



T.C.
KIRŞEHİR AHI EVRAN ÜNİVERSİTESİ
FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ
İLERİ TEKNOLOJİLER ANABİLİM DALI

CO₂ LAZER DESTEKLİ NİTRÜRLENMİŞ Tİ-6AL-4V ALAŞIMININ ÖZELLİKLERİNİN BELİRLENMESİ

Şeyhmus AYDIN

YÜKSEK LİSANS TEZİ

KIRŞEHİR / 2019



T.C.
KIRŞEHİR AHI EVRAN ÜNİVERSİTESİ
FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ
İLERİ TEKNOLOJİLER ANABİLİM DALI

CO₂ LAZER DESTEKLİ NİTRÜRLENMİŞ Tİ-6AL-4V ALAŞIMININ ÖZELLİKLERİNİN BELİRLENMESİ

Şeyhmus AYDIN

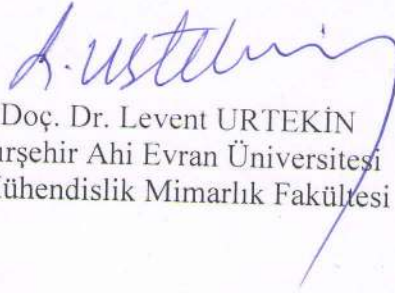
YÜKSEK LİSANS TEZİ

DANIŞMAN
Doç. Dr. Levent URTEKİN

KIRŞEHİR / 2019

Bu çalışma 19.07.2019 tarihinde aşağıdaki jüri tarafından İleri Teknolojiler Anabilim Dalı,
İleri Teknolojiler Programında Yüksek Lisans tezi olarak kabul edilmiştir

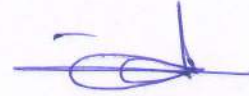
Tez Jürisi



Doç. Dr. Levent URTEKİN
Kırşehir Ahi Evran Üniversitesi
Mühendislik Mimarlık Fakültesi



Prof. Dr. Ali Osman KURBAN
Kırşehir Ahi Evran Üniversitesi
Mühendislik Mimarlık Fakültesi



Prof. Dr. Mehmet Duran TOKSARI
Erciyes Üniversitesi
Mühendislik Fakültesi

TEZ BİLDİRİMİ

Tez içindeki bütün bilgilerin etik davranış ve akademik kurallar çerçevesinde elde edilerek sunulduğunu, ayrıca tez yazım kurallarına uygun olarak hazırlanan bu çalışmada bana ait olmayan her türlü ifade bilginin kaynağına eksiksiz atıf yapıldığını bildiririm.

Şeyhmus AYDIN



20.04.2016 tarihli Resmi Gazete’de yayımlanan Lisansüstü Eğitim ve Öğretim Yönetmeliğinin 9/2 ve 22/2 maddeleri gereğince; Bu Lisansüstü teze, Kırşehir Ahi Evran Üniversitesinin abonesi olduğu intihal yazılım programı kullanılarak Fen Bilimleri Enstitüsü’nün belirlemiş olduğu ölçütlere uygun rapor alınmıştır.



ÖNSÖZ

Yüksek lisansa başlamamda büyük emeği olan, gösterdiği yakın ilgi ve yüksek lisans ders sürecinde gösterdiği örnek davranışlar ile bilim adamının nasıl olması gerektiğini bana öğreten, engin bilgisi ve müthiş çözümleyiciliği sayesinde bu tezin hazırlanmasında sonsuz katkı sağlamış olan danışman hocam Doç. Dr. Levent URTEKİN'e büyük bir içtenlikle teşekkür ederim. Tezimin her aşamasında bana destek olan sorunları beraber çözmeye çalıştığımız maddi ve manevi katkılarını esirgemeyen kardeşim Özkan AYDIN'a, tez sürecinde fikirlerini esirgemeyen, biyofilm çalışmaları boyutunda büyük katkı sağlayan değerli hocam Prof. Dr. Ali SEVİM'e, desteklerinden dolayı Doç. Dr. Uğur KÖKLÜ ve değerli jüri üyelerim Prof. Dr. Ali Osman KURBAN ile Prof. Dr. Mehmet Duran TOKSARI hocalarıma teşekkürlerimi sunarım.

Tezimi, ailem başta olmak üzere özellikle Özkan, Ömer, Emir ve Kerem'e ithaf ederim.

