KOCAELİ ÜNİVERSİTESİ
FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

BİYOMEDİKAL MÜHENDİSLİĞİ
ANABİLİM DALI

YÜKSEK LİSANS TEZİ

TİTANYUM ESASLI DİSTAL FEMUR PLAKLARIN HASAR ANALİZİ

SEDA DEMİR

KOCAELİ 2019

KOCAELİ ÜNİVERSİTESİ

FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

BİYOMEDİKAL MÜHENDİSLİĞİ

ANABİLİM DALI

YÜKSEK LİSANS TEZİ

TİTANYUM ESASLI DİSTAL FEMUR PLAKLARIN HASAR ANALİZİ

SEDA DEMİR

Dr. Öğr. Üyesi İbrahim MUTLU
Danışman, Kocaeli Üniversitesi .....

Doç. Dr. Ş. Hakan ATAPEK
Jüri Üyesi, Kocaeli Üniversitesi .....

Doç. Dr. Mustafa TÜRKMEN
Jüri Üyesi, Gebze Teknik Üniversitesi .....

Tezin Savunulduğu Tarih: 10.07.2019

ÖNSÖZ VE TEŞEKKÜR

Yüksek lisans eğitimim boyunca tez danışmanlığımı üstlenen, yaptığım çalışmalarda bilgi ve deneyimini benimle paylaşan, yardımını ve hoşgörüsü benden esirgemeyen ve bana her konuda destek olan değerli hocam Dr. Öğr. Üyesi İbrahim MUTLU 'ya sonsuz minnettarlığımı sunarım.

Tez çalışmalarımda bana yol gösteren ve desteklerini esirgemeyen Doç. Dr. Rıdvan YAMANOĞLU 'na, Dr. Öğr. Üyesi Emre KARADENİZ 'e teşekkürlerimi sunarım.

Çalışmalarım süresince numunelerimin hazırlanmasında emeği geçen Malzeme-Metalurji Mühendisliği Laboratuvar çalışanları lisans öğrencilerine de teşekkür borçluyum.

Yapılan bu çalışmayı 2018/078 nolu proje kapsamında destekleyen Kocaeli Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri (BAP) Koordinasyon Birimi'ne teşekkürlerimi sunarım.

Eğitim hayatım boyunca attığım her adımda olduğu gibi yüksek lisans eğitim sürecimde de maddi, manevi desteklerini hep arkamda hissettiğim, bugünlere gelmemde büyük pay sahibi olan sevgili anneme, babama, kardeşime ve tüm arkadaşlarıma teşekkür ve minnettarlığımı sunarım.

Temmuz – 2019 Seda DEMİR

İÇİNDEKİLER

ÖNSÖZ VE TEŞEKKÜR i
İÇİNDEKİLER ii
ŞEKİLLER DİZİNİ iii
TABLOLAR DİZİNİ v
SİMGELER VE KISALTMALAR DİZİNİ vi
ÖZET vii
ABSTRACT viii
GİRİŞ 1
1. GENEL BİLGİLER 3
1.1. Biyomalzemeler 3
1.2. Biyomalzemelerden beklenen temel özellikler 5
1.2.1. Biyouyumluluk 5
1.2.2. Osseointegrasyon 5
1.2.3. Mekanik özellikler 6
1.2.4. Korozyon ve korozyon direnci 7
1.3. Kırık Kemiklerde İmplant Seçimi 9
2. HASAR ANALİZİ 11
3. LİTERATÜR ÇALIŞMALARI 13
3.1. Titanyumun Metalurjisi 13
3.2. Titanyum Esaslı Ortopedik İmplant ve Hasar Mekanizmaları 15
4. MALZEME VE YÖNTEM 20
5. DENEYSEL ÇALIŞMALAR 23
5.1. Deney Numunelerinin Hazırlanması 23
5.2. Mikroyapı Analizi 25
5.3. Kimyasal Analiz 25
5.4. Sertlik Ölçümü 26
5.5. Taramalı Elektron Mikroskobu ile Kırık İnceleme 28
6. BULGULAR 31
6.1. Mikroyapı Analiz Bulguları 31
6.2. Kimyasal Analiz Bulguları 34
6.3. Sertlik Ölçüm Değeri Bulguları 35
6.4. SEM-fraktografi Analiz Bulguları 36
7. SONUÇLAR VE ÖNERİLER 41
KAYNAKLAR 45
KİŞİSEL YAYINLAR VE ESERLER 49
ÖZGEÇMİŞ 50

ŞEKİLLER DİZİNİ

Şekil 1.1. Metalik malzemelerin uygulama alanları 4
Şekil 1.2. Çalışma mesafesinin kısa olması 10
Şekil 1.3. Çalışma mesafesinin uzun olması 10
Şekil 3.1. SPH α fazı ile HMK β'nın kristal yapıları 13
Şekil 3.2. Ti6Al4V'un a) 1050 °C'den, c) 800 °C'den, e) 650 °C'den yavaş soğuma sonrasında, b) 1050 °C'den, d) 800 °C'den, f) 650 °C'den hızlı soğuma sonrasında elde edilen mikroyapı görüntüleri 14
Şekil 3.3. Yorulma çizgileri SEM yüzey görüntüsü 15
Şekil 3.4. Yorulma çizgileri SEM yüzey görüntüsü 16
Şekil 3.5. Hasara uğramış ortopedik plak 16
Şekil 3.6. Ortopedik plak kırık yüzey SEM görüntüsü 16
Şekil 3.7. Sünek kırılma yüzeyi SEM görüntüsü 17
Şekil 3.8. Klivaj kırılma yüzeyi SEM görüntüsü 17
Şekil 3.9. Ti6Al4V alaşımı mikroyapısı 18
Şekil 5.1. Hassas kesme cihazı 23
Şekil 5.2. Zımparalama cihazı 24
Şekil 5.3. Parlatma cihazı 25
Şekil 5.4. Optik mikroskop 25
Şekil 5.5. Optik emisyon spektrometre (OES) 26
Şekil 5.6. Vickers sertlik deneyi a) vickers ucu b) köşegenlerin ölçümü 27
Şekil 5.7. Vickers mikro sertlik ölçüm cihazı 28
Şekil 5.8. Vaka 1'e ait kırık bölge 29
Şekil 5.9. Vaka 2'e ait kırık bölge 29
Şekil 5.10. Vaka 3'e ait kırık bölge 29
Şekil 5.11. Vaka 4'e ait kırık bölge 29
Şekil 5.12. Vaka 5'e ait kırık bölge 30
Şekil 5.13. Vaka 6'a ait kırık bölge 30
Şekil 6.1. Vaka 1'e ait ortopedik implanttan hazırlanan numuneden alınmış a) parlatılmış ve b) dağlanmış 50X büyütmedeki optik mikroskop görüntüsü 31
Şekil 6.2. Vaka 2'e ait ortopedik implanttan hazırlanan numuneden alınmış a) parlatılmış ve b) dağlanmış 50X büyütmedeki optik mikroskop görüntüsü 32
Şekil 6.3. Vaka 3'e ait ortopedik implanttan hazırlanan numuneden alınmış a) parlatılmış ve b) dağlanmış 50X büyütmedeki optik mikroskop görüntüsü 32
Şekil 6.4. Vaka 4'e ait ortopedik implanttan hazırlanan numuneden alınmış a) parlatılmış ve b) dağlanmış 20X büyütmedeki optik mikroskop görüntüsü 33
Şekil 6.5. Vaka 5'e ait ortopedik implanttan hazırlanan numuneden alınmış a) parlatılmış ve b) dağlanmış 10X büyütmedeki optik mikroskop görüntüsü 33

Şekil 6.6. Vaka 6'e ait ortopedik implanttan hazırlanan numuneden alınmış a) parlatılmış ve b) dağlanmış 50X büyütmedeki optik mikroskop görüntüsü 34
Şekil 6.7. Vaka 1'e ait numunenin 16X büyütmede SEM görüntüsü 36
Şekil 6.8. Vaka 2'e ait numunenin 15X büyütmede SEM görüntüsü 36
Şekil 6.9. Vaka 2'e ait numunenin 1500X büyütmede SEM görüntüsü 37
Şekil 6.10. Vaka 3'e ait numunenin 16X büyütmede SEM görüntüsü 37
Şekil 6.11. Vaka 3'e ait numunenin 500X büyütmede SEM görüntüsü 38
Şekil 6.12. Vaka 4'e ait numunenin 50X büyütmede SEM görüntüsü 38
Şekil 6.13. Vaka 5'e ait numunenin 15X büyütmede SEM görüntüsü 39
Şekil 6.14. Vaka 6'e ait numunenin 100X büyütmede SEM görüntüsü 39
Şekil 6.15. Vaka 6'e ait numunenin 250X büyütmede SEM görüntüsü 40

TABLOLAR DİZİNİ

Tablo 1.1. Yaygın olarak kullanılan bazı metalik biyomalzemelerin karşılaştırılması 4
Tablo 1.2. Metalik malzemelerin mekanik özellikleri 6
Tablo 1.3. İnsan kemiğinin mekanik özellikleri 7
Tablo 1.4. Ticari saflıktaki titanyum ve alaşımının kimyasal bileşimi 7
Tablo 4.1. Ortopedik implantlar 21
Tablo 5.1. Metalik malzemelerin sertlik değerleri 28
Tablo 6.1. Numunelerin kimyasal içeriği 35
Tablo 6.2. Vakalara ait deney numunelerinin ortalama sertlik değerleri 35

SİMGELER VE KISALTMALAR DİZİNİ

d	:	Uzunluk
kg	:	Kilogram
kgf	:	Kilogramforce
mL	:	Mililitre
µm	:	Mikrometre

Kısaltmalar

ABD	:	Anabilim Dalı
ASTM	:	American Society for Testing Materials (Amerika Test Materyalleri Topluluğu)
CP	:	Commerically Pure (Ticari Saflıkta)
EDS	:	Energy Dispersive Spectrometry (Enerji Dağılımlı X-Işını Spektrometresi)
HF	:	Hidroflorik Asit
HNO3	:	Nitrik Asit
HV	:	Hardness of Vickers (Vikers Sertliği)
HMK	:	Hacim Merkez Kübik
ICP	:	Inductively Coupled Plasma (İndüktif Eşleşmiş Plazma)
OES	:	Optical Emission Spectrometry (Optik Emisyon Spektrometresi)
SEM	:	Scanning Electron Microscope (Taramalı Elektron Mikroskobu)
SPH	:	Sıkı Paket Hegzagonal
Ti	:	Titanyum
Ti6Al4V	:	Titanyum 6 Alüminyum 4 Vanadyum Alaşımı
VSD	:	Vikers Sertlik Değeri
YMK	:	Yüzey Merkez Kübik
XRF	:	X-Ray Fluorescence (X-ışınları Floresans Spektrometresi)

TİTANYUM ESASLI DİSTAL FEMUR PLAKLARIN HASAR ANALİZİ

ÖZET

Bu çalışmada, ortopedik cerrahide femur kırıklarının iç fiksasyonu ve onarımı için kullanılan ve tedavi sürecinde hasara uğrayıp çıkartılan, hasta bilgileri elde edilen 6 adet distal femur plaklarının hasarları incelenmiştir. Ortopedik cerrahide kırık tedavileri için kullanılan bu plaklar, vücut içerisinde olması ve maruz kaldığı yükleme durumlarından dolayı, kullanım esnasında hasara uğrayabilmektedirler. Ortopedik plakların kırılmasına neden olan birçok etken vardır. Bunlar malzeme seçimi, mekanik tasarım, imalat uygulamaları, hastanın yanlış kullanımı, korozyon, aşınma ve yorulma gibi nedenlerdir. Bu sebepler göz önünde bulundurularak, distal femur plaklarının başarısızlık nedenlerini incelemek, daha sonra oluşacak olumsuz durumlara çözümler üretmeye yardımcı olacaktır. Bu çalışmada vücut içi plaklarından biri olan distal femur plakları, özellikle fraktografi bilimine dayanan yöntemler ile incelenerek hasar analizi yapılmıştır. Hasar analizi için yapılan incelemeler fraktografik incelemelerin yanı sıra sırasıyla görsel, metalografi, mikroskobik, makroskopik, kimyasal analiz, sertlik ve SEM incelemelerinden oluşmaktadır. Yapılan analizler sonucunda implantların kırık bölgelerinde yapılan çalışmalarda aşırı zorlanma, çekme ve basma kuvvetlerine bağlı çatlak başlangıcı, aşırı gerilme, üretim hatası ve yorulma çizgileri gibi sebeplerden kaynaklı kırılma hasarının olduğu görülmüştür. Sonuç olarak implantların özellikle mekanik gerilmelerinin azalması gerektiği tespit edilmiştir.

Anahtar Kelimeler: Hasar Analizi, Korozyon, Metalik Biyomalzemeler, Ortopedik Plak, Titanyum Alaşımı.

FAILURE ANALYSIS OF TITANIUM BASED DISTAL FEMORAL PLATE

ABSTRACT

In this study, the failure analysis of the distal femur plates obtained from six causes of patient information used for internal fixation and repair of femur fractures in orthopedic surgery were investigated. These plates used in orthopedic surgery for fracture treatment may be damaged during use due to their conditions in the body and the loading circumstances they are exposed to. There are many factors that reason orthopedic plates to fracture such as selection of materials, mechanical design, manufacturing applications, patient's misuse, postoperative complications, corrosion, wear and fatigue. Considering these reasons, examining of the distal femur plates causes of failure analysis will help to resolve immortal event that will occur later. Failure analysis of the distal femur plate made of titanium based was involved in fractography investigation. The investigations of failed plate consisted of visual inspection, macroscopic and microscopic characterization, chemical analysis, hardness and SEM analysis. The results indicated that fracture caused by a stress-corrosion fatigue mechanism, extreme strain, high stress concentration, crack initiation due to tensile and compression forces, manufacturing defect and fatigue crack. As a result, it has been determined that the mechanical stresses of the implants should be improved.

Keyword: Failure Analysis, Corrosion, Metallic Biomaterials, Orthopedic Plate, Titanium Alloy.

GİRİŞ

Vücut içerisinde kullanılan implant malzemelerinin büyük bir çoğunluğu implant malzemesinin kullanılacağı yere göre basma-çekme dayanımı, sertlik, aşınma performansı, korozyon direnci, biyouyumluluk, hafiflik, süngerimsi veya kompakt (sıkı) kemik yapıları göz önüne alınarak imal edilmektedirler. Paslanmaz çelik ile başlayan daha sonra bazı biyouyumsuzluk ve implantasyon problemlerinden dolayı malzeme ve imalat teknolojilerinin geliştirilmesi sayesinde titanyum alaşımlarının biyomalzeme olarak kullanılması ile devam eden bu süreçte, titanyum ve titanyum alaşımları medikal ve tıp dünyasında oldukça önemli bir yere sahiptir. Titanyum ve alaşımlarının içerisinde en çok kullanım alanına sahip Ti6Al4V alaşımı, yüksek mekanik dayanım özelliklerine sahip olması ve insan vücudu yapısı ile uyumlu olması sebebi ile diğer metalik malzemelere karşı üstünlük göstermekte olup biyomalzeme olarak en çok kullanılan metalik malzemedir.

Vücut içerisinde biyomalzeme olarak birçok implant malzemesi kullanmaktadır. Bu implant malzemelerinden biri olan kemik plakları, ortopedik cerrahide kemik kırığının tedavisi için kullanılan cerrahi aparatlardır. Kemik plakları, kırık uçları uç uca getirilmiş kemiğin üzerine kemik ekseni boyunca yerleştirilerek vidalarla kemiğe tespit edilir. Böylece kemik ve kemik parçalarının kararlılığı sağlanmış olur. Tedavi sonrası plaklar duruma göre çıkarılır veya bırakılır. Plaklar, kırık yönetiminde bir takım avantajlar sunmasına rağmen, başarılı bir şekilde kullanılabilmesi için dikkatli preoperatif (ameliyat öncesi) planlama, biyomekanik prensipler ve uygun cerrahi tekniği ile birlikte uygun aparat ve vidaların kullanılması gerekmektedir. İnsan vücudunda kullanılan metalik malzemelerin tedavi amaçlı kullanımı sürecinde malzemeler vücut içi tepkiler ile karşılaşır. Vücutta olumsuz durumlara neden olabilecek bu tepkilerin yarattığı etkiler sonucunda implantların hasara uğramaları muhtemeldir. Bu etkiler malzemenin aşınma, yorulma ve dayanım gibi mekanik özelliklerini zayıflatarak malzemeyi hasara uğratırlar. Bu hasar etkenlerine ilave olarak tasarım, imalat yöntemi ve hastanın yanlış kullanımı gibi sebeplerde eşlik edebilir.

Bu etkenler hastanın durumu, cerrahi teknik ve implant malzemesini göz önüne alarak kapsamlı bir araştırma ile hasarlı implant incelenerek tespit edilebilir.

