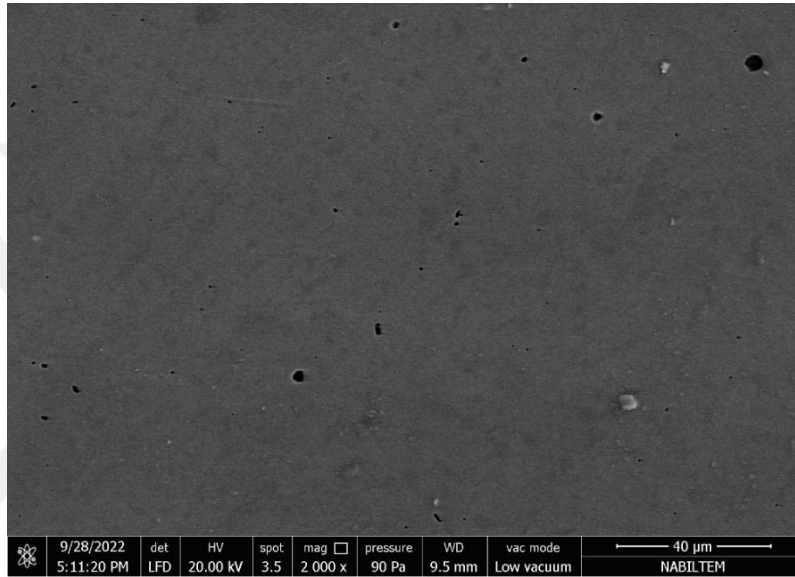
Şekil 4.13: 316L Tefal eğrisi (Hepsi).

Isıl işlem sonucu parçaların Ringer çözeltisi içerisindeki polarizasyon davranışı ısıtılma öncesi numune ile benzer rejim göstermiştir. Isıl işlem sonrası yağ ve havada soğutma sonrası parçaların tansiyellerinin daha soy değerlere sahip olduğu şekilden görülmektedir. Özellikle yağda soğutma sonrası Tafel eğrileri daha düşük akım yoğunluğu ve yüksek potansiyel göstermiştir. Bu durum ısıtılma sonrası değişen mikroyapının biyometalik olan 316L malzemenin elektrolit içerisine iyon salınımının daha az olduğunu göstermektedir. Isıl işlem sonrası değişen mikroyapı elektrokimyasal dataların değişmesine ve pasif alanlarda dataların saçılmalarına neden olmaktadır[101]. Biyouyumlulukla ilgili bu sonuç vücut içerisinde kullanılan implatlar açısından önem arzeder.

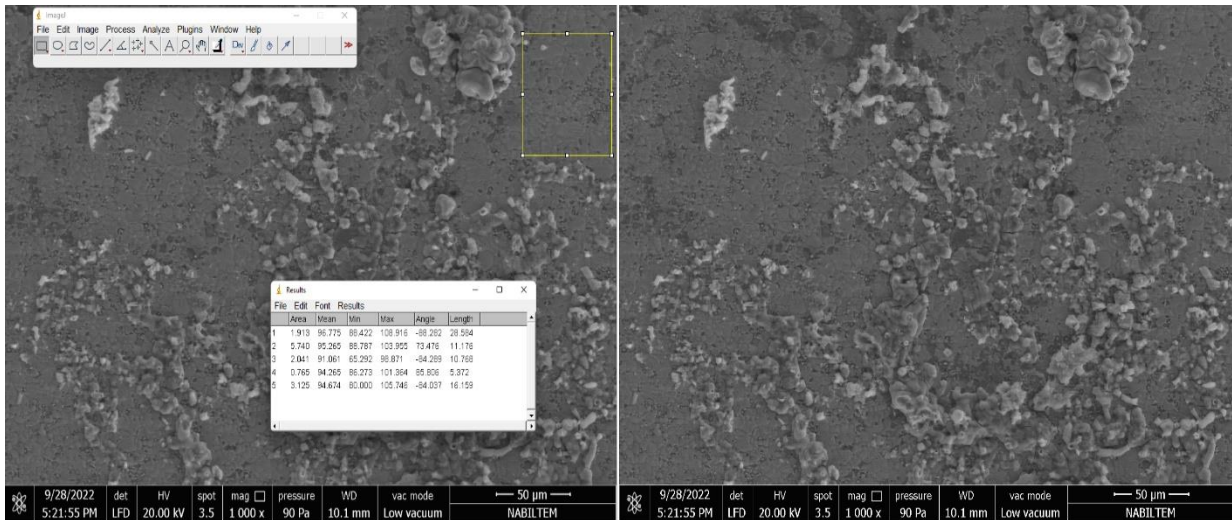
4.4. SEM-EDX Sonuçları

Aynı şartlarda kesilmiş tüm numunelere, deneysel çalışmalar bölümünde (3. bölümde) açıklandığı gibi atmosferinde 1100°C sıcaklıkta 20 dakika süre ile ısıtılma işlemi uygulanmıştır. Metal malzemelerin özellikleri tane boyutu ile kontrol edilebilir. Malzeme içinde bulunan dislokasyonların ilerlemeye devam etmesi tane sınırlarının oluşmasıyla son bulur. Dolayısıyla tane sınırları dislokasyonlar için engel oluşturur. Ticari olarak piyasada satılan metal malzemelerin tane sınırları arasında metal veya metal olmayan yabancı atıklar bulunabilmektedir. Uygulanan yüksek sıcaklıktaki ısıtılma işlemi neticesinde bu kalıntılar çözülür ve esas metalin kristal yapısı içerisine girer. Bu şekilde sınır tabakaları ortadan kalktığından aynı özellikteki taneler yan yana gelir ve küçük taneler zamanla büyük tanelere dahil olur [102]. Bu çalışmada ısıtılma soğutma ortamlarının 316L çeliğinin tane boyutu ve buna bağlı olarak sertlik ve mukavemet üzerine olan etkileri arasında bağlantı kurmak