Temmuz, 2019

Şeyhmus AYDIN

TEZ BİLDİRİMİ	iii
ÖNSÖZ	i
ŞEKİL LİSTESİ	iv
TABLO LİSTESİ.....	v
SİMGE VE KISALTMA LİSTESİ	vi
ÖZET	vii
ABSTRACT	viii
1. GİRİŞ.....	1
1.1. Titanyumun Tarihçesi ve Güncel Uygulamaları.....	1
1.2. Yüzey Sertleştirme Yöntemleri.....	2
1.3. Amaç	4
2. LİTERATÜR ÇALIŞMALARI	6
2.1. Titanyum ve Titanyum Alaşımları.....	6
2.1.1. Titanyum.....	6
2.1.1.1. Fiziksel, Kimyasal ve Mekanik Özellikler.....	7
2.1.2. Titanyum Alaşımları.....	8
2.1.2.1. Titanyum Alaşımların Sınıflandırılması.....	8
2.1.2.1.1. Ti Sınıf 1.....	9
2.1.2.1.2. Ti Sınıf 2.....	9
2.1.2.1.3. Ti-0.15Pd (Sınıf 7) [Ti-Pd].....	9
2.1.2.1.4. Ti-0.05Pd (Sınıf 16)	9
2.1.2.1.5. Ti-0.3Mo-0.8Ni (Sınıf 12).....	10
2.1.2.1.6. Ti-3Al-2.5V (Sınıf 9)	10
2.1.2.1.7. Ti-5Al-2.5Sn (Sınıf 6)	10
2.1.2.1.8. Ti-5Al-2.5Sn ELI	10
2.1.2.1.9. Ti-6Al-2Sn-4Zr-2Mo-0.1S	10
2.1.2.1.10. Ti-6Al-4V (Sınıf 5)	11
2.1.2.2. Alfa Alaşımları	11
2.1.2.3. Alfa + Beta Alaşımları	11
2.1.2.4. Beta Alaşımları.....	11
2.2. Titanyum Alaşımlarının Temel Özellikleri.....	12
3. TİTANYUM VE ALAŞIMLARININ KULLANIM ALANLARI	14
3.1. Havacılık ve Uzay Endüstrisinde Titanyum Uygulamaları	14

3.2.	Otomotiv Endüstrisinde Titanyum Uygulamaları.....	15
3.3.	Biyomedikal Alanlarda Titanyum Uygulamaları.....	16
4.	GÜNCEL YÜZEY SERTLEŞTİRME YÖNTEMLERİ	18
4.1.	Fiziksel Buhar Biriktirme (PVD) ve Kimyasal Buhar Biriktirme (CVD)	18
4.2.	Tuz Banyosu Nitratlaması.....	19
4.3.	İyon İmplantasyon Tekniği	19
4.4.	Lazer Nitratlama	19
4.5.	Plazma Nitratlama.....	20
4.6.	Gaz Nitratlama	21
4.7.	CO ₂ Lazer Gazı Destekli Ti – 6Al – 4V Alaşımı Nitratlaması.....	21
5.	MALZEME VE YÖNTEM	23
5.1.	SEM Analizi.....	23
5.2.	Mikro sertlik ölçümü.....	24
5.3.	Yüzey Pürüzlülüğü.....	25
5.4.	Çekme Testi	26
5.5.	Biyouyumluluk/Biyofilm Çalışmaları	28
5.6.	Malzeme Seçimi.....	29
6.	DENEYSEL SONUÇLAR.....	31
6.1.	Yüzey Pürüzlülük Ölçümü.....	31
6.2.	Taramalı Elektron Mikroskobu (SEM).....	33
6.3.	Mikro Sertlik Ölçümü	39
6.4.	Çekme Testi	40
6.5.	Biyouyumluluk/Biyofilm	44
7.	TARTIŞMA VE SONUÇ	47
	KAYNAKLAR.....	50