Ortopedik cerrahide kemik plakları en çok hasara uğrayan implantlar arasında yer almaktadır. İnsan vücudunda yükleme koşullarından dolayı özellikle alt uzuv plakları hasara uğramaktadır [1]. Plak kırıkları birçok sebebe dayandırılmakla beraber ana etkenler gerilme yoğunluğu artışına bağlı olarak yorulma, korozyon ve aşırı yükleme olarak belirtilmektedir. Plaklar özellikle vida deliğinin plak kenarına uzanan hattında oluşan çatlak ve kırılma ile hasara uğrarlar. Vida deliği kenarında oluşan gerilme yoğunluğu ve bu yoğunluğa bağlı olarak yorulma durumu, vücut içi ortam koşullarından kaynaklanan korozyon etkisi ile beraber plak malzemesi üzerinde çatlak başlangıcına sebebiyet verir. Çatlak zamanla ilerleyerek plağın kırılarak hasar oluşumuna sebep olur. Plaklar üzerinde yapılan incelemelerde plak hasarlarının özellikle vida takılmayan merkeze yakın ve kırık hattı üzerinde gerçekleştiği tespit edilmiştir.

Bu tez çalışmasında, özellikle distal femur plak kırıklarının hasar analizi tespit çalışmaları yapılmıştır. Ti6Al4V titanyum alaşımlı distal femur plaklarının standartlara göre malzeme karakterizasyonu analizleri yapılıp kırık bölgelerinde taramalı elektron mikroskobu (SEM) ile fraktografik incelemeler yapılmıştır. Bu incelemeler sayesinde kırık hasarının nedenleri ortaya çıkarılmaya çalışılarak, ortopedik plakların tasarımı ve dayanımı konusunda üreticilerin ve uygulayıcıların bilgilendirilmesi amaçlanmaktadır.

1. GENEL BİLGİLER

1.1. Biyomalzemeler

Biyomalzemeler medikal alanda önemli bir yere sahiptirler ve insan vücudunun çeşitli yerlerinde değişik amaçlar ile kullanılmaktadırlar. Biyomalzemeler, insan vücudundaki canlı dokuların işlevlerini getirmek ya da getirmesine destek olmak amacıyla kullanılan doğal ya da sentetik malzemelerdir [2]. Biyomalzemeler olarak bilinen temel yapılar; yapay damarlar, kontak lensler, biyobozunur dikişler, kalça protezleri, dental implantlar, çiviler, kemik plakaları, seramik diş kaplamaları, kemik çimentosu, dental reçineler olarak sıralanabilir [3].

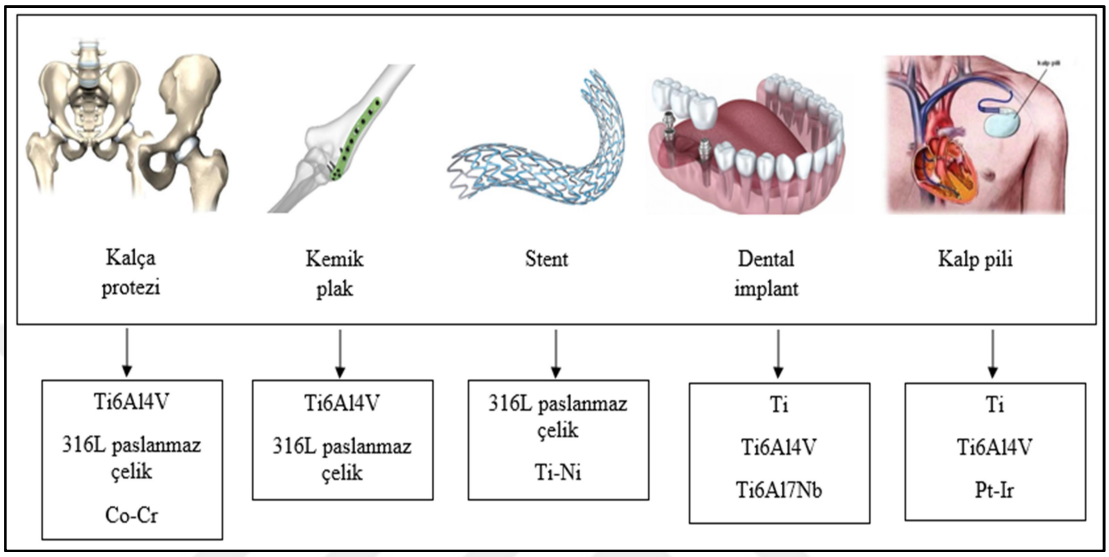
Biyomalzemelerin, mekanik dayanımının güçlü, yüksek biyouyumluluğa sahip, korozyon direnci yüksek ve vücutta fazladan reaksiyonlara sebep olmayan özelliklerde olması gerekmektedir. Kullanılmakta olan biyouyumluluğu yüksek sentetik biyomalzemeler; metalik, seramik, polimer ve kompozitlerdir.

Tıp sektöründe özellikle ortopedik uygulama alanında biyomalzeme seçimi oldukça önemlidir. Biyomalzeme seçiminde bulunacak ortopedistler ya da uygulayıcılar ile protez ve implant üreticileri için biyomalzemelerin biyouyuyumluluk ve mekanik davranışı hakkında bilgi sahibi olmak oldukça önemlidir.

Metalik biyomalzemeler biyouyumlu olması, korozyon dayanımı ve mekanik özellikleri iyi olması sebebi ile biyomalzeme alanında yaygın olarak kullanılan biyomalzemelerdir. Metalik biyomalzemeler, işlevini yerine getiremeyen sert dokuların yerine, dokunun görevini yerine getirmek ya da tamir olmasına yardımcı olmak için kullanılmaktadır. Metalik biyomalzemeler medikal alanda vücutta oluşan kırık bölgelerde kemik plakları ve vidalar kullanılarak, birleşmeyi sağlayıp daha hızlı iyileşmesine yardımcı olurlar.

Metalik biyomalzemeler belirli sınırlarda, ağır, uzun süreli, değişken ve ani yüklemelere karşı özelliklerini kaybetmeden dayanabilmeleri nedeniyle tercih edilmektedirler.

Yük taşıyıcı olarak en yaygın kullanılan metalik malzemeler; paslanmaz çelikler, kobalt-krom-molibden (Co-Cr-Mo) alaşımları ile titanyum ve titanyum alaşımlarıdır [4]. Bazı metalik malzemelerin kullanım alanları şematik olarak Şekil 1.1'de gösterilmektedir [5].



Şekil 1.1. Metalik malzemelerin uygulama alanları [5]

Yaygın olarak kullanılan metalik biyomalzemeler olan paslanmaz çelik, kobalt alaşımları ve titanyum alaşımlarının yoğunluk değeri, avantajları, dezavantajları ve kullanım alanlarının karşılaştırılmaları Tablo 1.1'de gösterilmektedir [6].

Tablo 1.1. Yaygın olarak kullanılan bazı metalik biyomalzemelerin karşılaştırılması [6]

	Titanyum Alaşımları	Paslanmaz Çelik	Kobalt Alaşımları
Yoğunluk (g/cm^3)	4,50	7,90	7,80
Avantajları	-Yüksek biyouyumluluk -Yüksek korozyon direnci -Düşük elastisite modülü -Güçlü yorulma dayanımı	-Düşük maliyet -Kolay temin edilebilme	-Düşük aşınma direnci -Yorulma dayanımı -Yüksek korozyon direnci
Dezavantajları	-Düşük kayma mukavemeti -Düşük aşınma direnci	-Yüksek elastisite modülü -Uzun kullanıma uygun olmama	-Düşük biyouyumluluk -Yüksek elastisite modülü

1.2. Biyomalzemelerden beklenen temel özellikler

Biyomalzemelerin sahip olması gereken başlıca özellikler; biyouyumluluk, osseointegrasyon, mekanik özellikler ve korozyon direnci olarak sıralayabiliriz.

1.2.1. Biyouyumluluk

Biyouyumlu malzemeler, operasyon sonucunda kendisini çevreleyen dokuların normal değişimlerine engel olmayan ve dokuda istenmeyen tepkiler (iltihaplanma ve pıhtı oluşumu vs.) meydana getirmeyen malzemelerdir ve bir biyomalzemenin en önemli özelliğidir [2, 5, 7]. Metalik malzemelerin biyouyumluluğu, vücut içerisinde (in-vivo) korozyona uğramalarıyla ilgilidir.

Korozyon, metallerin içinde bulunduğu ortam ile istenmeyen bir kimyasal reaksiyona girerek oksijen, hidroksit ve diğer başka bileşikler oluşturarak bozunması ve hasara uğramasıdır. İnsan vücudundaki akışkan (kan, eklem sıvısı vb.), su, çözünmüş oksijen, protein, klorür ve hidroksit gibi çeşitli iyonlar içerir. Bu nedenle, insan vücudu biyomalzeme olarak kullanılan metaller için oldukça korozif bir ortamdır [3, 8].

Titanyum ve titanyum alaşımlarının korozyona karşı direnç özelliklerinin yüksek olduğu bilinmektedir. Bu alaşımların oda sıcaklığında yüzeyinde kısa sürede yoğun bir oksit tabakası oluşmaktadır. Bu oksit tabakası yoğun elektron akışını ve iyonların geçişini önlemektedir. Titanyum ve titanyum alaşımları yüksek korozyon direnci göstermekte ve böylece korozif etkilere karşı dayanıklı olup, hücreler üzerine olumsuz bir etkileri olmamaktadır [9].

1.2.2. Osseointegrasyon

Osseointegrasyon basitçe, bağ doku oluşumu olmaksızın kemiğin implant yüzeyine mekanik olarak bağlanması veya kilitlenmesidir. İmplant başarısında kemik dokunun implant yüzeyine doğru hareketi ve ona tutunması esastır [10].

İmplant başarısızlığı, kemik ve dokuların yeterince etkileşimde bulunmamasından kaynaklanmaktadır. Osseointegrasyonun oluşması implant yüzeyinin vücutla olan ilk temasına bağlıdır. Bu nedenle implantın doku ile etkileşiminde, yüzey pürüzlülüğü,

yüzey topografyası ve yüzey kimyası gibi temel yüzey özellikleri oldukça önemlidir. İmplantın verimliliği ve kullanım ömrü, kemik dokusu ve implantın birbiriyle bütünleşmesi ile ilgilidir [11].

1.2.3. Mekanik özellikler

Biyomalzemelerin başlıca önemli birkaç mekanik özellikleri; sertlik, çekme-basma mukavemetleri, işlenebilirlikleri, elastik modülü ve uzama miktarı olarak verilebilir.

Metalik malzemelerin elastik modül, akma mukavemeti, yorulma direnci ve kopma anında uzama miktarı gibi mekanik özelliklerinin değerleri Tablo 1.2'de verilmektir [12]. Bir implantın mekanik özelliklerinden dolayı kırılması veya hasara uğraması malzemenin biyomekanik anlamda yetersizliğini göstermektedir. Bu nedenle malzemenin ve kemik dokusunun mekanik özelliklerinin birbirine olabildiğince yakın olması sağlanmalı ve böylece biyomalzemelerin mekanik özelliklerinden dolayı hasara uğramaları engellenmelidir [13].

Tablo 1.2. Metalik malzemelerin mekanik özellikleri [12]

Malzeme	Elastik Modülü (GPa)	Akma Mukavemeti (MPa)	Yorulma Mukavemeti (MPa)	Kopma Uzaması (%)
316L Paslanmaz Çelik	190	792	241-820	43-45
Co-Cr Alaşımları	210-253	448-841	207-950	4-14
Cp-Ti (Ticari saflıkta titanyum)	110	170-480	300	14-18
Ti6Al4V	116	897-1034	620-689	8

Medikal alanda yaygın olarak kullanılan implantlar, çoğunlukla titanyum ve alaşımlarıdır [14]. Biyomedikal uygulamalarda titanyum ve Ti6Al4V alaşımı, Tablo 1.3'de görüldüğü gibi insan kemiğinin mekanik özelliklerine en yakın malzeme olmasından dolayı yüksek oranda kullanılmaktadır [12]. Ayrıca Ti6Al4V alaşımının

bu oranda tercih edilmesi, mekanik dayanıklılıkları ile yüksek korozyon direnci, düşük yoğunluk, yüksek dayanım ve düşük elastisite gibi mekanik özelliklerine sahip olmasından kaynaklanmaktadır [15]. Malzemelerin bu mekanik özelliklerini belirlemek ve başka malzemelerle karşılaştırmak için birçok analiz testlerine tabi tutularak, kullanım alanları belirlenmiş olur. Bunlar; çekme-basma testleri, sertlik ölçüm analizi, mikroyapı analizi, spektrometre ile kimyasal içerik analizi gibi testlerdir.

En çok kullanılan metalik malzemelerden ticari saflıktaki titanyum (Cp-Ti) ve titanyum alaşımının (Ti6Al4V) ASTM (Amerika Test Topluluğu) standardı F67/F136'ya göre olması gereken kimyasal içerik yüzdeleri Tablo 1.4'de verilmektedir [16, 17].

Tablo 1.3. İnsan kemiğinin mekanik özellikleri [12]

Malzeme	Çekme Mukavemeti (MPa)	Kopma Uzaması (%)	Elastik Modülü (GPa)	Vickers Sertlik Değeri (VSD)
İnsan Kemiği	137,3	1,49	30	26,3

Tablo 1.4. Ticari saflıktaki titanyum ve alaşımının kimyasal bileşimi [17]

Malzeme	Alaşım İçeriği (ağ.%)							
	Ti	Al	C	H	N	V	Fe	O
Cp-Ti	98,4-99,6	-	max. 0,1	max. 0,015	max. 0,05	-	max. 0,5	max. 0,4
Ti6Al4V	88,3-90,8	5,5-6,75	max. 0,08	max. 0,0125	max. 0,05	3,5-4,5	max. 0,25	max. 0,13

1.2.4. Korozyon ve korozyon direnci

Korozyon, biyometallerin çevreleri ile istenmeyen bir kimyasal reaksiyona girerek oksijen, hidroksit ve diğer başka bileşikler oluşturarak bozunması ve hasara uğraması olarak tanımlanabilir. Korozyon ürünleri doku içerisine girerek hücrelere zarar vermektedir. İnsan vücudundaki akışkanlar (kan vb.); su, çözünmüş oksijen, protein, klorür ve hidroksit gibi çeşitli iyonlar içerir. Bu nedenle, insan vücudu, biyomalzeme

olarak kullanılan metaller için oldukça korozif bir ortamdır [15, 18].

Vücutta kullanılan metalik biyomalzemeler olan ortopedik plaklar korozyona uğrarsa, çeşitli kimyasal olaylar sonucunda temas ettikleri doku ve hücreler üzerinde olumsuz etkiler oluştururlar. Bu olumsuz etkiler vücutta çeşitli hastalıklara ve hastanın tekrar istenmeyen erken cerrahi operasyonlara maruz kalmasına sebep olmaktadır. Bu durumda, vücut içinde kullanılacak bir biyomalzemenin, korozyona dirençli bir biyomalzeme olması gerektiği oldukça önemlidir.

Titanyum ve titanyum alaşımlarının korozyona karşı direnç özelliklerinin güçlü olduğu bilinmektedir. Yüksek korozyon direnci göstermekte olan titanyum ve titanyum alaşımları, korozif ortamlara dayanıklı olmasından dolayı, hücre ve dokular üzerinde olumsuz bir etkiye sebep olmamaktadırlar. Titanyum ve alaşımları, malzemede oksitlenmenin ilerlemesini ve istenmeyen kimyasal reaksiyonlara karşı katı bir oksit tabakası oluşturması, titanyum malzemenin korozyona karşı direncinin yüksek olmasını sağlamaktadır [9, 19] .

Ortopedik implantlarda meydana gelen korozyon çok yönlüdür ve beş önemli etkene bağlıdır. Bunlar;

1) Geometrik değişkenler (modüler komponent kalça protezlerinde konik çatlaklar)

2) Metalurjik değişkenler (yüzey mikroyapısı, oksit yapısı ve bileşimi)

3) Mekanik değişkenler (gerilme vb.)

4) Çözelti değişkenler (pH, enzim)

5) Mekanik yükleme koşulları (hareket derecesi, etkili kuvvet)' dır.

Ortopedik implantlarda yaygın olarak çeşitli korozyon tipleri görülmektedir. Ortopedik implantlarda en sık rastlanılan korozyon çeşitleri galvanik, aralıklı, çukurcuk ve taneler arası korozyon tipleri görülmektedir [20].