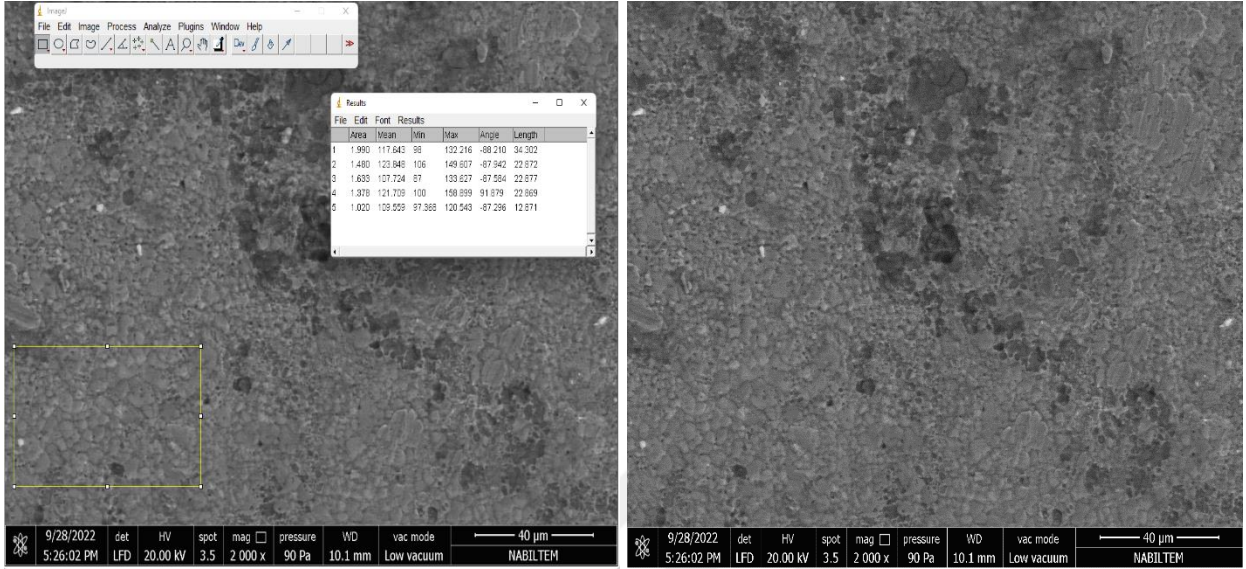
amaçlı SEM görüntülerinin alınmasına gerek duyulmuştur. Şekil 4.14, Şekil 4.15, Şekil 4.16 ve Şekil 4.17’de sırasıyla; 316L paslanmaz çeliğin SEM ısıtıl işlem görmeyen (kontrol) görüntüsü, 316L paslanmaz çeliğin su ortamında soğutma işlemi yapılmış SEM görüntüsü, 316L paslanmaz çeliğin yağ ortamında soğutma işlemi yapılmış SEM görüntüsü ve 316L paslanmaz çeliğin hava ortamında soğutma işlemi yapılmış SEM görüntüsü verilmiştir. Şekil 3.18’ de 316L haritalama görüntüsü ve Şekil 3.19’ da 316L EDX görüntüsü (Kontrol) verilmiştir.



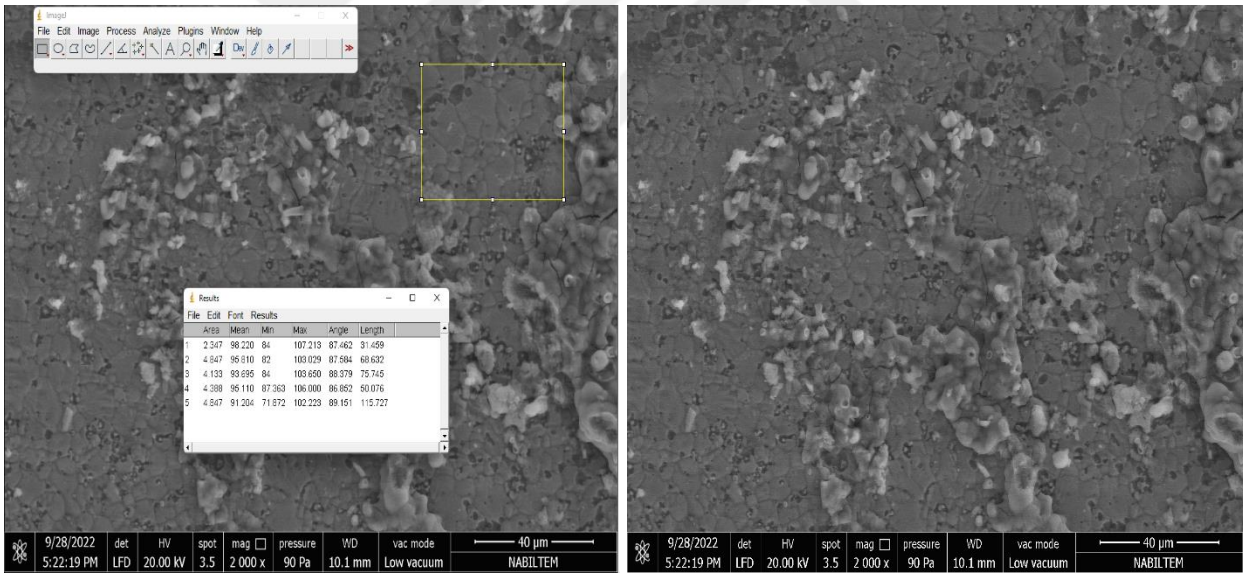
Şekil 4.14: 316L SEM görüntüsü (Kontrol).



Şekil 4.15: 316L SEM görüntüsü (Su).



Şekil 4.16: 316L SEM görüntüsü (Yağ).