Şekil 4.1. Lazer Nitrürlemenin Şematik Gösterimi	20
Şekil 5.1. Taramalı Elektron Mikroskobu (SEM)	24
Şekil 5.2. Vickers, Brinell ve Rockwell Sertlik Testleri Şematik Görüntüleri	24
Şekil 5.3. Optik Ölçüm.....	25
Şekil 5.4. Çekme Makinesi Şematik Görünümü	26
Şekil 5.5. Çekme Deney Numunesi Şematik Görünümü	27
Şekil 5.6. a, b Deneyde Kullanılan Çekme Makinesi.....	27
Şekil 5.7. 3 mm Kalınlığında Ti-6Al-4V Alaşım Numunesi	30
Şekil 5.8. Ti-6Al-4V Alaşım Numunesi Ölçüleri (TS EN ISO 6892-1)	30
Şekil 6.1. Nitrülenmemiş Yüzey 3D Yüzey Topografyası	31
Şekil 6.2. Geçiş Yüzeyi 3D Yüzey Topografyası	32
Şekil 6.3. Nitrülenmiş Yüzey 3d Yüzey Topografyası	32
Şekil 6.4. Nitrülenmiş Yüzey 3d Yüzey görüntüleri.....	34
Şekil 6.5. Deneyde Kullanılan Ti-6Al-4V Alaşımının Nitrülenmemiş Yüzey SEM Görüntüsü.....	35
Şekil 6.6. Ham Yüzeyin Titanyum, Alüminyum ve Vanadyumun Oransal Dağılım.....	35
Şekil 6.7. Nitrür Tabaka Dağılımı (µm).....	36
Şekil 6.8. Nitrülenmiş Yüzey İle İşlem Uygulanmamış Bölge SEM Görüntüsü.....	37
Şekil 6.9. Nitrülenmiş Yüzey İle İşlem Uygulanmamış Bölge SEM Görüntüsü.....	38
Şekil 6.10. Nitrülenmiş Yüzeyin Azot, Titanyum, Alüminyum ve Vanadyumun Oransal Dağılımı.....	38
Şekil 6.11. Nitrülenmemiş Yüzey Sertlik Ölçümü İz Görüntüsü	39
Şekil 6.12. Kaplamalı (nitrülenmiş) Yüzey Microsertlik Ölçümü İz Görüntüsü.....	40
Şekil 6.13. a, b Çekme Testi Sonrası Numune Görünümleri	41
Şekil 6.14. Deney Numuneleri (ŞA-1, ŞA-2, ŞA-3) Gerilme – Şekil Değiştirme Eğrisi... 42	
Şekil 6.15. Deney Numuneleri (ŞA-1, ŞA-2, ŞA-3) Kuvvet Uzama (mm) Eğrisi..... 43	
Şekil 6.16. Dijital Optik Mikroskop Görüntüleri x200. 45	
Şekil 6.17. Biyofilm Kapsama Oranı (BCR)..... 46	

Tablo 2.1. Titanyum ve Alaşımlarının Özellikleri	7
Şekil 4.1. Lazer Nitrürlemenin Şematik Gösterimi	20
Tablo 4.1. Lazer Destekli Nitrasyon Koşulları	22
Tablo 5.1. Deneyde Kullanılan Ti-6Al-4V Alaşımının Elementel Bileşimi	30
Tablo 6.1. Numune Topografik Değerleri	33
Tablo 6.2. Numune üzerinde Nitrülenmemiş Bölge Üzerinde Belirlenen Noktanın Elemental Analizi	36
Tablo 6.3. Numune üzerinde Nitrülenmemiş Bölge Üzerinde Belirlenen Noktanın Elemental Analizi	39
Tablo 6.4. Kaplamasız (nitrülenmemiş) Yüzey Mikrosertlik Ölçümü	39
Tablo 6.5. Kaplamalı (nitrülenmiş) Yüzey Microsertlik ölçüm Tablosu	40
Tablo 6.6. Çekme Test Değerleri	43

SİMGE VE KISALTMA LİSTESİ

Simgeler	Açıklama
<i>Ti</i>	: Titanyum
<i>V</i>	: Vanadyum
<i>Al</i>	: Alüminyum
<i>Sn</i>	: Kalay
<i>Fe</i>	: Demir
<i>CO₂</i>	: Karbondioksit
<i>Mo</i>	: Molibden
<i>Nb</i>	: Niyobyum
<i>O</i>	: Oksijen
<i>SEM</i>	: Taramalı Elektron Mikroskobu
<i>PVD</i>	: Fiziksel Buhar Biriktirme
<i>CVD</i>	: Kimyasal Buhar Biriktirme
<i>HB</i>	: Brinell Sertlik Değeri
<i>HV</i>	: Vickers Sertlik Değeri
<i>Mpa</i>	: Mega pascal
<i>N</i>	: Newton
<i>Gpa</i>	: Gigapascal
<i>M</i>	: Metre
<i>Mm</i>	: Milimetre
<i>°C</i>	: Santigrat Derece
<i>gr</i>	: Gram
<i>cm</i>	: Santimetre
<i>K</i>	: Kelvin
<i>W</i>	: Watt
<i>H</i>	: Hidrojen
<i>N</i>	: Azot
<i>BCR</i>	: Biyofilm Kapsama Oranı
<i>μm</i>	: Mikrometre