Galvanik korozyon, vücutta içerisinde implant malzemesi olarak kullanılan iki farklı metalin birbiri ile temas etmeleri sonucunda potansiyel fark oluşması ile meydana gelen korozyon çeşitidir. Metallerden soy metal olan katot, aktif olan anottur ve

yalnız anot olan yani aktif olan metal korozyona uğrar. Bu iki farklı metal arasında potansiyel bir fark olursa, yüksek potansiyelde olandan düşük potansiyele sahip olana iyon akışı olur ve bunun sonucunda galvanik korozyon meydana gelmiş olur.

Aralık korozyonu, metal yüzeyinde bulunan çatlak, aralık veya cep gibi çözeltinin durgun halde kaldığı bölgelerde metal yüzeyine oksijen geçişi güçleşir. Bu durumda bu bölgeler anot, çatlağın çevresindeki metal yüzeyleri de katot olur.

Çukurcuk korozyonu, metal yüzeyinin bazı noktalarında çukurcuk oluşturarak meydana gelen korozyon türüdür. Anot, yüzeyin herhangi bir noktasında açılan çukurcuğun içindeki dar bir bölge, katot ise çukurcuğun çevresindeki çok geniş bir alandır. Korozyon sonucu çukurcuk gittikçe büyüyerek metalin o noktadan kısa sürede delinmesine neden olur.

Gerilim korozyonu, bir metal hem korozif ortamda hem de statik bir gerilme altında ise, metalin çatlayarak kırılmasına sebep olmaktadır. Normal şartlarda biyometallerin yüzeyinde korozyona karşı koruyucu bir oksit tabaka oluştuğu halde, gerilim altında kaldığında bu tabaka oluşamaz. Böylece korozyon hızla devam ederek metalin o bölgede hasar oluşturmasına yani çatlamasına neden olur.

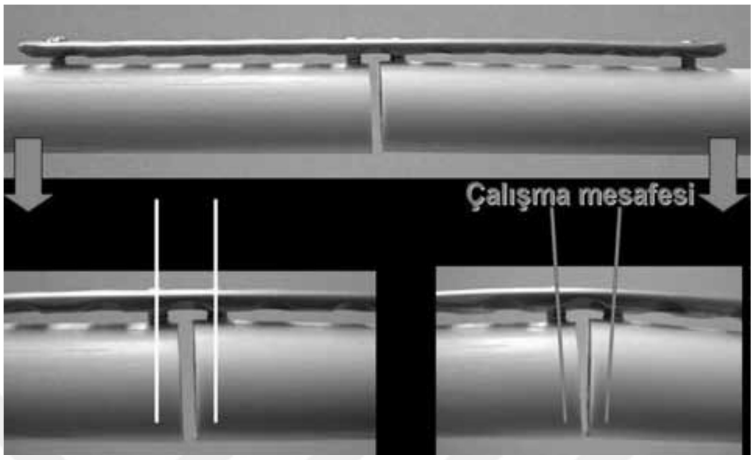
Yorulmalı korozyon, dinamik şartlar altında bulunan bir metal zamanla yorularak, normalden daha küçük gerilmeler ile çatlamasıdır.

1.3. Kırık Kemiklerde İmplant Seçimi

Distal femur kırıklarının çoğu, hastaların çeşitli yaralanmaları sonucu oluşmaktadır. Bu yaralanmalar trafik kazaları, ateşli silah yaralanmaları, yaşlılarda yürürken düşme ve yüksekten düşme sebepleri ile meydana gelmektedir. Bu yaralanmalar sonucunda oluşan kırıkların tedavisinde ortopedik implantlar kullanılmaktadır. Ortopedik implantlarda seçim yapılırken kullanılacak plak ve vida tipine, plağın boyuna, vidaların yerleşimine ve kullanılacak vida sayısına karar vermek gerekmektedir [21].

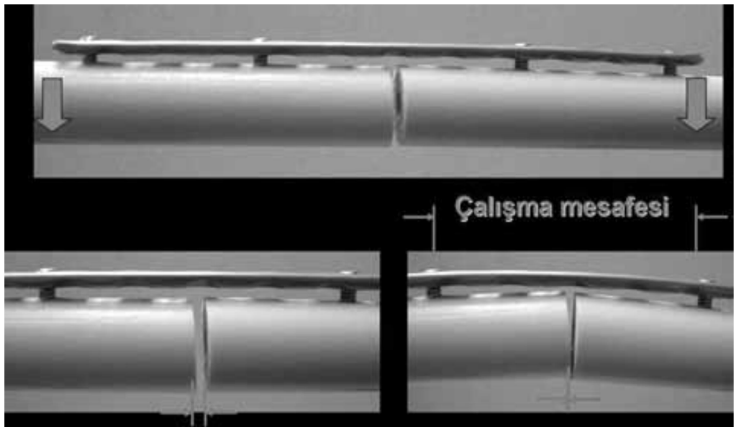
Plak boyunun uzun olması, plak vida arasındaki gerilme yüklenmesinin az olmasını sağlamakta ve bu durum implant yetersizliğine sebep olmaktadır. Kırık hattının proksimali ve distalindeki kırığa en yakın vidalar arasındaki mesafenin (çalışma mesafesi) kısa olması kırık hattı hareketinin az olmasına neden olur.

Böylece bu kısa mesafede Şekil 1.3'de gösterildiği gibi plağa fazla yük biner ve plak kırılması riskini artırır. Plaklardaki tüm deliklerin vida ile doldurulması bu stresi daha da artırmaktadır [21].



Şekil 1.2. Çalışma mesafesinin kısa olması [21]

Kırık hattının proksimali ve distalindeki kırığa en yakın vidalar arasındaki mesafenin uzun olması Şekil 1.4'de görüldüğü gibi gerilmenin plakta daha uzun bir segmente dağılmasını sağlar. Bu durum, implantın kemiğe daha esnek kaynamasını ve plak kırılma riskini azaltır [21].



Şekil 1.3. Çalışma mesafesinin uzun olması [21]

Esnek bir implant yerleşimi elde etmek için uzun plak ile birlikte en az sayıda vida ve bu vidaların aralıklı olarak yerleştirilmesi gerekmektedir. Uygun çalışma mesafesi elde etmek için kırık hattında en az üç vida deliği boş bırakılmalıdır. Çok parçalı kırıklarda vidalar kırık hattına daha yakın yerleştirilmelidir [21].

2. HASAR ANALİZİ

Çeşitli mühendislik yapılarını oluşturan sistemlerin, elemanların ve parçaların çalışma sürelerince, fonksiyonlarını yitirerek iş görmez ve kullanılamaz hale gelmeleri, beklenen performansı sergileyememeleri veya kullanılmaya devam edilmelerinin tehlikeli durum oluşturması "hasar" olarak tanımlanır. Hasar nedenlerini ortaya çıkarmak amacıyla yapılan bilimsel inceleme ve araştırmalar ise "hasar analizi" olarak nitelendirilir.

Bir malzemede oluşabilecek hasarların birçok sebebi vardır; Bunlar hatalı ya da yanlış malzeme seçimi, üretim hataları, mekanik tasarım hataları, uygulama hataları ve çevre koşullarının uygunsuzluğu gibi etkenlerdir [20, 22].

Ortopedik cerrahide kırık tedavileri için kemik üzerine gelecek şekilde vücut içi plak kullanılmaktadır. Ancak hem vücut içerisinde olması hem de maruz kaldığı yükleme durumlarından dolayı bu ortopedik plaklar, kullanım esnasında hasara uğrayabilmektedir. Ortopedik implant hasarı, implantın işlevini yerine getirememesi, kırılması ya da parçalanması anlamına gelmektedir.

Ortopedik plakların çoğu metal alaşımlarından üretilen biyomalzemeler olup, vücut içerisinde korozyon, yorulma, aşınma ve kırılma gibi nedenlerle hasara uğrarlar. Ortopedik implantın hasara uğraması sonucu, işlevlerini yerine getiremez duruma gelirler ve hasta vücudundan çıkarılmaları gerekmektedir. Bu durum hastanın tekrar eden cerrahi operasyona maruz kalarak, sonrasında ağır travmalar geçirmesine sebebiyet vererek hasta hayatını zorlaştırmaktır. Bu nedenle hasara uğramış ortopedik plakların, hasar nedenlerinin ortaya çıkarılması yönünde yapılan araştırmalar büyük önem taşımaktadır.

Hasara uğramış ortopedik plakların, hasar analiz tespiti aşamaları ilk olarak malzemeyi tanımak yani malzeme yapısının doğru olduğundan emin olmak ile başlar. Malzeme karakterizasyonu tespit edebilmek için metalografik olarak numunelerin hazırlanıp, optik mikroskop ile mikroyapısı ve makroyapısı, optik

emisyon spektrometre (OES) ile kimyasal içeriği, mikro sertlik cihazı ile sertlik değerleri ölçüm testlerinin yapılması gerekir [20, 23].

Malzeme tanımlandıktan sonra ortopedik plaklarda kırılmanın neden gerçekleştiğine dair bulgular, kırık bölgelerde de fraktografi yöntemi yardımıyla taramalı elektron mikroskobu ile yapılan analizler ile bir bütün olarak değerlendirilmektedir [23].

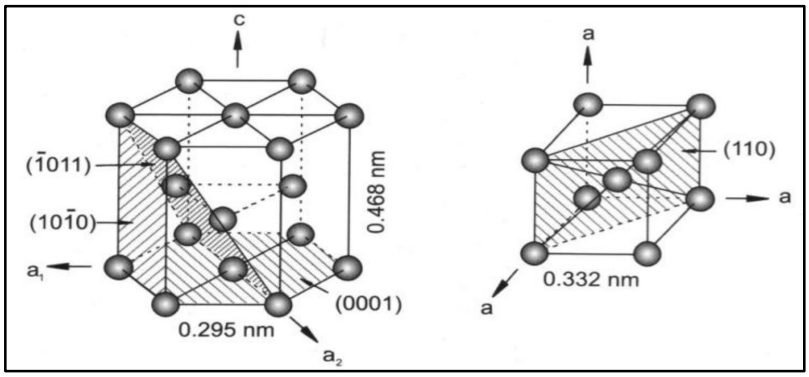
Ortopedik implantlarda meydana gelen kırılmanın nedenlerini ortaya çıkarmak için yapılan hasar analiz tespitlerinin en önemli parçası fraktografidir [23]. Genelde taramalı elektron mikroskobu ile analizleri kapsayan fraktografi, kırılma yüzeylerinde yapılan ve kırılma nedenleri tespit çalışmalarını kapsamaktadır. Bu çalışmaya ek olarak malzemenin karakterizasyonu için yapılması gereken analizlerden olan; metalografik, sertlik testi, kimyasal içerik ve mikroyapı analizleri yapılarak, daha detaylı bulgular elde edilebilir.

3. LİTERATÜR ÇALIŞMALARI

Bu bölümde konu ile ilgili literatürde yer alan titanyum metalurjisi ve titanyum esaslı hasarlı ortopedik implantın hasar mekanizmaları ve analiz yöntemleri anlatılmaktadır.

3.1. Titanyumun Metalurjisi

Titanyum ve titanyum alaşımları biyomedikal uygulamalarda en çok kullanılan malzemelerdendir. Ticari olarak saf titanyum ve Ti6Al4V alaşımı, en yaygın iki titanyum bazlı implant biyomalzemeleridir [12]. Titanyum 4,8 g/cm^3 yoğunluğuna sahip olan hafif bir metaldir [24]. Titanyum alaşımları genellikle alfa (α), alfa-beta (α + β), beta (β) alaşımları olmak üzere sınıflandırılır. α + β alaşımlarından en çok kullanılan Ti6Al4V alaşımıdır. α + β alaşımları oda sıcaklığında hem α hem β fazını içermektedir. Titanyum allotropik dönüşüm sergileyen bir malzemedir. Oda sıcaklığında sıkı paket hekzagonal (SPH) kristal yapısındaki α fazı kararlı olmakta, 882 °C üzerinde ise hacim merkezli kübik (HMK) yapıdaki β fazı kararlı olmaktadır. Titanyumun iki farklı kristal yapısı Şekil 3.1'de gösterilmiştir [25].

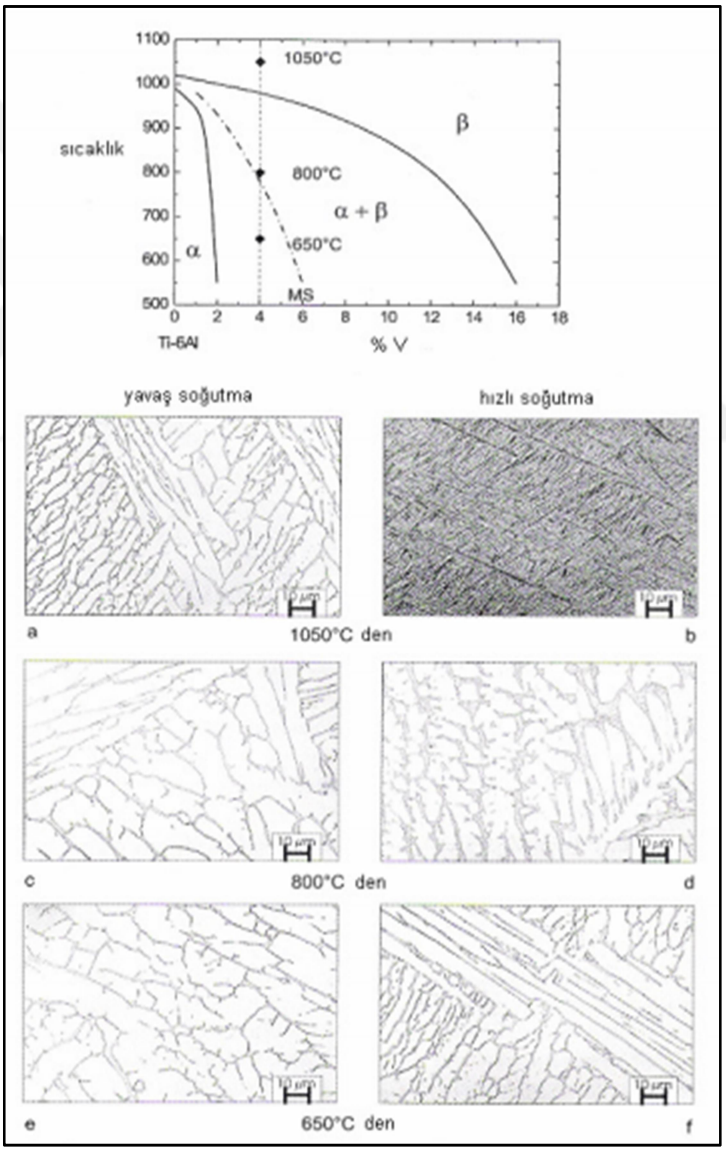


Şekil 3.1. SPH α fazı ile HMK β'nın kristal yapıları [25]

882 °C'de gerçekleşen dönüşüm "β dönüşüm sıcaklığı" olarak adlandırılmaktadır [25]. Dönüşüm sıcaklığı, titanyum içerisine ilave edilen alaşım elementlerinin miktarına göre değiştirebilir. Bu durum farklı sıcaklık ve alaşım elementlerine göre metalin mekanik özelliklerini doğrudan etkileyen mikroyapı kontrolü

sağlanabilmektedir [26]. Ti6Al4V alaşımı yapılarında, α ve β fazları, kararlılık özelliğini arttırıcı bir ya da birden fazla alaşım elementleri bulundururlar.

Bu elementlerin optimum olarak dengelenmesiyle oda sıcaklığında α ve β fazlarının karışımı olarak bir mikroyapı oluşturulabilmektedir. Bu yapıya uygulanacak tavlama işlemiyle birlikte homojenlik, yüksek dayanım ve yüksek süneklilik gibi özellikler elde edilmektedir [27]. β bölgesinden yapılan soğutma sonucu oluşan α + β yapısının Ti6AlV alaşımının farklı derecelerdeki soğuma hızına bağlı olarak dönüşümü Şekil 3.2'de gösterilmiştir [28].