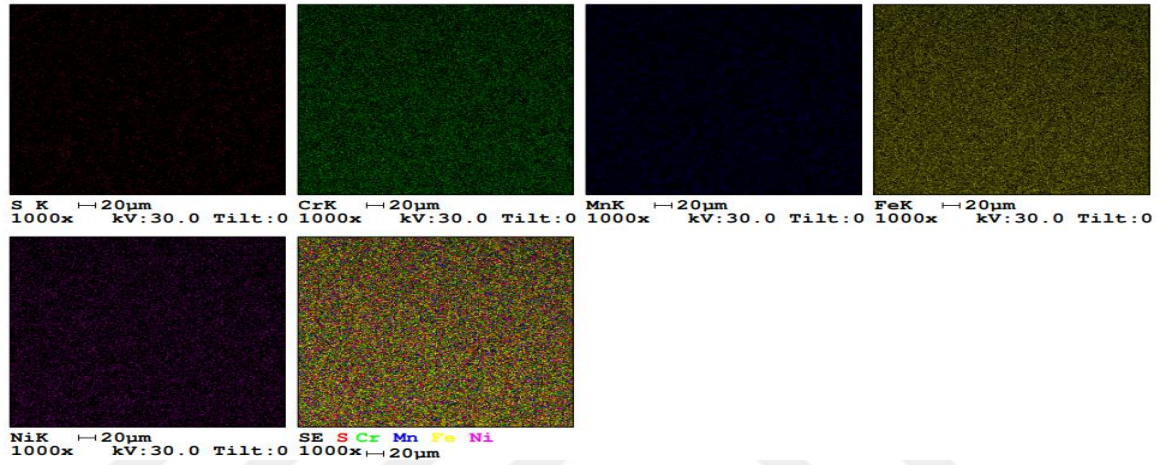


Şekil 4.17: 316L SEM görüntüsü (Hava).

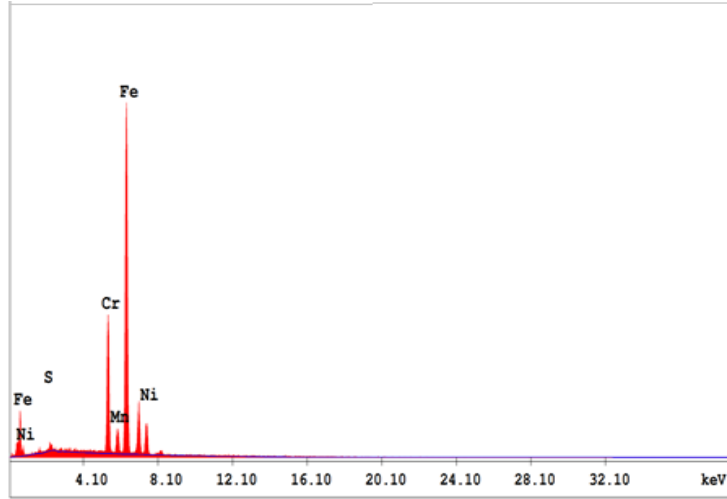
Şekil 4.14'te kontrol numunesinden alınan SEM görüntüsünün çok net olmamasının yanı sıra çukur şeklinde malzeme hatalarına rastlanmıştır. Ferrit ve perlit fazları görülmekte ancak tane boyutlarının belirlenmesi çok mümkün olmamıştır.

Şekil 4.15'te su ortamında soğutulan parçaların tane büyümesi için yeterli sürenin olmaması sonucu tane boyutları çok küçük ve homojen olduğu tespit edilmiştir. ImageJ programı kullanım sonucu tane boyutlarının ortalama olarak (15µm) olduğu görülmüştür. Şekil 4.16'da yağ ortamında soğutulan

parçaların tane boyutlarının su ortamına göre %53 daha büyük olduğu yaklaşık olarak ($23\mu\text{m}$) boyutu civarında olduğu ölçülmüştür. Şekil 4.17’de hava ortamında soğutulan numunesinin içyapısında, tane boyutlarının birbirlerinden çok farklı boyutlarda olduğu ve bazı tanelerin diğerlerine göre fazla irileştiği gözlenmektedir. Fakat diğer numunelerde homojen bir dağılım gözlenmektedir. Hava ortamında parçaların tane büyümesi için yeterli süreye sahip olduklarından dolayı tane boyutu yağ ortamına göre %196 daha büyük olduğu, yaklaşık olarak ($68\mu\text{m}$) boyutunda olduğu tespit edilmiştir.



Şekil 4.18: 316L haritalama görüntüsü (Hepsi).



Şekil 4.19: 316L EDX görüntüsü (Kontrol).

Şekil 4.18 ve Şekil 4.19’da kontrol numunedeki faz oranlarının haritalama ve EDX sonuçları görülmektedir. Ferrit ve östenit fazlarında Ni, Cr ve Mn bulunmaktadır. Şekil 4.19’da görüldüğü gibi Cr ve Ni oranları daha yüksektir. Bu sonuçları her iki şekil de elde edilen sonuçlar desteklemektedir.