ÖZET

YÜKSEK LİSANS TEZİ

CO₂ LAZER DESTEKLİ NİTRÜRLENMİŞ Tİ-6AL-V4 ALAŞIMININ ÖZELLİKLERİNİN BELİRLENMESİ

Şeyhmus AYDIN

Kırşehir Ahi Evran Üniversitesi

Fen Bilimleri Enstitüsü

İleri Teknolojiler Anabilim Dalı

Danışman: Doç. Dr. Levent Urtekin

Bu çalışmanın amacı, Ti-6Al-4V alaşımının nitrürlenmesi, bu alaşımdan üretilecek ürünlerin dayanım, korozyon, aşınma ve özellikle implant uygulamalarında iyon salınım sorunları gibi durumlar ile karşılaşmayı en aza indirmek, alaşımın kullanım süresini artırmak ve güvenilir olmasını sağlamak için kullanılabilecek etkin yöntemlerden biridir. Literatürde plaka şeklinde ki numuneler üzerinde, nitrür yüzeyi ile titanyum alaşım yüzeyinin karşılaştırmalarının yapılmasına yönelik yeterli çalışma bulunmaktadır. Nitrürleme işleminden sonra Ti-6Al-4V alaşımında oluşturulmuş olan nitrürlenmiş bölge ile Ti-6Al-4V alaşım arasında meydana gelen yapısal, mekanik ve biyolojik olarak gösterecekleri davranışları yapılmış olan diğer çalışmalar ışığında değerlendirilmiştir. Alaşımda nitrürlenmiş bölgenin mikroskobik analizi, nitrilmiş katmanın mikro yapısı, nitrürlenmiş tabaka ile ham bölgenin mikrosertlik derecesinin karşılaştırılması, çekme testlerinde numunelerin gösterdiği davranışın belirlenmesi ile bakteri tutunması açısından nitrürlemenin etkilerinin değerlendirilmesi bu çalışmanın esas amaçları içinde yer almaktadır.

Temmuz 2019, 55 Sayfa.

Anahtar Kelimeler: Ti-6Al-4V, Nitrürleme, Biyofilm

ABSTRACT

MS THESIS

DETERMINATION OF PROPERTIES OF CO₂ LASER GAS ASSISTED NITRIDED Ti-6Al-4V ALLOY

Şeyhmus AYDIN

**Kirsehir Ahi Evran University
Science and Engineering Institute
Advanced Technology Department**

Supervisor: Doç. Dr. Levent URTEKİN

The purpose of this study is, after the nitriding process Ti-6Al-4V alloy, which is formed in the nitrided region, Ti-6Al-4V alloy between the structural, mechanical and biological behavior in the light of other studies to evaluate in the light. Nitriding of Ti-6Al-4V alloy, strength of the products to be produced from this alloy, corrosion, wear and in particular, it is one of the useful methods to minimize the occurrence of ion swing problems in implant applications, to increase the lifetime of the alloy and to be reliable. There are few data on non-standardized samples in the literature for comparison between the surface of the nitrified structure and the titanium alloy surface and the studies conducted previously. Microscopic analysis of nitrided region in the alloy, the microstructure of the nitrified layer on titanium alloy, the comparison of the microhardness of the nitrided layer and the non-nitrided region, the determination of the behavior of the samples in tensile tests and the evaluation of the effects of nitriding in terms of bacterial attachment are among the main objectives of this study.

July 2019, 55 Pages.

Keywords: Ti-6Al-4V, Nitriding, Biofilm

1. GİRİŞ

Titanyum Alaşımı (Ti-6Al-4V), biyolojik açıdan uyumluluğu, yüksek dayanımı, yoğunluğunun düşük olması, çok iyi korozyon direncine sahip olması yüksek maliyete sahip olmasına rağmen tıp, uzay, uçak, biyokimyasal araç-gereç yapımında, denizlerde kullanılacak ekipman yapımında kullanılması yönünde tercih edilebilirliğini artırmaktadır. Daha yüksek performans ve ağırlık azaltma istekleri de maliyeti azaltması ve işletme ömrünü uzatacağı yönündeki beklentilerde titanyum alaşımın kullanım sıklığını arttırmaktadır. Bunun yanında titanyum alaşıma (Ti-6Al-4V) alternatif olarak kullanılabileceği düşünülen çeşitli metal ve titanyum alaşımların Ti-6Al-4V alaşımının sergilediği üstün özelliklere henüz ulaşamadığı dikkate alındığında bu alaşımın (Ti-6Al-4V) yüzey özelliklerinin geliştirilmesi ile yüzey aşınması, iyon salınımı ve içerdiği alaşım elementlerinin toksik etkilerinin azaltılması yönünde dikkate değer ilerlemeler sağlayacaktır.