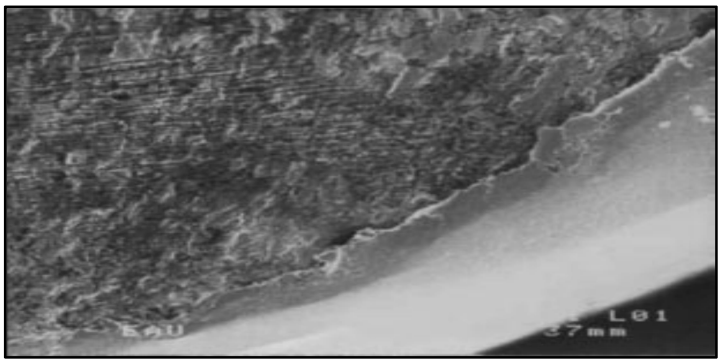
Şekil 3.2. Ti6Al4V'un a) 1050 °C'den, c) 800 °C'den, e) 650 °C'den yavaş soğuma sonrasında, b) 1050 °C'den, d) 800 °C'den, f) 650 °C'den hızlı soğuma sonrasında elde edilen mikroyapı görüntüleri [29]

3.2. Titanyum Esaslı Ortopedik İmplant ve Hasar Mekanizmaları

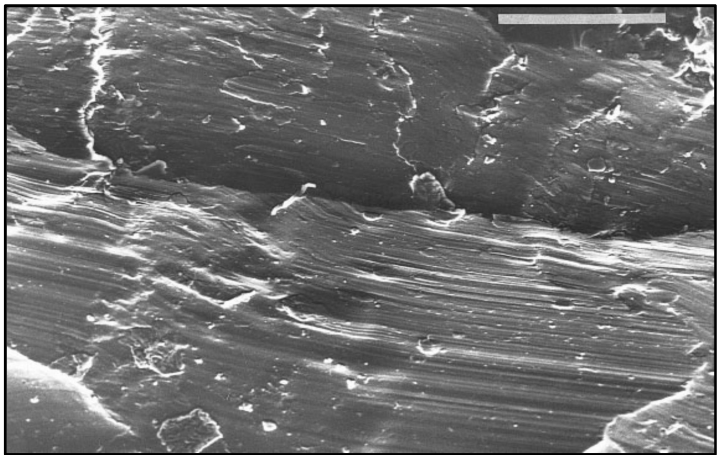
Ortopedik implantlar, mekanik yükleme (çevrim ve şok), vücut sıvıları gibi kimyasal etkiler ve implant malzemeleri ile kemik dokunun durumu arasındaki statik veya dinamik temas dahil olmak üzere çok ciddi çalışma koşullarına maruz kalmaktadırlar. Bu nedenle, implantlarda yorulma, korozyon, aşınma, sürtünme ve bunların kombinasyonları dahil olmak üzere çok çeşitli başarısızlık mekanizmaları oluşmaktadır [30].

Ortopedik implantlar mekanik problemler, tasarım, malzeme seçimi, imalat uygulamaları, uygunsuz montaj, postoperatif komplikasyonlar ve yanlış kullanım gibi birçok faktörlerden de etkilenebilmektedirler [22]. Ayrıca, yabancı bir madde vücuda implante edildiğinde, vücut olumsuz tepki verebilir ve biyolojik olarak başka hasarlara da yol açabilmektedir. Bu nedenle vücut içi implant hasar analizlerinin kaydedilmesi, anlaşılması ve önlenmesi medikal alanda oldukça önemli hale gelmektedir.

Vücut içinde kırılmış olan bir ortopedik implantın, kırık bölgesinde yapılan analizler bize implantın hasar mekanizmalarına dair ipuçları vermektedir. Ortopedik implantın kırık bölgelerinde, hasar analizi SEM fraktografi yöntemi kullanılarak, kırık yüzeyde kırığa neden olan mekanizmaların tespiti yapılabilmektedir. Kırık bölgelerde yapılan incelemeler sonucu, kırılmaya sebep olan durumların başında korozyon mekanizmaları gelmekte olup ve bunlara yüksek gerilmelere bağlı yorulma, çatlak oluşumu, aşırı yüklenme gibi nedenlerin etkili olduğu görülmektedir. Bu etkilerin neden olduğu yorulma kırılmalarında görülen yorulma çizgilerinin SEM yüzey görüntüleri Şekil 3.3 ve Şekil 3.4 ‘de gösterilmiştir [20, 31].

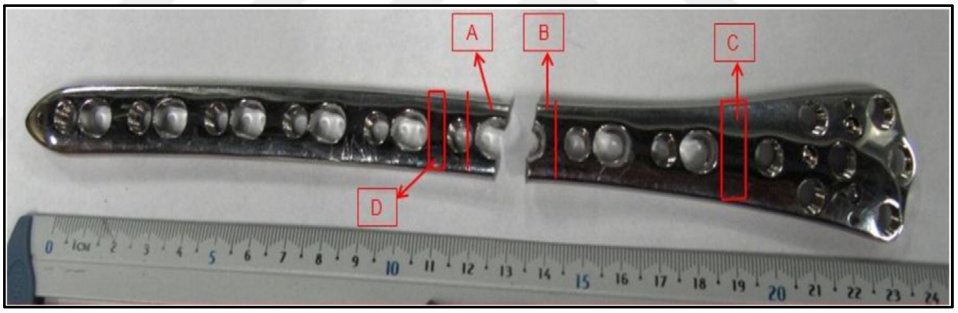


Şekil 3.3. Yorulma çizgileri SEM yüzey görüntüsü [20]

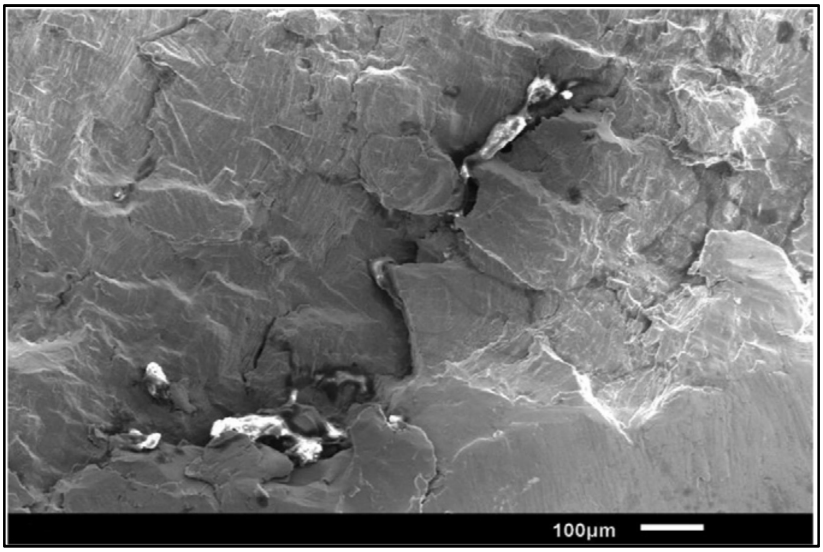


Şekil 3.4. Yorulma çizgileri SEM yüzey görüntüsü [31]

Yukarıda bahsedilen ortopedik implantların kırılma nedenlere bağlı olarak örneğin Şekil 3.5 kırılmış hali gösterilen bir ortopedik plağın, SEM fraktografi analizi ile elde edilen Şekil 3.6 'de gösterilmiş kırık yüzey görüntüsünde, implantın fazla gerilimlere maruz kalması sonucunda kırılma hasarının oluştuğu görülmüştür [32].



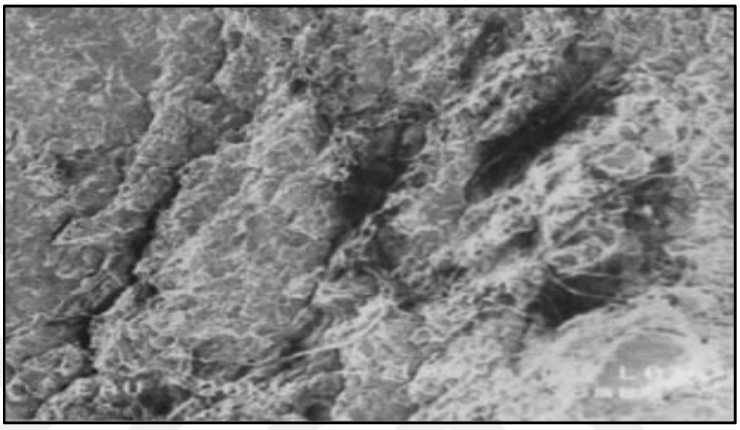
Şekil 3.5. Hasara uğramış ortopedik plak [32]



Şekil 3.6. Ortopedik plak kırık yüzey SEM görüntüsü [32]

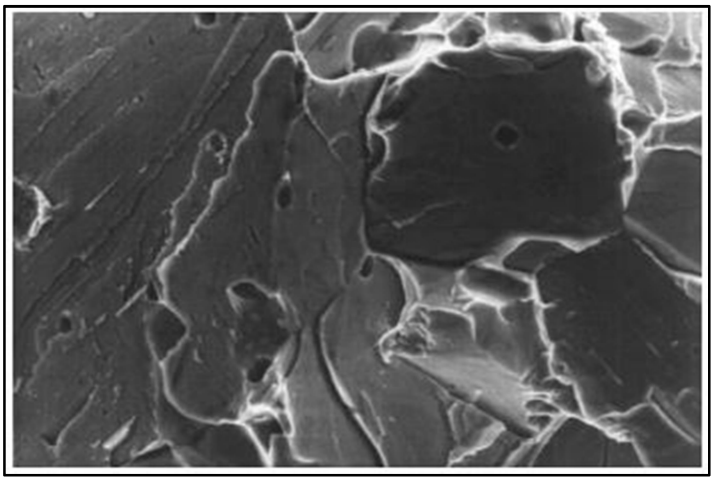
Ortopedik implantların hasar analizine ait literatürde daha birçok çalışma mevcuttur [20, 22, 30, 32-39].

Ortopedik plaklarda görülen yorulma, korozyon ve gerilme gibi etkilerden kaynaklanan kırılma türleri ile numunelerin gevrek ya da sünek kırılma çeşitleri hakkında bilgi sahibi olunabilir. Sünek kırılma ile hasara uğrayan plakların SEM-fraktografi kırık yüzey görüntüsü Şekil 3.7'de gösterilmektedir.



Şekil 3.7. Sünek kırılma yüzeyi SEM görüntüsü [20]

Gevrek kırılmada yüzeyler genellikle düz ve parlak, sünek kırılmada yüzeyler girintili ve çıkıntılı, daha mat bir görünüm sergiler. Gevrek kırılma ani zorlamalar ile meydana gelir. Gevrek kırılmanın karakteristik bir çeşidi olan klivaj kırılma ise çok fazla yüklenmeye maruz kalan metal malzemelerde, herhangi bir belirti vermeden ani olarak meydana gelen kırılma olayıdır. Klivaj kırılmada oluşan kırılma yüzeyi SEM görüntüsü Şekil 3.8 'de verilmektedir [30].

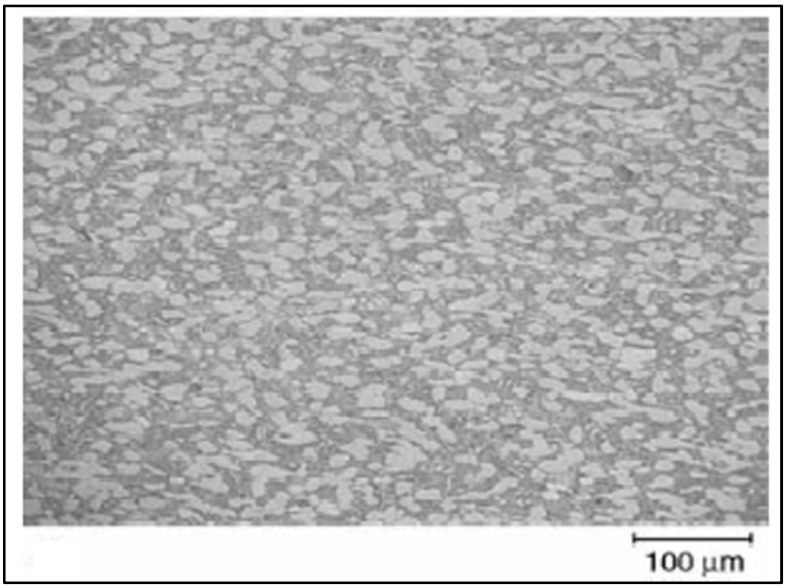


Şekil 3.8. Klivaj kırılma yüzeyi SEM görüntüsü [30]

Ortopedik implantların kırık bölgelerindeki hasar incelemelerine ek olarak, bu bölgelerde daha doğru ve güvenilir tespitler yapabilmek için, implantlarda standartlara uygun malzeme karakterizyonu analizlerin yapılması gerekmektedir [30]. Malzeme karakterizasyonu bir malzemenin hangi malzemeden yapıldığına dair bilgiler elde etmemize yardımcı olmaktadır. Malzemenin içyapısı hakkında bilgiler elde etmek için çeşitli analiz yöntemleri kullanılmaktadır. Bunlar görsel inceleme, plazma atomik emisyon spektrometre (ICP), optik emisyon spektrometre (OES), enerji dağılımlı X-ışını spektrometre (EDS) gibi yöntemler ile kimyasal bileşim tayini, mikroyapı analizi ve mikrosertlik testi analizleri olarak yapılmaktadır [22, 35].

Bir malzemenin içyapısı, malzemenin tane boyutu, tane sınırları, faz yapısı gibi özellikleri hakkında bilgiler elde etmemizi sağlamakta ve mikroyapısını oluşturmaktadır. Malzemelerin mikroyapı analizinden önce ortopedik implantların numune hazırlık süreci vardır. Bunlar standart metalografik numune hazırlama teknikleridir. Metalografik numune hazırlama teknikleri kesme, kalıplama, zımparalama, parlatma ve dağlama aşamalarından oluşmaktadır. Dağlama işlemi her malzeme için farklı solüsyonlar ile yapılmaktadır [33].

Bu işlemlerden geçerek hazırlanan numunelerin, optik mikroskop yardımı ile Şekil 3.9'de gösterilen mikroyapı görüntüsü alınabilmektedir.



Şekil 3.9. Ti6Al4V alaşımı mikroyapısı [40]

Mikroyapısı elde edilen bir malzemenin ayrıca kimyasal içeriği de bilinmesi gerekmektedir. Metalografik olarak incelenecek bir numunenin kimyasal analizinin yapılmasındaki amaç malzeme içeriğindeki bileşenleri tespit etmektir. Kimyasal analiz için birçok yöntem kullanılmaktadır. Bunlar plazma atomik emisyon spektrometre (ICP), optik emüsyon spektrometre (OES), enerji dispersif spektrometre (EDS), X-ışını floresans spektrometresi (XRF) gibi yöntemler olup kimyasal analiz yapılırken Amerikan Standart Test Metodu (ASTM)'na göre yapılması gerekmektedir [14]. Ti6Al4V malzemenin kimyasal bileşimi ASTM F136 standartları tarafından oluşturulmaktadır [17].

4. MALZEME VE YÖNTEM

Bu çalışmada, Kocaeli Üniversitesi Araştırma ve Uygulama Hastanesi Ortopedi ve Travmatoloji A.B.D (Anabilim Dalı) ve Ankara Numune E.A.H Ortopedi ve Travmatoloji A.B.D. bölümünden, hastadan hasarlı olarak çıkarılmış 6 adet distal femur ortopedik plakları temin edilmiş, kırık bölgeler çerçevesinde hasar mekanizmalarını ortaya çıkararak, anatomik bölgeye uygun tasarım ve dayanıklılık için üreticileri bilgilendirmek amaçlanmıştır.

Bu tez kapsamında gerçekleştirilen çalışmalar, Kocaeli Üniversitesi Malzeme ve Metalurji Mühendisliği Bölümü Laboratuvarlarında yapılmıştır. Toz metalurji laboratuvarında ortopedik plakların hassas kesimi ve bakalitlenmesi, numune hazırlama laboratuvarında zımparalama, parlatma ve dağlama, elektron mikroskobu laboratuvarında metalografik olarak hazırlanan numunelerin optik mikroskop görüntüleri ve SEM-fraktografi analizi, mekanik laboratuvarında sertlik ölçüm analizi ve XRF laboratuvarında kimyasal analiz işlemlerine tabi tutularak çalışmalar gerçekleştirilmiştir.

Kocaeli Üniversitesi Araştırma ve Uygulama Hastanesi Ortopedi ve Travmatoloji A.B.D (Anabilim Dalı) ve Ankara Numune E.A.H Ortopedi ve Travmatoloji A.B.D bölümünden hastadan hasarlı olarak çıkarılmış 6 adet distal femur ortopedik plakları ve bu plakların hastadaki radyografi görüntüleri Tablo 4.1'de gösterilmiştir. Bu ortopedik plakların her biri bir vaka durumu olarak ele alınmıştır.

Vaka 1, erkek hasta olup 36 yaşındadır ve kilosu belli değildir. Bu plağın takılı olduğu hasta yürürken düşmüştür. Düştüğünde takılı olan implant kırılmıştır. Hastada takılı olan kırılmış implant incelenmek üzere hastadan çıkarılmıştır.