5. TARTIŞMA VE SONUÇ

5.1. Genel Sonuçlar

Bu tez çalışmasının amacı; 316L östenitik paslanmaz çeliklerine farklı ısıtma işlem parametreleri ve soğutma ortamı koşulları uygulayarak, bu işlemlerin mekanik ve biyokorozyon özelliklerine etkisini saptamaktır. Bu çalışmada elde edilen genel sonuçlar aşağıdaki gibidir:

- Soğutma şartlarının malzemenin sertlik değerleri üzerinde etkisi olmuştur. Kontrol numunesinde 78,26 (HRB) değerinde olan ortalama sertlik; hava, yağ ve su soğutma ortamlarında sırasıyla; 78,86 HRB, 79,54 HRB 81,40 HRB'ye kadar yükseldiği tespit edilmiştir.
- Hava ve kontrol numunesi arasında %1, yağ ve hava arası % 1, su ve yağ arası % 2, yağ ve kontrol arası % 2 ve su ve kontrol arası % 4 sertlik artışı ölçülmüştür. En fazla artış su ve kontrol numunesi arasında ölçülmüştür.
- Sertlik sonuçlarında suda soğutulmuş numunelerin değişik sonuçlar gösterdiği görülmüştür. Bu durum mikroyapıdaki ferrit oranıyla alakalı olduğu açıklanabilir. Kontrol numunesinde ferrit östenit dengeli bir orandadır ve sertlik ısıtma işlem görmüş numunelerden düşük çıkmıştır [32].
- Elde edilen çekme dayanımı sonuçları göre; kontrol numunesindeki ortalama çekme dayanımı değerinin 484 Mpa'dan su, yağ ve hava soğutma ortamlarında sırasıyla; 462 Mpa, 365 Mpa ve 345 Mpa kadar azaldığı tespit edilmiştir.
- Esneklik açısından su numunesinin kontrolden %5 az olduğu, hava numunesinin kontrolden %40 az olduğu ve yağ numunesinin kontrolden %33 az olduğu kaydedilmiştir. Soğutma ortamının numunenin esnekliğini etkilediği görülmüştür. En yüksek çekme dayanımı kontrol numunesinde elde edilmiştir.
- En yüksek uzama oranı kontrol numunesinde elde edilmiştir. Kontrol ve su numunesi arasında %22, kontrol ve hava numunesi arasında %17 ve kontrol ve yağ numunesi arasında uzama oranında %15 azaldığı kaydedilmiştir. Elde edilen % uzama değerleri çekme deneyinde elde edilen sonuçlara paralellik göstermiştir.

- Ana malzemenin çekme dayanımı ve sünekliğinin ısıtıl işlem gören malzemelerden daha yüksek olduğu görülmüştür. Isıtıl işlem görmüş parçaların mekanik özelliklerinin ana malzemeye göre düşük çıkmasının başlıca sebebinin, ısı girdisinin etkisiyle, mikroyapı da meydana gelen irileşmeler çekme ve uzamanın azalmasına sebep olduğu düşünülmektedir [103, 104, 105].
- Isıtıl işlem sonrasında soğutma yöntemine göre 316L östenitik paslanmaz çelik parçalarının korozyona karşı direnç değerlerinde farklılık çok net bir şekilde görülmüştür.
- Açık Devre Potansiyel (OCP) korozyon grafiklerinden elde edilen sonuçlara göre; su ile soğutma işlemi dışında diğer soğutma şartlarında yüzeylerde koruyucu film oluşturduğu görülmüştür.
- Kontrol malzemesinde (OCP) değeri -0,50 (V) iken bu değerin yağ ile soğutma şartları sonucu -0,36 (V)'a doğru kaydığı görülmüştür. Hava ile soğutma işlemi sonucu, (OCP) değerinin kontrol numunesine göre; -0,43 (V)'a kadar yükseldiği görülmüştür. Ancak su ile soğutma işlemi sonucu (OCP) değerinin -0,54 (V)'a kadar azaldığı da tespit edilmiştir.
- 316L kontrol malzemesine göre; yağ ile soğutma şartları altında bu numunelerin korozyona karşı direncinin % 28 oranında arttığı tespit edilmiştir. Ayrıca bu çalışmada (OCP) değerinde hava ve kontrol numuneleri arası % 14 ve yağ ve hava numuneleri arası %16 artış da kayıt edilmiştir. Aynı çalışmada su ve kontrol numuneleri arasındaki korozyon direncinde % 8 azalma ölçülmüştür.
- Tefal eğrisinden elde edilen değerlere göre; korozyon dayanımının suyla soğutulan bir numunede daha düşük olduğu ve dayanım açısından diğer numunelere göre en düşük olduğu çok net bir şekilde görülmüştür.
- Korozyon direncinin yağ ile soğutulan numunede, daha sonra hava ile soğutulan numunede ve sonrasında ısıtıl işlem görmeyen kontrol numunesinde daha iyi olduğu tespit edilmiştir. Bu sonuçları Açık Devre Potansiyel (OCP) eğri sonuçları da desteklemektedir. Düşük korozyon akımı ve yüksek korozyon potansiyeli düşük korozyon hızı ve yüksek aşınma dayanımı olarak ifade edilir [99,100].
- Kontrol numunesinden alınan SEM görüntüsünde kontrol numunesinde çukur şeklinde malzeme hatalarına rastlanmıştır. Ferrit ve perlit fazları görülmekte ancak tane boyutlarının

belirlenmesi çok mümkün olmamıştır.

- Su ortamında soğutulan parçaların tane büyümesi için yeterli sürenin olmaması sonucu tane boyutları çok küçük ve homojen olduğu tespit edilmiştir. Tane boyutlarının ortalama olarak ($15\mu\text{m}$) olduğu ölçülmüştür. Yağ ortamında soğutulan parçaların tane boyutlarının su ortamına göre %53 daha büyük olduğu yaklaşık olarak ($23\mu\text{m}$) boyutu civarında olduğu ölçülmüştür.
- Hava ortamında soğutulan numunesinin içyapısında, tane boyutlarının birbirlerinden çok farklı boyutlarda olduğu ve bazı tanelerin diğerlerine göre fazla irileştiği gözlenmiştir. Fakat diğer numunelerde homojen bir dağılım gözlenmiştir.
- Hava ile soğutma şartları altında parçalar tane büyümesi için yeterli süreye sahip olmuşlardır. Tane boyutu yağ ortamına göre %196 daha büyük olduğu, yaklaşık olarak ($68\mu\text{m}$) boyutunda olduğu tespit edilmiştir. Hava ile soğutma sonucu tane boyutunda artış olması beklenen bir durumdur [106, 107, 108] .
- Faz oranlarının haritalaması ve EDX sonuçlarına göre; kontrol numunenin ferrit ve östenit fazlarında Ni, Cr ve Mn bulunmuştur. Cr ve Ni oranları daha yüksek olduğu görülmüştür.