Titanyum alaşımın aşınma direncinin zayıf olması ile sürtünme katsayısının yüksek olması pek çok mühendislik ve tıp uygulamasında bu alaşımın kullanılmasını sınırlamaktadır. Bu nedenle, yüzey geliştirme tekniklerinin kullanımı ve uygun şekilde uygulanması, titanyum alaşımının (Ti-6Al-4V) en sık kullanılan alaşım olduğu dikkate alındığında ciddi önem arz etmektedir. Son yıllarda Titanyum alaşımın sürtünme-aşınma performansını artırmak için termokimyasal işlem, Fiziksel (PVD) ve Kimyasal (CVD) buhar biriktirme, tuz banyosu nitrülmesi, iyon implantasyonu, Plasma nitrüleme, gaz nitrüleme, lazer nitrüleme teknolojileri gibi çeşitli yüzey geliştirme teknikleri uygulanmıştır. Sonuç olarak, günümüzde yüzey geliştirme tekniklerinin titanyum alaşımlarına için çok çeşitli uygulamaları mevcuttur. Bu tekniklerin ortak amacı, titanyum alaşımların mevcut mekanik özelliklerini geliştirerek daha iyi aşınma, sürtünme dayanımı ile biyolojik olarak uyumluluğu arttırarak iyon salınımı gibi yan etkileri en aza indirmektir.

1.1. Titanyumun Tarihçesi ve Güncel Uygulamaları

Yeryüzünde bulunan elementlerin tüm %0,6' sı titanyumdur. Genel olarak doğada TiO_2 (rutile) veya $FeTiO_3$ (ilmenit) olarak bulunur. Oksijen, nitrojen, hidrojen ile reaksiyona girmesi çok kolay olan titanyumun metalik olarak bulunması zordur ve doğada bileşim halinde bulunur. Bu nedenle Titanyum metalik bir element olarak ilk defa 1789 da William McGregor tarafından bulunmuştur. Yunan mitolojisinden esinlenerek Titanyum adını veren Alman

Kimyager Klaproth titanyumu 1795 yılında yeniden keşfetmiştir. İlk olarak saf titanyum (%98-99) Hunter' ın tarafından 1910 yılında elde edilmiştir [1,2].

Ti elementi yer kabuğunda dördüncü en bol bulunan metaldir. Oksijen ve azotla olan büyük yakınlığı nedeniyle, saf titanyum ticari bir işlemden 1930'ların sonlarına kadar üretilmemiş, Titanyumun özelliklerine asıl ilgi, İkinci Dünya Savaşı'nın başlarında başladı. Daha sonraki yıllarda titanyum araştırılması ve uygulaması çok ciddi ilerleme kaydetmiştir. Alüminyumun titanyuma güçlendirme amaçlı alaşımlanmasının bulunması neticesinde titanyum alaşımlarının gelişimi ivme kazanmıştır. Ti-5Al-2.5Sn alaşımları yüksek sıcaklık uygulamaları için ve Ti-7Al-4Mo alaşımları yüksek dayanımlı uygulamalar için denenmiştir. Üstün özellikleri ve kolay üretilebilirliği ile Ti-6Al-4V alaşımının ortaya çıkması büyük bir keşif oldu. Günümüzde, Ti-6Al-4V alaşımı en çok kullanılan titanyum alaşımlarındandır [1].

Ti-6Al-4V alaşımını, cazip kılan yoğunluğunun düşük olması, korozyona karşı dayanımı, hafifliği, biyolojik olarak diğer benzeri malzemelere göre çok iyi uyum sağlaması gibi özellikleri bir arada bulundurmasıdır. Yapısal olarak verimli olması ile güvenilirliği maliyetlerine rağmen havacılık endüstrisinde kullanılmasını, korozyon dayanımı nedeniyle kimya ve enerji alanında kullanımını, biyolojik uyumluluğu nedeniyle implant malzemesi olarak kullanımını, mukavemeti ve düşük yoğunluğu da spor ile takı sektöründe kullanımını yaygın hale getirmiştir [1].