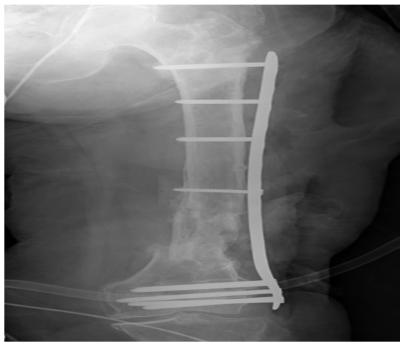
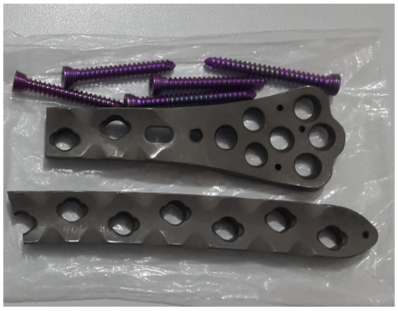
Vaka 2, kadın hasta olup 92 yaşındadır ve kilosu belli değildir. Bu plağın takılı olduğu hasta yürürken düşmüştür. Düştüğünde takılı olan implant kırılmıştır. Hastada takılı olan kırılmış implant incelenmek üzere hastadan çıkarılmıştır.

Vaka 3, erkek hasta olup 51 yaşındadır ve kilosu belli değildir. Bu plağın takılı

olduğu hasta yürürken düşmüştür. Düştüğünde takılı olan implant kırılmıştır. Hastada takılı olan kırılmış implant incelenmek üzere hastadan çıkarılmıştır.

Vaka 4, vaka 5 ve vaka 6'nın hasta bilgileri ve röntgen görüntüleri elde edilememiştir. Hastadan, kırılmış olan implantlar çıkarılarak incelenmek üzere hastaneden alınmıştır.

Tablo 4.1. Ortopedik implantlar

Ortopedik implant	Hastadan çıkarılan hasarlı ortopedik implant	Kırık implantın radyografi görüntüsü
Vaka 1		
Vaka 2		
Vaka 3		

Tablo 4.1.(Devam) Ortopedik implantlar

Vaka 4		Elde edilememiştir.
Vaka 5		Elde edilememiştir.
Vaka 6		Elde edilememiştir.

5. DENEYSEL ÇALIŞMALAR

Bu bölümde yapılan deneysel çalışmalar detaylı bir şekilde açıklanmıştır. Sırasıyla deney numunelerinin hazırlanması, mikroyapı analizi, kimyasal analiz, sertlik ölçümü ve taramalı elektron mikroskobu ile kırık incelemesi anlatılmıştır.

5.1. Deney Numunelerinin Hazırlanması

Ortopedik implantların, malzeme karakterizasyonu için kullanılacak analizlere ve işlemlere uygun metalografik olarak numunelerin hazırlanması gerekmektedir. Metalografik olarak bir numunenin hazırlanması, ortopedik implantın uygun boyutlarda kesim, bakalitlenme, zımparalama, parlatma ve dağlama işlemlerini kapsamaktadır. Böyle bir hazırlık sürecinden sonra malzemenin içyapısı hakkında bilgiler elde edilmiş olunur.

Kocaeli Üniversitesi Ortopedi ve Travmatoloji A.B.D. ve Ankara Numune E.A.H Ortopedi ve Travmatoloji A.B.D bölümünden temin edilen hasarlı ortopedik plaklar, öncelikle Şekil 5.1'de gösterilen Metkon Micracut 150 marka hassas kesme cihazı ile kesilmiştir.



Şekil 5.1. Hassas kesme cihazı

Ortopedik implantların kesme işleminden sonra düzenli bir forma sokabilmek, el ile zımparalama ve parlatma işlemlerinde numuneyi rahat tutabilmek amacı ile bakalite alma işlemi uygulanmıştır. 2 birim akasel marka aka-clear hardener bakalit sıvısı ve 1 birim mikrosert marka mikro-clear bakalit tozu karıştırılarak hazırlanan sıvı ile soğuk bakalitleme yapılmıştır. Kesilen numuneler plastik kalıpların içine yerleştirilmiş, düz bir zeminde, kalıpların içerisine, hazırlanan sıvı eklenmiş ve sertleşmesi için belli bir süre beklenilmiştir. Daha sonra bakalitlenen numuneler kalıptan çıkarılmıştır. Bakalite alınan numuneler sırasıyla 320, 600, 1000 ve 2000 gritlik zımpara kağıtları ile Şekil 5.2'de gösterilen Metkon Forcipol 2V Grinder-Polisher marka cihazı kullanılarak, numune yüzeylerinde herhangi bir çizik, pürüz ya da kalıntı kalmayacak şekilde zımparalama işlemine tabi tutulmuştur ve yüzeyde kesme yoluyla oluşmuş zararlar giderilmiştir.



Şekil 5.2. Zımparalama cihazı

Zımparalama işlemine tabi tutulan numuneler daha sonra 9, 6, 3 ve 1 µm elmas pasta ile Şekil 5.3'de gösterilen Metkon gripo 2V grinder-polisher marka parlatma cihazı ile ayna parlaklığında çizik içermeyen düz bir yüzey elde etmek için parlatılmıştır. Her elmas pastanın ayrı parlatma sıvısı mevcuttur. Her parlatma işleminden sonra numune su ile yıkanmış, alkollenip kurutma makinesi ile kurutulmuştur.

Metalografik numune hazırlama işlemleri olan kesme, bakalite alma, zımparalama ve parlatma işlemlerinden geçirilen numuneler son aşama olarak dağlama işlemine tabi tutulmuştur. Dağlama işlemi malzemenin detaylı mikroyapısını ortaya çıkarmak için

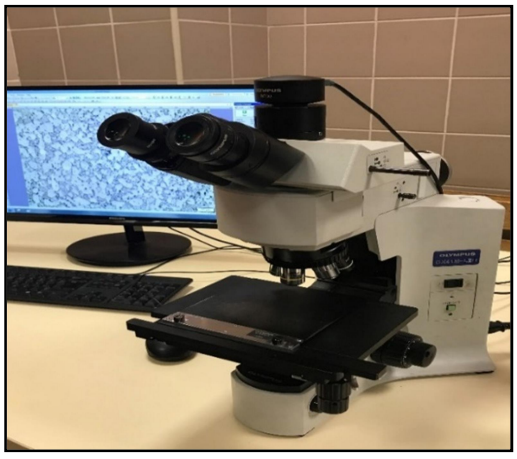
kullandığımız bir işlemdir. Literatürden edinilen bilgilere göre 2 mL HF, 6 mL HNO_3 ve 92 mL H_2O ile hazırlanan Kroll dağlayıcı kullanılarak 1 ila 3 sn arasında, dağlayıcı emdirilmiş pamuk ile numuneler dağlanmıştır [40].



Şekil 5.3. Parlatma cihazı

5.2. Mikroyapı Analizi

Metalografik olarak hazırlanan numuneler, Şekil 5.4'de gösterilen Olympus-BX41M-LED marka optik mikroskop cihazı kullanılarak numunelerin parlatılmış ve dağlanmış görüntüleri alınmıştır.



Şekil 5.4. Optik mikroskop

5.3. Kimyasal Analiz

Ortopedik implantlardan metalografik olarak hazırlanan numunelerin kimyasal analizi için optik emisyon spektrometre yöntemi kullanılmıştır. İncelenecek olan

numunelerin yüzeyi temiz ve düz olması sağlanmıştır. İncelenecek malzeme türüne göre referans alınmıştır ve numune yakma haznesine yerleştirilerek birkaç kere yakılması sağlanmıştır. Numunelere, Şekil 5.5'de gösterilen Foundry Master marka optik emisyon spektrometre cihazında 3 kere yakma işlemi uygulanmıştır. Yakma işlemi uygulanmış numunelerden 3 yakma değerin ortalaması alınarak 6 numune için kimyasal içerik elde edilmiştir.



Şekil 5.5. Optik emisyon spektrometre (OES)

5.4. Sertlik Ölçümü

Bir malzemeye kendisinden daha sert başka bir malzemenin batmasına, çizmesine (kalıcı şekil değiştirmesine) karşı gösterdiği direnç bir başka deyişle malzemelerin plastik deformasyona karsı gösterdiği direnç sertlik olarak tanımlanır. Sertlik kavramı, mukavemetin değerlendirilmesi (çeliklerde çekme mukavemeti gibi), aşınma dayanımı, işlenebilirlik vb. gibi önemli kavramlara öncülük eder. Sertlik ölçümü ile bir malzemenin tür değerlendirilmesi yapılabilir. En genel sertlik ölçüm yöntemleri aşağıda verilmiştir [41].

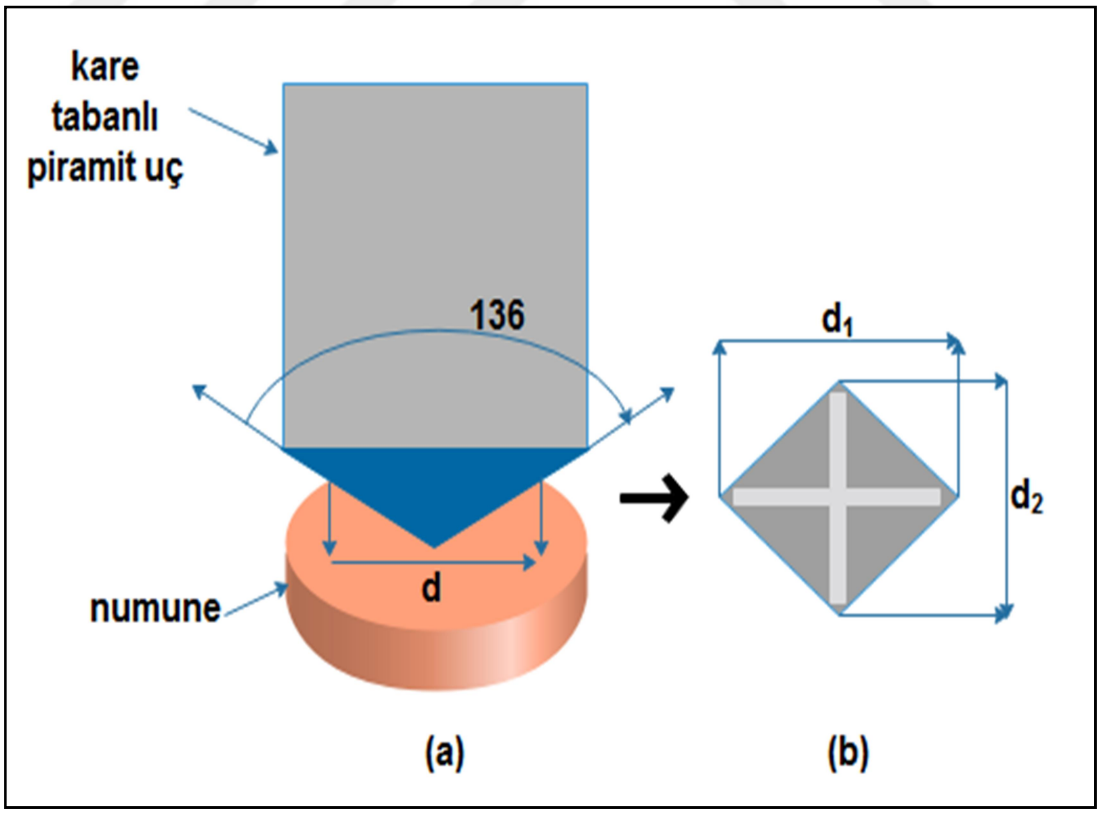
a) Brinell sertlik ölçme yöntemi
b) Vickers sertlik ölçme yöntemi
c) Rockwell sertlik ölçme yöntemi
d) Mikro sertlik ölçme yöntemi

Teknolojide yaygın olarak kullanılan sertlik ölçme yöntemleri, numune üzerinde elde edilen kalıcı iz büyüklüğünün ölçülmesi esasına dayanan yöntemlerdir [42]. Malzemelerin sertliklerinin ölçümü, malzemelerin mekanik özelliklerinin

belirlenmesinde yaygın olarak kullanılan en önemli analiz yöntemlerinden biridir. Laboratuvarlarda yaygın olarak kullanılan statik sertlik ölçme yöntemi makro sertlik ölçüm yöntemidir. Mikro sertlik yöntemlerinde iki standart uç kullanılır.

136° tepe açısına sahip tabanı kare olan Vickers ucu (piramit uç) ve 172°30' lık tabanı eşkenar dörtgen şeklinde Knoop ucudur [42]. Vickers uçlu sertlik ölçme yönteminde, malzeme üzerine 136° piramit elmas ucun 0.01 ile 100 kg arası çeşitli yükler kullanılarak uygulanması sonucu malzeme üzerinde oluşan izin köşegenleri arası mesafe üzerinden hesaplanmaktadır.

Vickers sertlik ölçümü deneyinin şematik görüntüsü Şekil 5.6'da da gösterildiği gibi meydana gelen iz tabanı, köşegeni d olan bir kare piramittir [41]. Taban köşegen uzunluğu d = [(d1 + d2)/2] formülü ile hesaplanmaktadır. Bu yöntemde sertliği ölçülecek parçanın cins ve boyutlarına göre 1, 2, 3, 5, 10, 20, 30, 40, 50, 62,5 ve 125 kg yükleme kuvvetlerinden biri kullanılır. Metalik malzemelerin sertlik değerleri Tablo 1.5'de verilmektedir ve vickers sertlik değeri birimi Hardness of Vickers (HV)'dir [43].



Şekil 5.6. Vickers sertlik deneyi a) vickers ucu b) köşegenlerin ölçümü [41]

Tablo 5.1. Metalik malzemelerin sertlik değerleri [43]

Metalik Malzemeler	HV
316L Paslanmaz Çelik	130-180
Co-Cr Alaşımları	300-400
Cp-Ti	120-300
Ti6Al4V	250-500

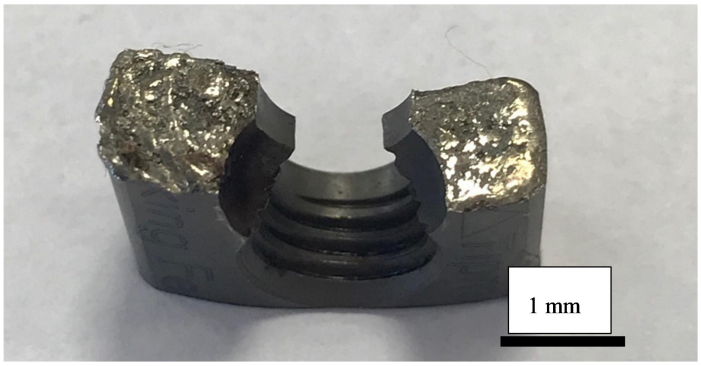
Deneysel çalışmada, 6 tane ortopedik plak için hazırlanan, yüzeyi düz ve parlatılmış numuneler Şekil 5.7'de gösterilen FV-700 Future Tech Vickers – hardness marka sertlik cihazında, 10 sn boyunca numuneler üzerine10 kgf yük uygulanmıştır. 6 tane numune üzerinde 6'şar farklı bölgeden sertlik ölçülmüş ve bu ölçümlerden ortalama vickers sertlik değerleri belirlenmiştir.



Şekil 5.7. Vickers mikro sertlik ölçüm cihazı

5.5. Taramalı Elektron Mikroskobu ile Kırık İnceleme

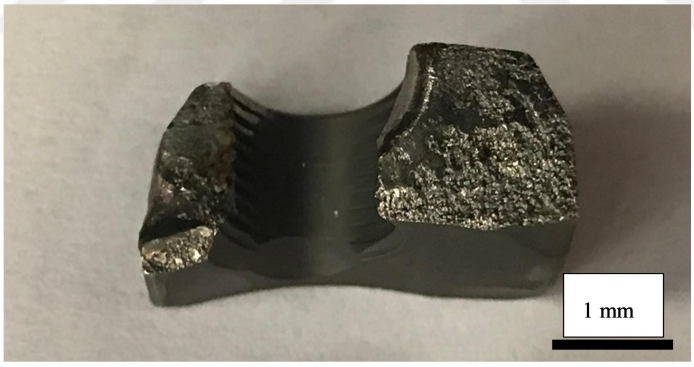
Ortopedik implantların kırılan bölgeleri hassas kesme ile kesilmiş, kesilen kırık bölgeler Şekil 5.11 - 5.16'da gösterilmiştir. Kırık bölgelerin fraktografik incelemesi için, ultrasonik temizleme cihazında 15 dakika süre ile temizlenmeye tabi tutulmuştur.