5.2. Öneriler

- Isıl işlem görmüş 316L numuneleri yapay vücut sıvısında beklettikten sonra numunelere biyomekanik deneyler yapılarak aşırı yük altında davranışı ve deformasyona etkileri araştırılabilir.
- Yüksek sıcaklıkların ve farklı bekletme sürelerinin vücut sıvısı içinde korozyon üzerindeki etkileri araştırılabilir.
- Ekonomik açıdan kazanç sağlamak ve deney sayılarını azaltmak amaçlı ısıtma işlem görmüş implant malzemelerde sonlu eleman yöntemini kullanarak biyomekanik deneylerin ön çalışmalarını yapılabilir.
- Sonlu elemanlar yönetimiyle 316L numunelerine simüle edilerek vücut sıvısı içerisinde maruz kaldığı yükler araştırılabilir.

KAYNAKÇA

- [1] Groover, M. P. Principles of Modern Manufacturing. (2010). John Wiley & Sons. New York
- [2] Metikoš-Huković, M., Pilić, Z., Babić, R., & Omanović, D. Influence of alloying elements on the corrosion stability of CoCrMo implant alloy in Hank's solution. *Acta Biomaterialia*, (2006). 2(6), 693-700.
- [3] Virtanen, S., Milošev, I., Gomez-Barrena, E., Trebše, R., Salo, J., & Konttinen, Y. T. Special modes of corrosion under physiological and simulated physiological conditions. *Acta biomaterialia*.(2008)4(3), 468-476.
- [4] Niinomi, M. Metallic biomaterials, *Journal of Artificial Organs*,(2008)11(3), 105-110.
- [5] Odabaş, C., "Paslanmaz Çelikler", Temel Özellikleri, Kullanım Alanları, Kaynak Yöntemleri",2004, Askaynak-İstanbul.
- [6] Smith, W. F., "Paslanmaz Çelikler, Mühendislik Alaşımlarının Yapı Ve Özellikleri - Cilt 1", Çeviri, Erdoğan, M. , Ankara, 2000, 169-214.
- [7] Tülbentçđ, K., Kaluç, E., "Geçmişten Günümüze Paslanmaz Çelikler", META, 1994, Sayı 20, 47-52.
- [8]. Anık, S., "Kaynak Teknolojisi", Cilt 3, 27-33 (1981).İ.T.Ü. Makine Fakültesi, İstanbul.
- [9] Shin, J.H., Lee, J.W., "Effects of Twin Intersection on the Tensile Behavior in High Nitrogen Austenitic Stainless Steel", *Materials Characterization*,2014: 91, 19–25.
- [10] Kanbolu S., "Östenitik Krom Nikelli Paslanmaz Çeliklerin Kaynak Özellikleri", Yüksek Lisans Tezi, Marmara Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü, İstanbul. 1996.
- [11] Geetha, M., Singh, A. K., Asokamani, R., & Gogia, A. K. Ti based biomaterials, the ultimate choice for orthopaedic implants - A review. *Progress in Materials Science*, (2009). 54, 397-425.
- [12] Kurtz, S., Ong, K., Lau, E., Mowat, F., & Halpern, M. Projections of primary and revision hip and knee arthroplasty in the United States from 2005 to 2030. *Journal of Bone and Joint Surgery-American Volume*, (2007). 89A, 780-785.
- [13] Ramsden, J. J., Allen, D. M., Stephenson, D. J., Alcock, J. R., Peggs, G. N., Fuller, G., & Goch, G. The design and manufacture of biomedical surfaces. *Cirp Annals-Manufacturing Technology*, (2007). 56, 687-711.
- [14] Singh, R., & Dahotre, N. B. Corrosion degradation and prevention by surface modification of biometallic materials. *Journal of Materials Science-Materials in Medicine*, (2007). 18, 725-751.
- [15] Hench, L. L., Thompson, I. Twenty-first century challenges for biomaterials, *J. R. Soc. Interface*, (2010). 7, 379–391
- [16] Rezaie, H. R. & Bakhtiari, L. & Öchsner, A. Biomaterials and Their Application, (2015). e-book DOI: 10.1007/978-3-319-17846-2
- [17] Khor, E. Biocompatibility Issues, Chitin. Chapter 4 –, 55-64(2001).
- [18] Park, J. & Lakes, R. S. Biomaterials: An Introduction, Springer Science Business Media, LLC, 233 Spring Street, (2007). New York, NY 10013, USA
- [19] Banerjee, S. N. R. Materials for Medical Devices. (2012). (Vol. 23).
- [20] Ratner, B. D., Hoffman, A. S. Biomaterials Science: An Introduction To Materials in Medicine, (1996)Academic Press, San Diego, California 92101-4495, USA.
- [21] Vallet-Regi, M.Evolution of bioceramics within the field of biomaterials. *Comptes Rendus Chimie*,