1.2. Yüzey Sertleştirme Yöntemleri

Yüksek dayanımı, korozyona iyi direnmesi, hafifliği, üretim kolaylığı ve biyolojik uyumluluk açısından üstün özelliklere sahip olması titanyum alaşımlarının doğal avantajlarıdır. Titanyum alaşımlarının farklı malzemeler ile temas halindeyken tutunma zayıflığı, aşınma direncinin düşük olması birçok teknolojik uygulamada ve yoğun bir şekilde kullanılmasına engel teşkil etmektedir. Bunun için titanyum alaşımlarının bu zayıf özelliklerini geliştirmek, potansiyel uygulama alanlarında kullanımını arttırmak için yüzey geliştirme teknikleri üzerinde önemli çabalar sarf edilmiştir. Yüzey mühendisliği tekniklerinin kullanımı ve uygun şekilde uygulanması, titanyum ve alaşımlarının teknolojik başarısı için kritik öneme sahiptir [1]. Bu nedenle titanyum alaşımlarının tribolojik performansını artırmak için termokimyasal işlem, kaplama teknolojileri, enerji ışını destekli yüzey eritme ve alaşımlama teknikleri gibi çeşitli yüzey mühendisliği teknikleri geliştirilmiş ve uygulanmaktadır. Bu tekniklerin ortak amacı, sert yüzey katmanlarının oluşturulması ve ayrıca sert yüzey katmanlarının yük taşıma kapasitesinin

arttırılması olmuştur. Günümüzde titanyum alaşımlarının yüzeylerinin geliştirilmesine yönelik birçok işlem mevcuttur.

Orta derecede yük altında kayma aşınmasına maruz kalan bileşenlerde, genel olarak, fiziksel ve kimyasal buhar biriktirme (PVD – CVD) teknikleri veya konvansiyonel gaz ve plazma nitrüleme ile çok güvenilir bir şekilde nitrit, karbür ve boridlerden oluşan ince sert kaplamaların üretilebileceği kabul edilmektedir. Yeni gelişmeler, termal oksidasyon işleminin, titanyum alaşımlarının tribolojik özelliklerini daha etkin bir şekilde artıran alternatif bir yüzey işleme yöntemi olabileceğini göstermektedir. Ancak titanyum alaşımlar üzerinde oluşturulacak sağlam ince tabakaların oluşumunun yeterli olmadığı daha yüksek taşıma ve aşınma kapasitesi gerektiği ve bu nedenle aşınmaya dayanıklı kalın tabakaların oluşturulması için yüzey bölgelerinin kimyasal olarak bileşimini değiştiren yüksek enerjiye sahip alaşımlama teknikleri uygulanmaya başlamıştır. Genel olarak, titanyum yüzeylerde kalın aşınmaya dayanıklı tabakalar üretmek için Lazer gaz alaşımlama, Lazer veya elektron ışınlı toz alaşımlama, lazer kaplama gibi üç yaklaşım izlenmiştir. Bir başka yaklaşım da düşük sürtünme ve yüksek aşınma direnci artırmak ve yüksek dayanım gereksinimlerini karşılamayı sağlayabilecek, termokimyasal olarak yapılan yüzey sertleştirme işlemi ile ince film tabaka oluşturma işleminin birleşimi olarak tanımlanan dubleks yüzey işlemleri kullanmaktır [3,4].

Lazer nitrüleme, Plazma Nitrüleme, Gaz nitrüleme ile PVD ve CVD kaplama yöntemleri ile nitrasyon teknikleri titanyum alaşımlarının aşınma karşı korunmasını sağlayan endüstriyel çözümler sunmaktadır. Benzer şekilde, nitrojen atmosferinde lazer nitrit olarak adlandırılan lazer gazı, değişken sertlikte ve kalınlıkta nitrür tabakalarının oluşturulması yoluyla, titanyum alaşımlarının yüzeyini farklı yıpranmalara karşı çok etkili bir şekilde koruduğu kanıtlanmıştır. Lazer nitratlama titanyum alaşımlarının aşınmaya karşı korunmasında çok yönlü işlem olarak geliştirilmiştir [3]. Nitrüleme ve yüzey işleme tekniklerinde çok fazla mesafe kat edilmesine rağmen yaşanan metalurjik ve teknolojik sorunlar tam olarak aşılamamış, nitrüleme yöntem ve işlem parametreleri konusunda detaylı çalışmalar ve tartışmalar yapılmasına devam edilmektedir.

Bu nedenle nitrüleme işlemlerinde farklı yaklaşımları irdelemek ve nitrasyon parametrelerinin işlem üzerine etkilerini analiz etmek, atmosferik koşulların nitrüleme işlemine etkileri ile nitrülemenin yapısal, mekanik ve biyolojik olarak sağladığı kazanımları görmek açısından önem arz etmektedir.