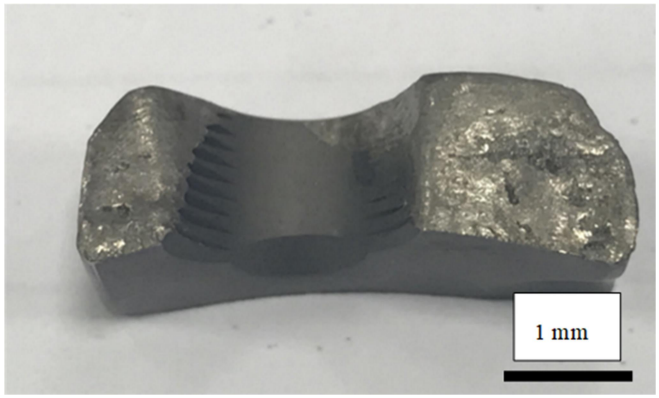
Şekil 5.8. Vaka 1'e ait kırık bölge



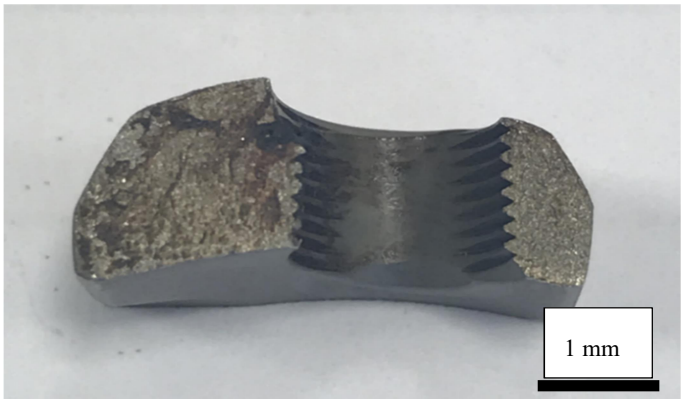
Şekil 5.9. Vaka 2'e ait kırık bölge



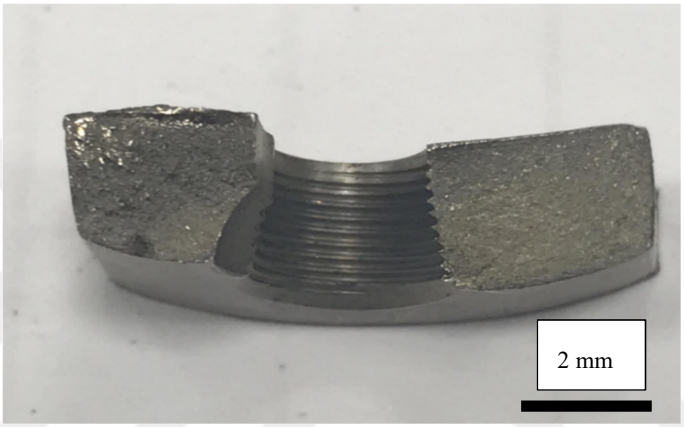
Şekil 5.10. Vaka 3'e ait kırık bölge



Şekil 5.11. Vaka 4'e ait kırık bölge



Şekil 5.12. Vaka 5'e ait kırık bölge



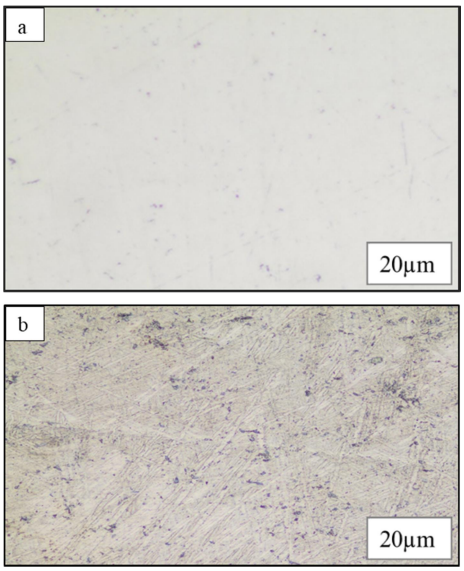
Şekil 5.13. Vaka 6'a ait kırık bölge

6. BULGULAR

Bu bölümde hazırlanan deney numunelerinin mikroyapı analiz, kimyasal analiz, sertlik ölçüm değerleri ve taramalı elektron mikroskobu ile yapılan fraktografi analiz sonuçlarına yer verilmiştir.

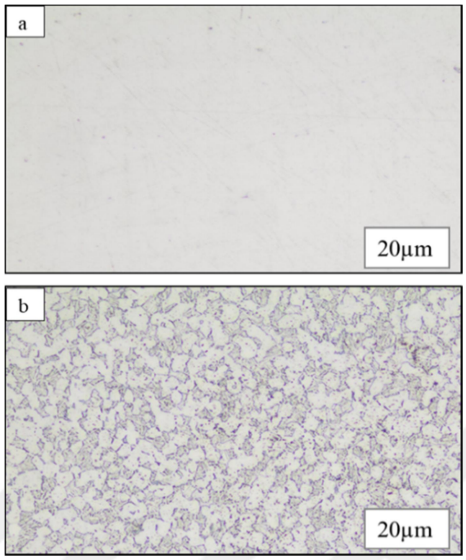
6.1. Mikroyapı Analiz Bulguları

Şekil 6.1-Şekil 6.6'da, vakalardan metalografik olarak hazırlanıp elde edilen numunelerin parlatılmış ve dağlanmış optik mikroyapı görüntüleri verilmiştir. Şekil 6.1 b'de verilen mikroyapı görüntüsüne bakıldığında eş eksenli ve lokal uzamış α taneleri gözükmektedir. Bu bölgelerin arasında kalan koyu bölgeler ise β bölgeleri olarak tarif edilmektedir. Mikroyapıda oluşan bu yapı farklılıkları alaşım içerisindeki α ve β stabilizer elementlerin bileşiminden kaynaklanmaktadır [29]. Ti6Al4V α + β fazlarını içeren Ti alaşımlarıdır [44]. Ti6Al4V alaşımındaki alüminyum α stabilizer, vanadyum ise β stabilizerdir [45]. Bu yapı aynı zamanda Şekil 6.6'da da görülmektedir.

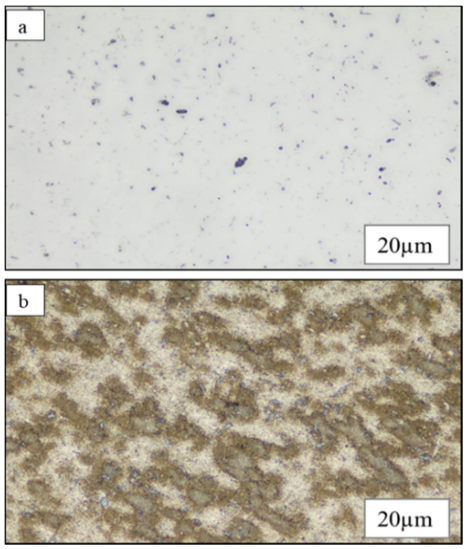


Şekil 6.1. Vaka 1'e ait ortopedik implanttan hazırlanan numuneden alınmış a) parlatılmış ve b) dağlanmış 50X büyütmedeki optik mikroskop görüntüsü

Şekil 6.2'de verilen mikroyapı görüntüsüne bakıldığında, numunenin Kroll ayracı ile dağlanma sonucunda Ti6Al4V alaşım yapısına benzer olduğuna işaret etmektedir [40].



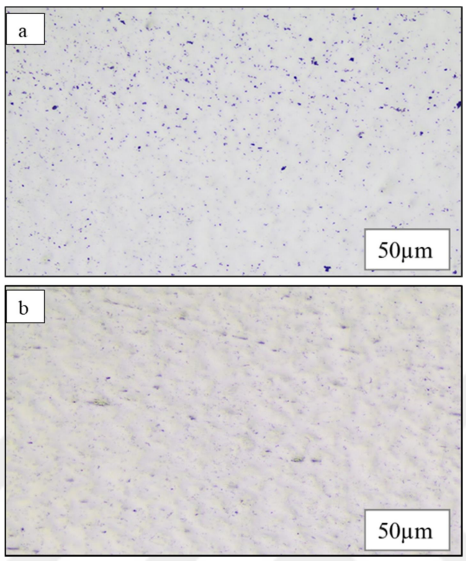
Şekil 6.2. Vaka 2'e ait ortopedik implanttan hazırlanan numuneden alınmış a) parlatılmış ve b) dağlanmış 50X büyütmedeki optik mikroskop görüntüsü



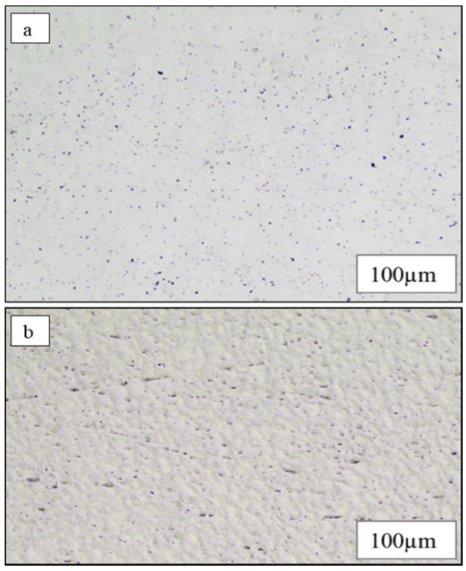
Şekil 6.3. Vaka 3'e ait ortopedik implanttan hazırlanan numuneden alınmış a) parlatılmış ve b) dağlanmış 50X büyütmedeki optik mikroskop görüntüsü

Şekil 6.3'de verilen mikroyapı görüntüsüne bakıldığında numunelerde homojen

dağılmış faz yapısına benzer bir mikroskop görüntüsü oluşmuştur. Saf titanyum oda sıcaklığında alfa fazından oluştuğu bilinmektedir. Ancak saf titanyum yapısı bile içerisinde çok az çözünen elementlerden dolayı (O, C, N gibi) "grade" olarak isimlendirilen çeşitli kalitelere ayrılmıştır.

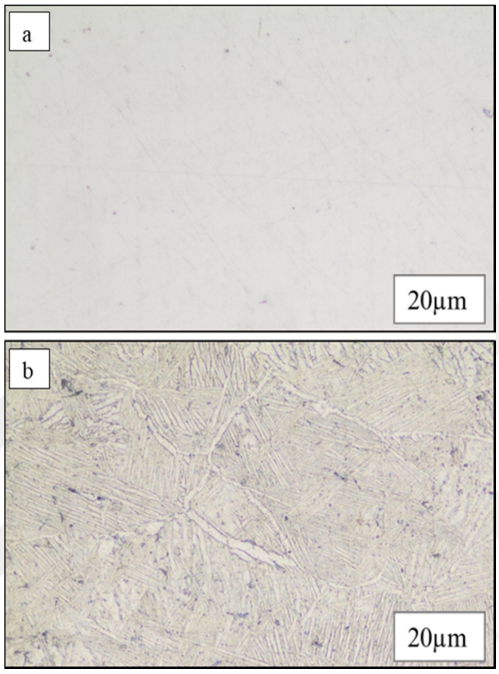


Şekil 6.4. Vaka 4'e ait ortopedik implanttan hazırlanan numuneden alınmış a) parlatılmış ve b) dağlanmış 20X büyütmedeki optik mikroskop görüntüsü



Şekil 6.5. Vaka 5'e ait ortopedik implanttan hazırlanan numuneden alınmış a) parlatılmış ve b) dağlanmış 10X büyütmedeki optik mikroskop görüntüsü

Bu elementlerin miktarının çok az artması bile titanyumun kalitesinde çok farklılaşmalara sebep olmaktadır. Ayrıca üretim yönteminden de gelen sebeplerle iki farklı grade derecesine sahip saf titanyum birbirinden farklı özellikler sergileyebilmektedir [27, 46]. Şekil 6.4 ve Şekil 6.5'de de Cp-Ti'ye benzer mikroyapı görüntüleri elde edilmiştir [46].



Şekil 6.6. Vaka 6'e ait ortopedik implanttan hazırlanan numuneden alınmış a) parlatılmış ve b) dağlanmış 50X büyütmedeki optik mikroskop görüntüsü

6.2. Kimyasal Analiz Bulguları

Ortopedik implantların düz, temiz ve kırık olmayan bölgesinden alınan parçalar optik emisyon spektrometre cihazında incelenerek numunelerin kimyasal bileşim sonuçları Tablo 6.1'de verilmiştir.

Kimyasal içeriği analiz edilen numuneler incelendiğinde, vaka 1, vaka 2 ve vaka 3'e ait numunelerin kimyasal içerik sonuçları, Ti, Al ve V elementlerinin literatürde olduğu gibi Ti6Al4V alaşımlı malzemenin kimyasal içerik oranları ile örtüştüğü görülmüştür [16]. Vaka 3, vaka 4 ve vaka 5'e ait numunelerin kimyasal analiz sonuçları ise yine literatürde belirtilen Cp titanyum kimyasal içerik oranları ile örtüştüğü görülmüştür [16].

Tablo 6.1. Numunelerin kimyasal içeriği

Malzeme	Alaşım içeriği (ağ %)											
	Ti	Si	Mn	Cr	Mo	Al	Cu	Fe	V	Zr	Sn	Nb
Vaka 1	90,6	0,0199	0,0159	0,0111	<0,0100	5,29	<0,0100	0,115	3,82	0,0116	<0,0500	0,0484
Vaka 2	90,0	0,0252	<0,0100	<0,0100	<0,0100	5,86	<0,0100	0,0120	3,89	<0,0100	<0,0500	0,0332
Vaka 3	99,8	<0,0100	<0,0100	<0,0100	<0,0100	<0,0050	<0,0100	0,0795	<0,0500	<0,0100	0,0645	<0,0100
Vaka 4	99,8	<0,0117	<0,0100	<0,0100	<0,0100	<0,0050	<0,0100	0,0355	<0,0500	<0,0100	0,0645	<0,0100
Vaka 5	99,8	<0,0100	<0,0100	<0,0100	<0,0100	<0,0050	<0,0100	0,0499	<0,0500	<0,0100	0,0868	<0,0100
Vaka 6	90,0	0,0258	<0,0100	<0,0100	<0,0100	5,47	<0,0100	0,183	4,27	<0,0100	<0,0500	0,0330

6.3. Sertlik Ölçüm Değeri Bulguları

Sertlik ölçümü için hazırlanan her bir numuneden alınan altışar ölçümün ortalama sertlik ölçümü değerleri Tablo 6.2 ’de verilmiştir.

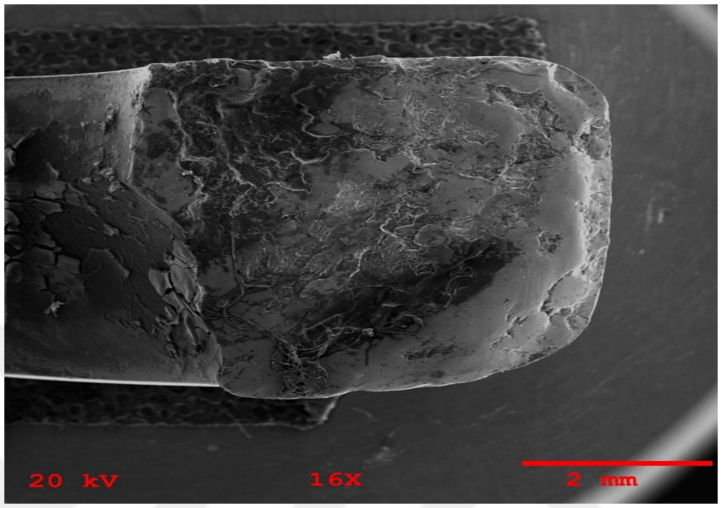
Tablo 6.2. Vakalara ait deney numunelerinin ortalama sertlik değerleri

Numune No	HV
1	335,11
2	294,15
3	172,56
4	190,33
5	160,51
6	297,76

Vakalara ait deney numunelerini ortalama sertlik ölçüm sonuçları, vaka 3, vaka 4 ve vaka 5’e ait numunelerden alınan ortalama sertlik değeri literatürde geçen Cp titanyum sertlik değeri aralığında, vaka 1, vaka 2 ve vaka 6’ya numunelerden alınan ortalama sertlik değeri yine literatürde geçen Ti6Al4V alaşımının sertlik değeri aralığında bulunmuştur [43].

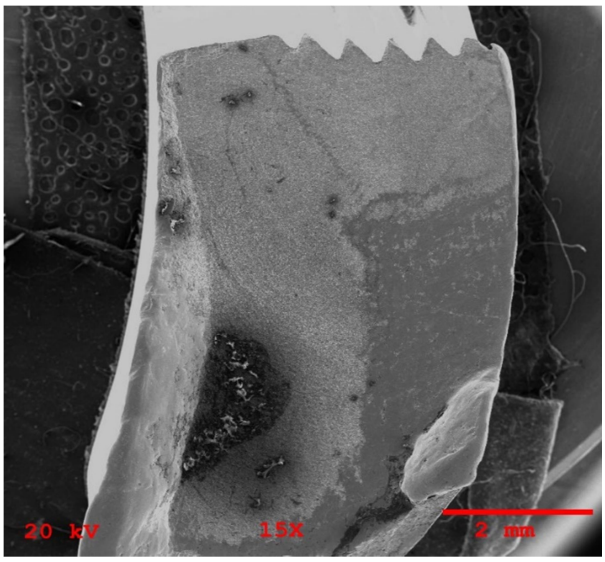
6.4. SEM-fraktografi Analiz Bulguları

Şekil 6.7- Şekil 6.12' de gösterilen, hastada kırılmış hasarlı olarak hastadan çıkarılan ortopedik plakların kırık bölgelerinden alınan SEM görüntüleri verilmiştir. Bu görüntüler incelenerek ortopedik plağın neden kırıldığına dair yorumlar yapılmıştır.