- (2010). 13, 174-185.
- [22] Agrawal, C. M. Journal of Materials, (1998). 31-35
- [23] Ramakrishna, S., Mayer, J., Wintermantel, E., & Leong, K. W. Biomedical applications of polymer-composite materials: a review. Composites Science and Technology, (2001). 61, 1189-1224.
- [24] Ratner, B. D., & Bryant, S. J. Biomaterials. Annual Review of Biomedical Engineering,(2004), 6, 41-75.
- [25] Patial, S. R., Dahotre, N. B. Calcium phosphate coatings for bioimplant applications: Materials, performance factors, and methodologies, Materials Science and Engineering (2009),R, 66, 1-70
- [26] Nitesh R. Patel, P. P. G. A Review on Biomaterials: Scope, Applications & Human Anatomy Significance International Journal of Emerging Technology and Advanced Engineering,(2012), 2.
- [27] Wang, M. Biomaterials,(2003), 24, 2133-2151
- [28] [15.07.2022] Url-1 <http://www.zimmer.com>
- [29] Arola, D., Bajaj, D., Ivancik, J., Majd, H., & Zhang, D. Fatigue of biomaterials: Hard tissues. International Journal of Fatigue, (2010). 32, 1400-1412.
- [30] Williams, D. F. Biocompatibility of Clinical Implant Materials, 1st ed. . (1981) ,CRC Press
- [31] Aran, A. ve Temel, M. A. Paslanmaz Çelik Yassı Mamüller, 1(2),(2004) Acar Matbaacılık A.Ş., İstanbul.
- [32] Gökhan, ÖZER. dubleks paslanmaz çelikte ısıtılma işlem koşullarının faz değişimi, sertlik ve korozyon davranışı üzerine etkilerinin incelenmesi. (2021). 10(1), 426-431. (1.4462 (AISI 2205) Niğde Ömer Halisdemir Üniversitesi Mühendislik Bilimleri Dergisi.
- [33] Davis, J. R. Handbook of Materials for Medical Device, 1st edition(2003) ASM International.
- [34] Niinomi, M. Metals for Biomedical Devices, (2010) Woodhead Publishing Limited and CRC Press.
- [35] Seshacharyulu, T., Medeiros, S. C., Frazier, W. G., Prasad, Y. V. R. K. Hot working of commercial Ti-6Al-4V with an equiaxed α - β microstructure: materials modeling considerations, Materials Science and Engineering A, (2000), 284, 184-194.
- [36] Duckenfield, Mark. The Monetary History of Gold: A Documentary History, 1660–1999. Routledge. p. 4. ISBN 9781315476124. (2016).
- [37] Pearce, Susan M. Museums, Objects, and Collections: A Cultural Study. Smithsonian Books. (1993). p. 53. ISBN 9781588345172.
- [38] Lide, D. R., ed. "Magnetic susceptibility of the elements and inorganic compounds". CRC Handbook of Chemistry and Physics (PDF)(86th ed.) (2005). Boca Raton (FL): CRC Press. ISBN 0-8493-0486-5.
- [39]Weast, Robert. CRC, Handbook of Chemistry and Physics. Boca Raton,(1984) Florida: Chemical Rubber Company Publishing. pp. E110. ISBN 0-8493-0464-4.
- [40] Kelly, P. F. Properties of Materials.(2015) CRC Press. p. 355. ISBN 978-1-4822-0624-1.
- [41] Steel Products Manual "Stainless and Heat Resisting Steels," American Iron and Steel Institute, Washington, D.C
- [42] G.C. Wood, Corrosion Science, 2 (1962), pp. 173
- [43] Dohmeier, C.; Loos, D.; Schnöckel, H. (1996). "Aluminum(I) and Gallium(I) Compounds: Syntheses, Structures, and Reactions". Angewandte Chemie International Edition. 35 (2): 129–149.
- [44]Bernath, P. F.; Black, J. H. & Brault, J. W. "The spectrum of magnesium hydride" (PDF). Astrophysical Journal.(1985) 298: 375.

- [45] Bauer, S., Schmuki, P., von der Mark, K., & Park, J. Engineering biocompatible implant surfaces Part I: Materials and surfaces. *Progress in Materials Science*, (2013) 58, 261-326.
- [46] Sumner, D. R., Turner, T. M., Igloria, R., Urban, R. M., & Galante, J. O. Functional adaptation and ingrowth of bone vary as a function of hip implant stiffness. *Journal of Biomechanics* (1998) 31, 909-917.
- [47] Williams, D. Consensus and definitions in biomaterials. In d. L. K. de Potter C, de Groot K, Lee AJC (Ed.), *Advances in biomaterials* (1987) (pp. 11–16). Amsterdam: Elsevier.
- [48] Hallab, N. J., Anderson, S., Stafford, T. Glant, T., & Jacobs, J. J. Lymphocyte responses in patients with total hip arthroplasty. *Journal of Orthopaedic Research* (2005) 23, 384-391.
- [49] Sargeant, A., & Goswami, T. Hip implants: Paper V. Physiological effects. *Materials & Design*, (2006). 27, 287-307.
- [50] Albrektsson, T. & Johansson, C. Osteoinduction, osteoconduction and osseointegration. *European Spine Journal* (2001) 10, S96-S101.
- [51] Viceconti, M., Muccini, R., Bernakiewicz, M., Baleani, M., & Cristofolini, L. (2000). Large-sliding contact elements accurately predict levels of bone-implant micromotion relevant to osseointegration. *Journal of Biomechanics*, 33, 1611-1618.
- [52] Ijiri, K., Matsunaga, S., Fukuyama, K., Maeda, S., Sakou, T., Kitano, M., & Senba, I. (1996). The effect of pulsing electromagnetic field on bone ingrowth into a porous coated implant. *Anticancer Research*, 16, 2853-2856.
- [53] Nyberg, J., Hertzman, S., Svensson, B., & Johansson, C. B. Osseointegration of Implants in Irradiated Bone With and Without Hyperbaric Oxygen Treatment: An Experimental Study in Rat Tibiae. *International Journal of Oral & Maxillofacial Implants*, (2013) 28, 739-746.
- [54] Davis, J. R. *Hand Book of Materials for Medical Devices*, 1st ed. (2003) ASM International
- [55] Williams, D. F. *Biocompatibility of Clinical Implant Materials*, 1st ed. (1981) CRC Press
- [56] Detsch, R., Mayr, H., Ziegler, G. *Acta Biomaterialia*: Formation of osteoclast-like cells on HA and TCP ceramics, (2008) 139-148
- [57] De Groot, K., Wolke, J. G. C., Jansen, J. A. *Proceedings Institute of Mechanical Engineers*, (1998) 137-147
- [58] [13-9-2022] Url-2 <[http:// www.cuneyttas.com/How-to-prepare-SBF-solution.htm](http://www.cuneyttas.com/How-to-prepare-SBF-solution.htm)>
- [59] Rajan, T. V.; Sharma, C. P.; Sharma, Ashok. *Heat Treatment: Principles and Techniques*. Prentence Hall. (1992). p. 1.
- [60] Dossett, Jon L.; Boyer, Howard E. *Practical heat treating*. ASM International. (2006) pp. 17–22.
- [61] Robert Brueggmann. "Central Heating and Ventilation: Origins and Effects on Architectural Design"
- [62] Patrick Mitchell. *Central Heating, Installation, Maintenance and Repair*. WritersPrintShop. (2008) p. 5. ISBN 9781904623625.
- [63] Fawkes, F. A. "antiquity+of+hot-water+heating" "Horticultural Buildings: Their Construction, Heating, Interior Fittings, &c., with Remarks on Some of the Principles Involved and Their Application. (123 Illustrations.)". (1881).
- [64] Cooper, D. (2021-05-27). "The UK is sabotaging its own plan to decarbonize heating". Engadget. Archived from the original on 2021-05-27. Retrieved 2021-11-23.
- [65] F.M. Castro Cerda, C. Goulas, I. Sabirov, L.A.I. Kestens, R.H. Petrov, The effect of the pre-heating stage