1.3. Amaç

Yüksek dayanımı, içyapısını yüksek sıcaklıklarda bile koruyabilmesi, düşük ağırlığından ve gösterdiği üstün mekanik özelliklerinden dolayı Titanyum alaşımlarının savuma sanayi, havacılık ve uzay uygulamalarında yapısal ve tutucu bileşenlerinin yapılmasında yaygın olarak kullanılmaya başlamıştır. Korozyon dayanımları sayesinde bu alaşımların asidik ve deniz suyu gibi aşındırıcı ortamlarda da kullanımını arttırmıştır. Ayrıca insan sıvı ve dokularına yüksek uyum kabiliyeti nedeniyle dental ve biyomedikal alanlarda da kullanımı oldukça yoğundur. Ti-6Al-4V alaşımı, sergilediği üstün dokusal uyumluluk, alaşımın yüzeyinde oluşan pasif oksit tabaka sayesinde kazandığı yüksek korozyon direnci ve sağladığı etkin mekanik özellikleri sayesinde çok iyi bir implant malzemesi olarak gözüktüğü aşınma direnci ile yüzey sertliğinin düşük olması ve bazı durumlarda iyon salınımı gibi nedenlere bağlı olarak zaman içerisinde sorunlar ortaya çıkabilmektedir. Yüzey lazer işlemleri, iyon implantasyonu, plazma ve gaz nitrürleme gibi yüzey mühendisliği yöntemleri kullanılarak Titanyum ve alaşımlarının zayıf yüzey özelliklerini geliştirmek mümkündür.

Titanyum alaşımlarının yüzey özelliklerini iyileştiren yüzeyde yüksek aşınma direnci ve korozif dayanım sağlayan titanyum alaşımlarına uygulanan, yüzeyde titanyum nitrür fazları oluşmasına neden olan nitrürleme işlemidir.

Atmosferik ortam koşullarının kontrol edilerek yapılan Lazer gaz nitrürleme, aşınma direncini arttırmak için titanyum alaşımlarının yüzey sertliğini arttırmak üzere tasarlanmış bir yüzey geliştirme tekniği olarak ortaya çıkmıştır. Sert titanyum nitrit tabakası oluşturmak için, bir azot gazı ortamında odaklanmış bir lazer ışını kullanarak yüzey eritilerek gerçekleştirilen bu işlem aynı zamanda sertleştirilmiş yüzey tabakası ile alt tabaka arasında mükemmel bir metalürjik bağ oluşturulmasına yardımcı olur. Yüksek oksitlenme özelliğine sahip olan Titanyumun işlem sırasında oksitlenmemesi için iş parçası CO₂ gazı ile korunarak işlem gerçekleştirilir.

Bu çalışmanın amacı, nitrürleme işleminden sonra titanyum alaşımının yapısını ve mekanik özelliklerini, alaşım içeriklerinin nitrür tabakası yüzeyinde gösterdiği değişimleri ve oluşan nitrür yüzeyde bakteri tutunmasının ne şekilde gerçekleştiğini incelemektir. Alaşımların azotla yüzeylerinin nitrürlenmesi, onlardan imal edilen parçaların güvenilirliğini ve ömrünü uzatmak için kullanılan yöntemlerden biridir. Bununla birlikte, literatürde nitrilleştirmenin yüzey tabakalarının yapısı ile mekanik ve biyouyumluluk özelliklerine etkisi hakkında sınırlı veri bulunmaktadır.

Nitr rl nmiş alaşımın yapı analizi, Titanyum alaşım üzerindeki nitrilmiş katmanın mikro yapısı, nitr rl nmiş tabakanın ile nitr rl nmemiş alan arasında ki mikrosertlik farklılıkları, alaşımın plaka şeklinde ki numunesinde çekme testi sonuçları, titanyum alaşımın nitrürlemenin yüzey yapısına etkisinin değerlendirilmesi çalışmanın esas amaçları içinde yer almaktadır. Yüzey sertleştirme ısııl işlemi olan Nitrürleme numune yüzeyine nitrojen atomlarının difüzyon ile aktarılması işlemidir. Bu  alışma ile bu işlemin numune yüzeyinde yüksek sertlik olmasına, ayrıca nitr rl nmiş yüzeyde alaşım elementlerinin (Al, V) karşılaşılma durumuna, titanyum alaşımının mekanik özelliklerinin değişiminin nitr rl nmiş yüzey ile birlikte değerlendirilmesi amaçlanmıştır.