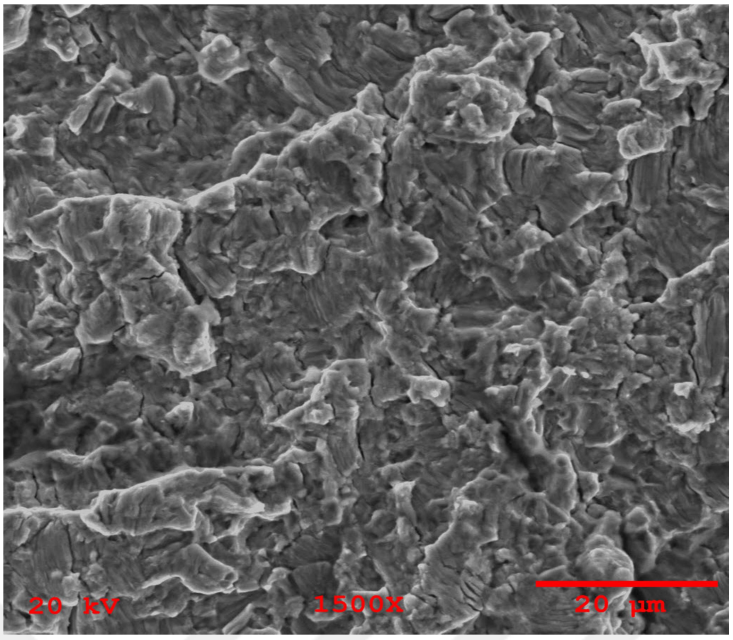


Şekil 6.7. Vaka 1'e ait numunenin 16X büyütmede SEM görüntüsü

Şekil 6.7 'de vaka 1'e ait numunenin kırık bölgesinde SEM-fraktografi analiz görüntüsü incelendiğinde, aşırı zorlanma ile meydana gelen kırık oluşumu görümüştür. Ortopedik plak, üzerine düşen çok fazla yükü karşılayamamış ve kırılmıştır. Herhangi bir yorulma çizgisine rastlanmamıştır.

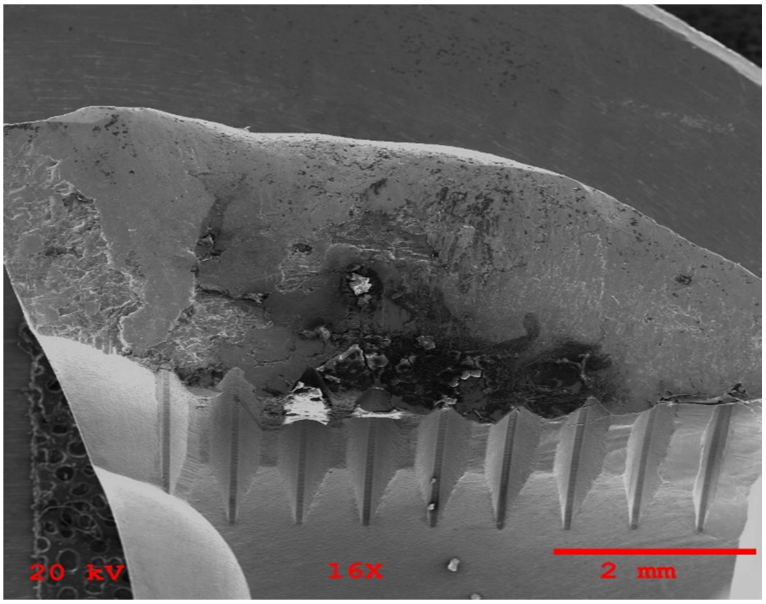


Şekil 6.8. Vaka 2'e ait numunenin 15X büyütmede SEM görüntüsü

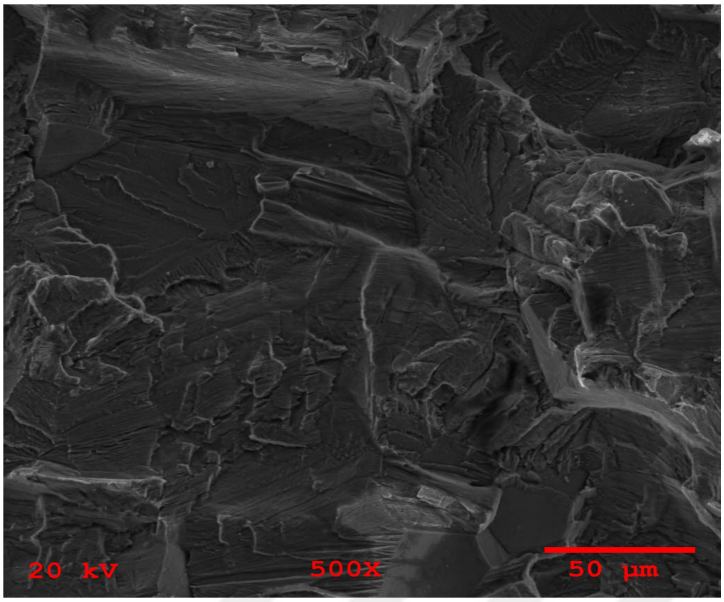


Şekil 6.9. Vaka 2'e ait numunenin 1500X büyütmede SEM görüntüsü

Şekil 6.8 'de gösterilen vaka 2'ye ait numunenin kırık bölgesinde SEM-fraktografi analiz görüntüsü incelendiğinde bölgede yorulma çizgilerine rastlanmış olup ortopedik plakta yorulmadan kaynaklı kırılma meydana geldiği anlaşılmıştır. Yorulmadan kaynaklı kırılmada yorulma çizgilerinin varlığı, Şekil 6.9'da gösterilen SEM görüntüsünde de görülmüş olup ayrıca gevrek kırılmanın oluştuğu da anlaşılmıştır.

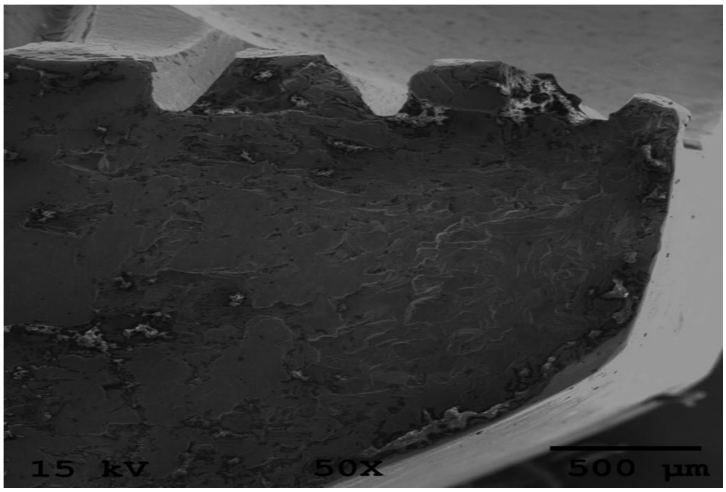


Şekil 6.10. Vaka 3'e ait numunenin 16X büyütmede SEM görüntüsü



Şekil 6.11. Vaka 3'e ait numunenin 500X büyütmede SEM görüntüsü

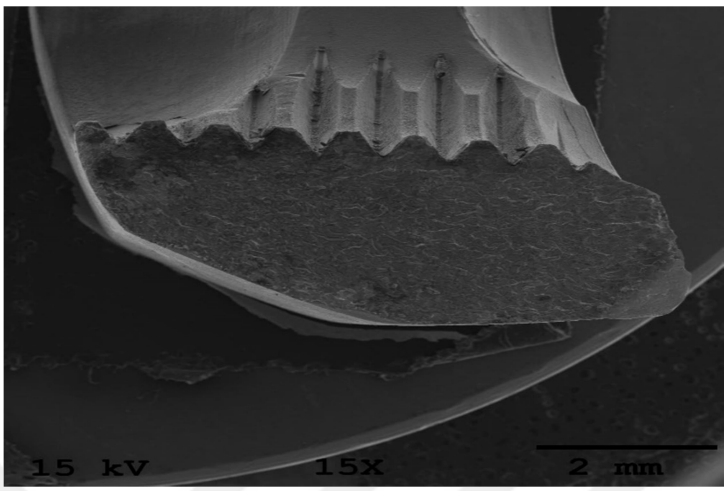
Şekil 6.10 'da vaka 3'e ait numunenin kırık bölgesinde SEM-fraktografi analizi incelendiğinde vida yerinden başlayan, ani darbe ile oluşan ani kırılmanın meydana geldiği düşünülmüştür. Ortopedik plak belli bir yükü karşılamış daha sonrasında fazla gelen yükü karşılayamayıp plastik deformasyona uğradığı düşünülmüştür. Şekil 6.11'de bu hasarlı plakta meydana gelen ani kırılma ile oluşup hızlı ilerleyen gevrek kırılmanın karakteristik bir kırılma çeşiti olan klivaj kırılma yapılarına benzerlik olduğu görülmüştür [30].



Şekil 6.12. Vaka 4'e ait numunenin 50X büyütmede SEM görüntüsü

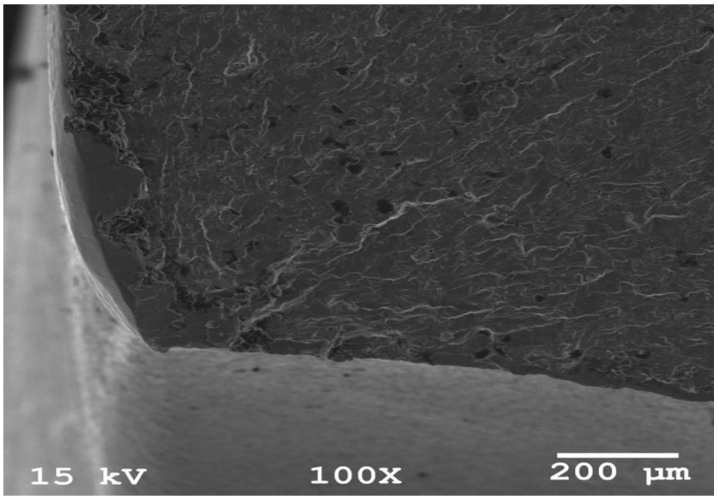
Şekil 6.12'de vaka 4'e ait numunenin kırık bölgesinden alınan SEM-fraktografi

analiz görüntüsü incelendiğinde bölgede çekme kuvvetinin etkisiyle hasar oluştuğu ve nihai kopmanın olduğu düşünülmüştür.



Şekil 6.13. Vaka 5'e ait numunenin 15X büyütmede SEM görüntüsü

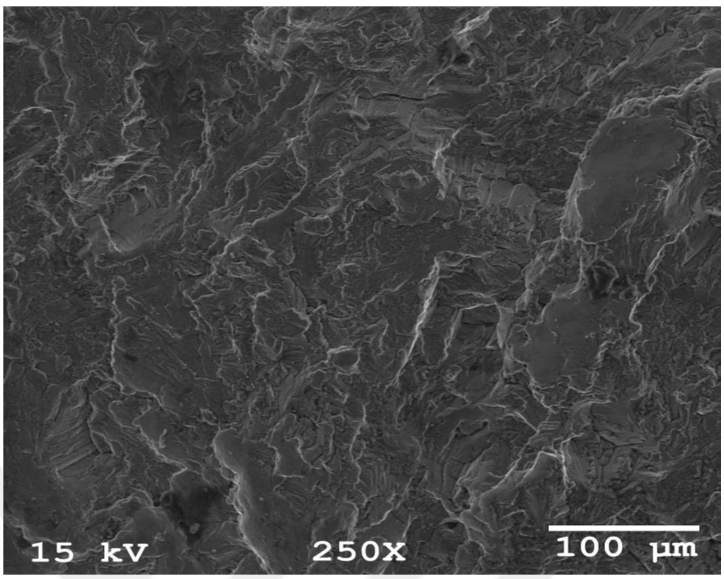
Şekil 6.13'de vaka 5'e ait numunenin kırık bölgesinden alınan SEM-fraktografi analiz görüntüsü incelendiğinde bölgede, çekme-basma kuvvetlerinin etkisiyle, vidanın çıkış kısmından, pürüzlü yapıda görülen bölgede aşırı gerilmelerden dolayı çatlak başlangıcı görülmüştür.



Şekil 6.14. Vaka 6'e ait numunenin 100X büyütmede SEM görüntüsü

Şekil 6.14'de vaka 6'ya ait numunenin kırık bölgesinden alınan SEM-fraktografi analiz görüntüsü incelendiğinde çekme-basma kuvvetlerinin etkisinde aşırı zorlanma ile çatlak başlangıcı oluşup yayılarak yorulmadan kaynaklı kırık hasarına yol

açmıştır. Şekil 6.15'de gösterilen SEM görüntüsünde bu kırılmanın çatlak başlangıcı ile başlayıp gevrek kırılmaya sebebiyet vermiş olabileceği düşünülmüştür



Şekil 6.15. Vaka 6'e ait numunenin 250X büyütmede SEM görüntüsü

.

7. SONUÇLAR VE ÖNERİLER

Hasarlı distal femur ortopedik implantlarının hasar analizini yapmak için kullandığımız analiz yöntemleri, mikroyapı analiz, kimyasal analiz, sertlik testi ölçüm analiz bulgularına göre, vaka 1, vaka 2 ve vaka 6'ya ait numunelerin standart Ti6Al4V alaşımı malzemesi; vaka 3, vaka 4 ve vaka 5'e ait numunelerin saf titanyum malzemesi olduğu anlaşılmıştır. Çıkan bulgular, tablolardaki değerler ve görüntülere bakıldığında literatüre uygun olduğu görülmektedir.

Tablo 1.2 'de saf titanyum ve Ti6Al4V alaşımı mekanik özellikleri karşılaştırıldığında, saf titanyumun Ti6Al4V alaşımına göre akma ve yorulma mukavemetinin düşük olduğu görülmektedir. Buna göre saf titanyum içerikli malzemelerin max. dayanıklılıklarının, Ti6Al4V alaşımı içerikli malzemelere göre neredeyse yarısı olduğundan, saf titanyum içeren ortopedik implantların hasara uğramalarının olası olduğu anlaşılmaktadır. Günümüzde ortopedik implantlar Ti6Al4V alaşımı malzemesinden üretilmektedir. Ancak yapılan analizler sonucunda saf titanyumun da kullanılmış olduğu anlaşılmaktadır. Yapılan hasar analizi bulguları incelendiğinde ve malzeme özelliklerine göre saf titanyumun kullanılması, olumlu sonuçların vermediğini bize göstermiştir. Ti6Al4V alaşımlı hasarlı ortopedik implantlar incelendiğinde benzer kırılma hasarlarının oluştuğu görülmektedir. Bu nedenle oluşan hasarlar dikkatlice incelenmelidir. Ortopedik plaklarda meydana gelen hasarlar SEM ile detaylı incelendiğinde; vakalarda oluşan kırılmaların çeşitli nedenlerinin olduğu anlaşılmıştır. Aşırı zorlama, yorulma ya da fazla gerilmelere maruz kalarak, ortopedik plaklarda hasarlar meydana gelebilir. Vakalar kendi içinde ayrı ayrı değerlendirilmiştir.

Vaka 1'e ait ortopedik implantın takılı olduğu hasta trafik kazası geçirdiği için ortopedik implant aşırı zorlanmaya maruz kalarak hasara uğramıştır. Ayrıca ortopedik plağın takılı olduğu röntgen görüntüsü incelendiğinde vida yerleşiminin uygun olmadığının da tespiti yapılmıştır [21]. Vakaya ait ortopedik plaktan incelenmek üzere alınan parçalar üzerinden malzeme karakterizasyonu, kimyasal

analiz, sertlik ölçüm analizleri yapıldığında implantın Ti6Al4V alaşımı olduğu anlaşılmıştır. SEM görüntülerine bakıldığında, hasta bilgileri doğrultusunda implantın aşırı zorlanmaya maruz kaldığı düşülmüştür. Yanlış cerrahi yaklaşımdan kaynaklanan plak-vida yerleşiminin yarattığı olumsuzluklardan kaynaklanan hataların varlığı ile plağın hasara uğradığı düşünülmüştür.