- on the microstructure and texture of a cold rolled FeCMnAlSi steel under conventional and ultrafast heating, Mater. Charact. 130 (2017) 188–197.
- [66] Rezaie, Behnaz; Rosen, Marc A."District heating and cooling: Review of technology and potential enhancements". Applied Energy. (2012). 93: 2–10.
- [67] Krauss. G. Heat Treatment of Ferrous Metals: December 2016
- [68] Todd, Robert H., Dell K. Allen, and Leo Alting. Manufacturing Processes Reference Guide. 1st. Ed.1994. New York: Industrial Press Inc., bharani .
- [69] Roberts-Austen By Sir William Chandler Roberts-Austen, Sydney W. Smith - Charles Griffin & Co. 1914 Page 155-156
- [70] F.C. Campbell, Ed., Elements of Metallurgy and Engineering Alloys,2008, ASM International.
- [71] Freedman, David; Pisani, Robert; Purves, Roger. Statistics: Fourth International Student Edition. W.W. Norton & Company. (February 20, 2007).
- [72] Higgins, Raymond A. Part I: Applied Physical Metallurgy. Engineering Metallurgy (5th ed.). Hodder & Stoughton . (1983) p. 474.
- [73] Öncel, L., 316L Çelik Esaslı İmplantların Çeşitli Kesilme Yöntemleri ile Kesilmesinin ve Kesim Sonrası Tavlama İşlemlerinin Mikroyapısal Karakterizasyonu, Yüksek Lisans Tezi, İstanbul Teknik Üniversitesi, Fen Bilimleri Enstitüsü, İstanbul.(2009).
- [74] Nwagha, Nzube. "Statistical study on the corrosion of mild steel in saline mediums".
- [75] JE Breakell, M Siegwart, K Foster, D Marshall, M Hodgson, R Cottis, S Lyon (2005). Management of Accelerated Low Water Corrosion in Steel Maritime Structures, (2005).
- [76] R. Zuo; D. Örnek; B.C. Syrett; R.M. Green; C.-H. Hsu; F.B. Mansfeld; T.K. Wood. "Inhibiting mild steel corrosion from sulfate-reducing bacteria using antimicrobial-producing biofilms in Three-Mile-Island process water". Appl. Microbiol. Biotechnol.(2004) 64 (2): 275–283.
- [77] Gerhardus H. Koch, Michiel P.H.Brongers, Neil G. Thompson, Y. Paul Virmani and Joe H. Payer. Corrosion Costs And Preventive Strategies In The United States – report by CC Technologies Laboratories, Inc. to Federal Highway Administration (FHWA), September 2001.
- [78] Türkyılmazoğlu, A. Dupleks, Martenzitik ve Ferritik Paslanmaz Çeliklerin Kaynağı, Yüksek Lisans Tezi, Sakarya Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü, Sakarya.(2006).
- [79] Karaaslan, A. ve Kısasöz, A., “Dupleks Paslanmaz Çeliklerde Oluşan Yüksek Sıcaklık Fazlarına Genel Bir Bakış”, Metalurji Dergisi,(2012) 162: 57-61.
- [80] O. Wallinder and C. Leygraf, “A Critical Review on Corrosion and Runoff from Zinc and Zinc- Based Alloys in Atmospheric Environments,” Corrosion (2017) 73 (9): 1060–1077.
- [81] Jones, D.A. Principles and Prevention of Corrosion, 2nd Edition,(1996) Prentice Hall, Upper Saddle River, N.J.
- [82] Schultz, M.P. (1997) “OCE-4518 Protection of Marine Materials Class Notes”,(1997) Florida Institute of Technology.
- [83] Swain, G.W. “OCE-4518 Protection of Marine Materials Class Notes”,(1996) Florida Institute of Technology.
- [84] Dawson, T. “EN380 Engineering Aspects of Materials Class Notes”,(1993) United States Naval Academy
- [85] K.E. Heusler, D. Landolt, S. Trasatti, Electrochim. Acta 35 (1990) 295.
- [86] H.H. Uhlig, The cost of corrosion to the U.S, Chem. Eng. N. Arch. 27 (39) (1949) 2764.

- [87] L.H. Bennet, J. Kruger, R.I. Parker, E. Passiglia, C. Reimann, A.W. Ruff, et al., Economic Effects of Metallic Corrosion in the United States, 511, National Bureau of Standards Special Publication, Washington, DC, 1978.
- [88] G.H. Koch, M.P.H. Brongers, N.G. Thompson, Y.P. Virmani, J.H. Payer, Corrosion costs and preventive strategies in the United States, Mater. Perform. 42 (2002).
- [89] [17-4-2022] Available at <http://insights.globalspec.com/article/2340/annual-global-cost-of-corrosion-2-5-trillion>.
- [90] W.D. Callister, Materials Science and Engineering—An Introduction, 7th ed., (2007) John Wiley & Sons, Inc.
- [91] M. L. Montero Sistiaga*, S. Nardone, C. Hautfenne and J. Van Humbeeck: Effect Of Heat Treatment Of 316L Stainless Steel Produced By Selective Laser Melting (Slm), August 2016.
- [92] M.Kumarana V. Senthilkumara T. Sathiesb C.T. Justus Panickera: Effect of heat treatment on stainless steel 316L alloy sandwich structure fabricated using directed energy deposition and powder bed fusion Volume 313, 15 April 2022, 131766
- [93] WonSangShina1BongkukSonbc1WansuSongdHyonkeeSohncHoJangdYoon-JunKimaChangkyooParkc: Heat treatment effect on the microstructure, mechanical properties, and wear behaviors of stainless steel 316L prepared via selective laser melting. Materials Science and Engineering: A Volume 806, 4 March 2021, 140805.
- [94] Nur Maizatul Shima Adzali, Noor Aaizaa Azhar, Zuraidawani Che Daud, Nur Hidayah Ahmad Zaidi: Heat Treatment of SS 316L for Automotive Applications. Materials Science Forum, September 2020.
- [95] Dudkiewicz, A., Tiede, K., Loeschner, K., Jensen, LHS, Jensen, E., Wierzbicki, R., & Molhave, K. Elektron mikroskobu ile gıdalardaki nanomalzemelerin karakterizasyonu. Analitik Kimyada TrAC Trendleri, 2011, 30(1), 28-43.
- [96] M.F de Romero et al. Microbiological corrosion: hydrogen permeation and sulfate-reducing bacteria Corrosion de Romero MF, Duque Z, de Rincon OT, Perez O, Araujo I: Study of the cathodic depolarization theory with hydrogen(2002)
- [97] Erkan, S., Bakır Nanopartikül Kaplama Sonrası Ti6Al4V Alaşımının Antibakteriyel, Biyouyumluluk ve Biyokorzyon Özelliklerinin İncelenmesi, Yüksek Lisans Tezi, İstanbul Yeni Yüzyıl Üniversitesi, Fen Bilimleri Enstitüsü, İstanbul.2022.
- [98] Gurrappa, I. Characterization of titanium alloy Ti-6Al-4V for chemical, marine and industrial applications. Materials Characterization, 2003, 51(2-3), 131-139.
- [99] He, X., Song R. G., Kong D. J. “Microstructure and corrosion behaviour of lasercladding Al-Ni-TiC-CeO2 composite coatings on S355 offshore steel” Journal of Alloys and Compounds, 2019, 770, 771-783
- [100] Matik, U. Corrosion Resistance of Electroless NiP/NiB Duplex Coating. UDCS'19 Fourth International Iron and Steel Symposium, 4-6 April 2019, Karabuk. 10-12.
- [101] Sánchez-Hernández, Z.E., Domínguez-Crespo, M.A., Torres-Huerta, A.M., Onofre-Bustamante, E., Andraca Adame, J., Dorantes-Rosales, H., 2014, Improvement of adhesion and barrier properties of biomedical stainless steel by deposition of YSZ coatings using RF magnetron sputtering, Materials characterization, 91, 50–57.
- [102] Krautkramer M. B., Nondestructive Material Testing with Ultrasonics - Introduction to the Basic Principles, The e-Journal of Nondestructive Testing & Ultrasonics, (2000) ISSN: 1435-4934 5: 9.
- [103] Lippold J. C., and Kotecki D. J. Welding Metallurgy and Weldability of Stainless Steels. 2005, New

York: A John Wiley & Sons.

- [104] Amuda, M. O. H. ve Mridha, S. Grain refinement and hardness distribution in cryogenically cooled ferritic stainless steel welds. *Materials and Design*, 47,(2013) 365-371.
- [105] Ceyhun, K., & Topal, C. Plazma Ark Kaynağıyla Birleştirilen AISI 410S Ferritik Paslanmaz Çeliğin Mikroyapı ve Mekanik Özelliklerine Isıl İşlemin Etkisi. *Avrupa Bilim ve Teknoloji Dergisi*,(2020) (19), 201-212.
- [106] Shirdel, M., H. Mirzadeh, And M.H. Parsa, Microstructural Evolution During Normal/Abnormal Grain Growth İn Austenitic Stainless Steel. *Metallurgical And Materials Transactions A*, 2014. 45(11): P. 5185-5193.
- [107] Xuan, F.-Z., X. Huang, And S.-T. Tu, Comparisons Of 30cr2ni4mov Rotor Steel With Different Treatments On Corrosion Resistance İn High Temperature Water. *Materials & Design*, 2008. 29(8): P. 1533-1539.
- [108] Şenel, S., Koçar, O., Kocaman, E., & Özdamar, O. AISI 430 Çeliklerin Derin Kroyonejik İşlem Sonrası Mekanik ve Mikroyapısal Özelliklerinin İncelenmesi. *Avrupa Bilim ve Teknoloji Dergisi*, (32), 1000-1005.

ÖZGEÇMİŞ

Adı Soyadı : WASAN SHAREEF SADEQ KAFTAN

Eğitim Bilgileri

Lise : ALAMERIA Lisesi (2001-2002)

Lisans : Baghdad University – College of Science – Department
of Biology Science (2005-2006)

Yabancı Dil : Arapça (Çok İyi)
İngilizce ve Türkçe (Orta Düzey).