Vaka 2'ye ait ortopedik implantın röntgen görüntüleri incelendiğinde, ortopedik plağın takılı olduğu 92 yaşında ve kilosu belli olmayan hastanın oldukça kilolu olduğu düşünüldüğünden implant, fazla gerilimden dolayı aşırı yükü karşılayamayıp implant yetersizliğinden dolayı yorulmadan kaynaklı kırılma oluşarak, ortopedik plak hasara uğramıştır.

Vaka 3, vaka 4 ve vaka 5'e ait ortopedik implantların hasar analizi yapıldığında, implantların kırılma nedenlerinden biri olan malzeme seçimi olduğu görülmektedir. Yapılan mikroyapı analizi, kimyasal analiz ve sertlik ölçüm değerleri bulgularına göre vaka 3, vaka 4 ve vaka 5' ait numunelerin saf titanyum olduğu anlaşılmıştır. Saf titanyumun yorulma mukavemeti Ti6Al4V alaşımı yorulma mukavemetinden oldukça düşüktür. Ayrıca saf titanyum kemikle kimyasal bağ kurabilme yeteneği zayıftır ve vücut içerisinde doku tarafından sarılarak sabitlenmesi uzun süreler gerektirebilir. Numunelerin kırılma yüzeyleri incelendiğinde yorulma, aşırı zorlanma, fazla stres, üretim hatası ya da ameliyat sırası komplikasyonların sebebiyet verdiği sonucuna varılmıştır.

Vaka 3'e ait ortopedik implantın takılı olduğu 51 yaşında olan hastada, implant basit düşme ile kırılıp hasara uğramıştır. Kırık bölgeden elde edilen SEM görüntüsünde hasar analizi yapıldığında da aşırı zorlanma ile ani kırılmadan kaynaklı oluşan gevrek kırılma olduğunun tespiti yapılmıştır. Ayrıca hastada takılı ortopedik implantın röntgen görüntüsü incelendiğinde vida yerleşiminin olması gereken standartlara uygun olarak takılmadığının tespiti yapılmıştır [21]

Vaka 4'e ait ortopedik implantın takılı olduğu hastanın bilgisi ve hikayesi olmağı için hangi neden ile hastaneye gelip hasarlı ortopedik plağın hastadan çıkarıldığı bilinmemektedir. Ayrıca röntgen görüntüsü olmadığı için vida yerleşimi konusunda yorum yapılamamıştır.

Numunenin kırık bölgesinde yapılan hasar analizi sonucunda üretim hatası ya da ameliyat sırası komplikasyonların sebep olduğu hasar mekanizması tespit edilmiştir.

Vaka 5'e ait ortopedik implantın takılı olduğu hastanın bilgisi ve hikayesi olmadığı için hasarlı ortopedik plağın, hastadan çıkarılma nedeni bilinmemektedir. Ayrıca yine röntgen görüntüsü elde edilemediği için vida yerleşimi konusunda yorum yapılamamıştır. Numunede yapılan materyal karakterizasyonu, kimyasal analiz ve sertlik sonuçlarına göre implantın saf titanyum olduğu sonucuna varılmıştır. Malzeme seçiminin yanlış olmasından da kaynaklı olarak hasara uğrayan ortopedik implantın kırık bölgesinde hasar analizi incelemeleri sonucunda, implant aşırı gerilimlere maruz kaldığı anlaşılmıştır. Aşırı gerilmeler implantta çatlak oluşuma sebebiyet vermiştir. Çatlak ilerleyerek ortopedik implant kırılarak hasara uğramıştır.

Vaka 6'ya ait ortopedik implantın takılı olduğu hastanın bilgisi ve hikayesi olmadığı için hasarlı ortopedik plağın, hastadan çıkarılma nedeni bilinmemektedir. Röntgen görüntüsünün de olması sebebi ile vida yerleşimi konusunda yorum yapılamamıştır. Ortopedik implantın kırık bölgesinden elde edilen SEM görüntülerinde yapılan hasar analizinde, aşırı zorlanma ile implantta çatlak başlangıcı oluştuğu görülmüştür. Çatlak zamanla ilerleyerek gevrek kırılmaya sebebiyet verip implantın hasara uğramasına yol açmıştır.

Buna göre, vaka 1'e ait hastadaki takılı olan ortopedik implant, aşırı gerilmeden kaynaklı ve yanlış cerrahi yaklaşım ile hasara uğramıştır. Vaka 2'ye ait hastadaki takılı olan ortopedik implant, üzerine düşen fazla yükü karşılayamayıp implant yetersizliği sonucu hasara uğramıştır. Vaka 3'e ait hastadaki takılı olan ortopedik implant, malzeme seçiminin yanlış olması ve ani darbe ile fazla yükü karşılayamaması sonucunda hasara uğramıştır. Vaka 4'e ait hastadaki takılı olan implant, yanlış malzeme seçimi, hatalı üretim ve ameliyat sırasında gelişen komplikasyonlar sonucu hasara uğramıştır. Vaka 5'e ait hastadaki takılı implant, yanlış malzeme seçimi ve aşırı yükleme sonucunda hasara uğramıştır. Vaka 6'ya ait hastadaki takılı olan implant, aşırı gerilmeden kaynaklı hasara uğramıştır.

Bu çalışma sonucunda ortopedik implantlarda doğru malzeme kullanılmış da olsa çeşitli sebeplerden kırılıp hasara uğramalarının kaçınılmaz olduğu görülmüştür. Bu amaçla implantlarda malzemeden kaynaklı olmayan hasarların önüne geçebilmek

için kişiye özel anatomik yapıya uygun ortopedik implantlar tasarlanabilir. Ayrıca cerrahi operasyon sırasında gerçekleşen komplikasyonların önüne geçmek için hekimlerin plak yerleşimi konusunda bilgilendirilmesi sağlanabilir.

KAYNAKLAR

[1] Şenocak E., Distal Femur Diafiz Kırıklarında Antegrad ve Retrograd İntrameduller Çivi Uygulamalarımız, Uzmanlık Tezi, Atatürk Üniversitesi, Ortopedi ve Travmatoloji Anabilim Dalı, Erzurum, 2014, 388396.

[2] Balaban N., Titanyum ve Alaşımlarının Biyouyumluluklarının İncelenmesi, Yüksek Lisans Tezi, İstanbul Teknik Üniversitesi, Fen Bilimleri Enstitüsü, İstanbul, 2007.

[3] Güven Ş. Y., Delikanlı K., Metalik Biyomalzemelerde Son Gelişmeler, *Tasarım İmalat Analiz Kongresi,* Balıkesir, Türkiye, 26-28 Nisan 2006.

[4] Park J., Lakes R. S., *Biomaterials: An Introduction*, 3rd ed., Springer Science & Business Media, U.S.A., 2007.

[5] Kıyıcı İ.A., Plazma Püskürtme Yöntemiyle Üretilen Hidroksiapatit-Cam Kompozit Kaplamaların Karakterizasyonu, Yüksek Lisans Tezi, Marmara Üniversitesi, Fen Bilimleri Enstitüsü, İstanbul, 2011, 290316

[6] Özalp Y., Özdemir N., Biyomateryaller ve Biyouyumluluk, *Ankara Üniversitesi Eczacılık Fakültesi Dergisi,* 1996, **25**(2), 057-072.

[7] Bulut B., Ticari İnert Cam Katkılı Hidroksiapatit-alümina ve Hidroksiapatit-zirkonya Kompozitlerin Üretimi ve Karakterizasyonu, Yüksek Lisans Tezi, İstanbul Teknik Üniversitesi, Fen Bilimleri Enstitüsü, İstanbul, 2014, 353701.

[8] Tüylek Z., Biyometaryaller ve Sağlıkta Kullanımı, *Bozok Tıp Dergisi,* 2017*,* **7**(4)*,* 080-089.

[9] Güven S., Ortopedik Malzemelerin Biyouyumlulukları ve Mekanik Özelliklerine Göre Seçimi, *II. Ulusal Tasarım İmalat ve Analiz Kongresi,* Balıkesir, Türkiye, 11-12 Kasım 2010.

[10] Chen Q., Thouas G. A., Metallic Implant Biomaterials, *Materials Science and Engineering R,* 2015, 87, 001-057.

[11] KuloğluO. A., Ti-Cr-Co Esaslı Diş İmplantı Üretimi ve Karakterizasyonu, Yüksek Lisans Tezi, Afyon Kocatepe Üniversitesi, Fen Bilimleri Enstitüsü, Afyon, 2018, 543944.

[12] Ratner B. D., Hoffman A. S., Schoen F. J., Lemons J. E., *Biomaterials Science: An Introduction to Materials in Medicine*, 2rd ed., Elsevier Academic Press, London, 2004.

[13] Layens C., Peters M., *Titanium and Titanium Alloys: Fundamentals and Applications,* 1st ed., Wiley-VCH, Weinhem, 2003.

[14] Eliaz N., Corrosion of Metallic Biomaterials: A Review, *Materials,* DOI: 10.3390/ma12030407.

[15] Gümüşderelioğlu M., Biyomalzemeler, *Bilim ve Teknik Dergisi,* 2002, Temmuz Özel Sayısı, 1-23.

[16] Azevedo C., Failure Analysis of A Commercially Pure Titanium Plate For Osteosynthesis, *Engineering Failure Analysis,* 2003, **10**, 153-164.

[17] ASTM F136, Standart Specification for Wrought Titanium-6 Aluminum-4 Vanadium ELI (Extra Low Interstitial) Alloy for Surgical Implant Applications, *ASTM International,* West Conshohocken,1996.

[18] Pasinli A., Biyomedikal Uygulamalarda Kullanılan Biyomalzemeler, *Makine Teknolojileri Elektronik Dergisi,* 2004*,* **4**, 25-34.

[19] Lausmaa J., Mattsson L., Rolander U., Kasemo B., Chemical Composition and Morphology of Titanium Surface Oxides, *Materials Research Society Proceedings,* DOI: 10.1557/PROC-55-351.

[20] Aksakal B., Yildirim Ö., Gul H., Metallurgical Failure Analysis of Various Implant Materials Used in Orthopedic Applications, *Journal of Failure Analysis and Prevention,* 2004*,* **4**(3), 17-23.

[21] Gönç U., Minimal İnvaziv Osteosentez: Temel Prensipleri, Cerrahi Planlama ve Redüksiyon Yöntemleri, *TOTBİD Dergisi,* 2012*,* **11**(1), 1-14.

[22] Azevedo C. R. F., Hippert Jr E., Failure Analysis of Surgical Implants in Brazil, *Engineering Failure Analysis,* 2002, **9**, 621-633.

[23] Parrington R. J., Fractography of Metals and Plastics, *Practical Failure Analysis,* 2002, **2**, 16-19.

[24] Mahmoud Z.I., Ahmed A.D., Farazila Y., Hamdi M., Biomedical Materials and Techniques to Improve the Tribological, Mechanical and Biomedical Properties of Orthopedic Implants-A Review Article, *Journal of Alloys and Compounds,* 2017, **714**, 636-667.

[25] Akyol S., Ti6Al4V Titanyum Alaşımının İşlenebilirliğinin Isıl İşlem Yardımıyla Arttırılması, Yüksek Lisans Tezi, İstanbul Teknik Üniversitesi, Fen Bilimleri Enstitüsü, İstanbul, 2007, 223609.

[26] Özyürek D., Tekeli S., Wear Properties of Titanium and Ti6Al4V Titanium Alloy by Mechanical Milling, *High Temperature Materials and Processes,* 2011*,* **30**, 175-180.

[27] Ensarioğlu C., Çakır M. C., Titanyum ve Alaşımlarının İşlenebilirlik Etüdü," *Mühendis ve Makine,* 2005*,* **46**(546), 1-7.

[28] İçdem C., Saf Titanyum ve Ti6Al4V, Ti6Al7Nb Alaşımlarının Akışkan Yatak Ortamında Termal Oksidasyonu, Yüksek Lisans Tezi, İstanbul Teknik Üniversitesi, Fen Bilimleri Enstitüsü, İstanbul, 2007, 252003.

[29] Yalçın B., Toz Metalurjisi Yöntemiyle İmal Edilen Titanyum Alaşımı İmplantların Temel Özelliklerinin Araştırılması, Doktora Tezi, Süleyman Demirel Üniversitesi, Fen Bilimleri Enstitüsü, Isparta, 2007, 200076.

[30] Marcomini J. B., Baptista C. A. R. P., Pascon J. P., Teixeira R. L., Reis F. P., Investigation of A Fatigue Failure in A Stainless Steel Femoral Plate, *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials,* 2014, **38**, 52-58.

[31] Magnissalis E. A., Zinelis S., Karachalios T., Hartofilakidis G., Failure Analysis of Two Ti-Alloy Total Hip Arthroplasty Femoral Stems Fracturedin Vivo, *Journal of Biomedical Materials Research,* 2003, **66**, 299-305.

[32] Guerra-Fuentes L., Garcia-Sanchez E., Juarez-Hernandez A., Hernandez-Rodriguez M. A. L., Failure Analysis in 316L Stainless Steel Supracondylar Blade Plate, *Engineering Failure Analysis,* 2015, **57**, 243-247.

[33] Naghdi F., Farhangi H., Azar M. Z., Allahyari A. A., Fractographic Investigation of Failures in 316L Stainless Steel Orthopedic Condylar Blade Plate, *Proceedings of 8th International Fracture Conference*, İstanbul, Türkiye, 7-9 November 2007.

[34] Sivakumar M., Rajeswari S., Corrosion Induced Failure of A Stainless Steel Orthopaedic Implant Device, *Steel Research,* 1995*,* **66**(1), 35-38.

[35] Kanchanomai C., Phiphobmongkol V., Muanjan P., Fatigue Failure of An Orthopedic Implant–A Locking Compression Plate, *Engineering Failure Analysis,* 2008, **15**, 521-530.

[36] Roffey P., Case study: Failure of A High Nitrogen Stainless Steel Femoral Stem, *Engineering Failure Analysis,* 2012, **20**, 173-182.

[37] Proverbio E., Bonaccorsi L. M., Microstructural Analysis of Failure of A Stainless Steel Bone Plate Implant, *Practical Failure Analysis,* 2001, **1**(4), 33-38.

[38] Sudhakar K. V., Metallurgical Investigation of A Failure in 316L Stainless Steel Orthopaedic Implant, *Engineering Failure Analysis,* 2005, **12**, 249-256.

[39] Manivasagam G., Dhinasekaran D., Rajamanickam A., Biomedical Implants: Corrosion Its Prevention-A Review, *Recent Patents on Corrosion Science,* 2010, **2**, 40-54.

[40] Gammon L. M., Briggs R. D., Packard J. M., Batson K. W., Boyer R., Domby C. W., Metallography and Microstructures of Titanium and Its Alloys, *ASM handbook,* DOI: 10.1361/asmhba0003779.

[41] Park J. B., *Biomaterials Science and Engineering*, 1st ed., Plenum Press, New York, 2012.

[42] Aslan A., Atık Metal Talaşlarının Geri Dönüştürülmesiyle Metal Matris Kompozit Malzemelerin Üretimi ve Mekanik Özelliklerinin Araştırılması, Yüksek Lisans Tezi, Selçuk Üniversitesi, Fen Bilimleri Enstitüsü, Konya, 2014, 380881.

[43] Milošev I., Metallic Materials For Biomedical Applications: Laboratory and Clinical Studies, *Pure and Applied Chemistry,* 2011*,* **83**(2), 309-324.

[44] Destefani J. D., Introduction to Titanium and Titanium Alloy, *ASM Handbook,* DOI: 10.31399/asm.hb.v02.a0001080

[45] Williams A., Cahn R., Barrett C., The Crystallography of The β-α Transformation in Titanium, *Acta Metallurgica,* 1954*,* **2**, 117-128.

[46] Smith W. F., *Structure and Properties of Engineering Alloys*, 2nd ed., McGraw-Hill, Ohio, 1993.

KİŞİSEL YAYINLAR VE ESERLER

[1] **Demir S**., Mutlu İ., Titanium Alloy Damage Analysis of Distal Femur Plate**,** *6th International Symposium on Academic Studies in Science, Engineering and Architecture Sciences*, ISMS, Ankara, 13-15 June 2019.

ÖZGEÇMİŞ

Seda DEMİR, 1993 yılında Bolu'da doğdu. İlk, orta ve lise öğrenimini Bolu'da tamamladı. 2012 yılında girdiği Namık Kemal Üniversitesi Çorlu Mühendislik Fakültesi Biyomedikal Mühendisliği Bölümün'den 2016 yılında Biyomedikal Mühendisi olarak mezun oldu. 2016-2019 yılları arasında, Kocaeli Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü, Biyomedikal Mühendisliği Anabilim Dalı'nda Yüksek Lisans öğrenimini tamamladı. 2017 yılından itibaren İstanbul Yeni Yüzyıl Üniversitesi Mühendislik-Mimarlık Fakültesinde Araştırma Görevlisi olarak görev yapmaktadır.