Canlı sistemlerinden kullanılan implant malzemeleri yapımında kullanılan metalik biyoyumlu malzemelerin hem sistem uyumu hem de fonksiyonel olarak mekanik gereksinimleri karşılanması beklenmektedir. Sistemlerin fonksiyonel ve dayanım gereksinimleri mekanik özelliklerden karşılanması beklenirken, doku uyumu gibi sistemsel uyumlar ile aşınma ve korozyon özellikleri kullanılacak metalik malzemenin yüzey özellikleri ile ilgili olmaktadır. İnsan vücudunda kullanılan bir implantın yüzey aşınmasından kaynaklı veya vücut içerisine salınan alaşım elementleri nedeniyle hastalık üretmesi istenmeyen durumlar içerisinde yer almaktadır. Ayrıca ortopedik ve protetik amaçlı kullanılacak metalik implantların yeterli dayanım, kemikle bağ kurabilme kabiliyeti, yüksek aşınma ve korozyon direnci de kullanılacak implatın beklenen özelliklerdir. Günümüzde kullanılan malzemeler bu özelliklerin tamamını karşılamaya çalışırken bazı sorunlar ile karşılaşılabileceği bilinmektedir.

Bu nedenle, yapılan bilimsel çalışmalar bir taraftan yeni alaşımlı metal biyomalzemeler üzerine yapılırken diğer taraftan mevcut alaşımların yüzey ve mekanik özelliklerinin geliştirilmesine yönelik devam etmektedir. Biyolojik olarak uyumluluklarının yüksek olmasına karşın, dayanım gücü ve yüzey özelliklerinin yetersiz olması nedeniyle kullanım alanı ile tercih edilebilirliğinin düşük olması sebebiyle alaşımlandırılarak bu düşük özelliklerin giderilmeye çalışıldığı çok farklı çeşitte malzeme türleri de mevcuttur. Kobalt ve Titanyum bu alaşımlara örnek olarak verilebilir. Düşük dayanım değerleri nedeniyle saf Titanyum yerine daha iyi mukavemet değerlerine sahip Ti-6Al-4V alaşımı uygulamalarda daha çok ön plana çıkmaktadır. Son yıllarda, titanyumun üstün özelliklerinden faydalanmak ancak alaşımının Alüminyum ve Vanadyum olmadan Ti-6Al-4V alaşımının sergilediği özelliklere ulaşabilmek adına çalışmalar yürütülmektedir.

2. LİTERATÜR ÇALIŞMALARI

2.1. Titanyum ve Titanyum Alaşımları

2.1.1. Titanyum

Periyodik tablonun IV A grubunda yer alan, atom ağırlığı 47,88, atom numarası 22 ve yoğunluğu 4.51 g/cm^3 olan Titanyumun Kroll, Hunter, Cambridge ve Armstrong işlemleri ile üretilmektedir. 1668°C erime ve 3260°C kaynama noktasına sahip olan Titanyum hafif bir metaldir. Benzer yapıda ki metallere göre Titanyumun X ışını emilimi az olup, düşük ısı iletkenliğine ($20\text{-}25^\circ\text{C}$ de $21,4 \text{ (w/m.K)}$), 15°C de 8.35×10^{-6}) sahiptir. Aynı zamanda genleşme katsayısı $9.1 \times 10^{-6}/^\circ\text{C}$ ile elektrik iletkenliği oldukça kötüdür. Titanyum, paslanmaz çelikler, Magnezyum ve Alüminyuma benzer olarak düşük manyetik alan etkilenimine sahiptir. Titanyuma benzer altıgen yapıda ki metal malzemeler kırılğan olmalarına karşın Titanyum şekillendirilebilme özelliğine sahiptir. Titanyumun bir diğer özelliği de Hidrojen (H), Oksijen (O_2) veya Azot (N) gibi çözünme yeteneğine sahip gazlardan kolayca etkilenebilmesidir [2].

Çoğu metalde olduğu gibi Titanyum da çoklu form dönüşümleri göstermekte olup, saf Titanyumun düşük sıcaklıklarda ($882,5^\circ\text{C}$) altıgen yapıya sahip şekil verilebilirliği iyi, dayanımı yüksek ve altıgen yapıya sahip fazı *Alfa* Titanyum olarak adlandırılmaktadır. Titanyum $882,5^\circ\text{C}$ sıcaklığın üstündeki sıcaklıklarda kristal yapısı kübik olup, soğuma sırasında da bu durumunu koruduğu *Beta* faz olarak adlandırılan yapıya geçer. Bu geçiş genel olarak oldukça yavaş gerçekleşmektedir. Ancak geçişin hızlanması aşırı düşük ısılarda gerçekleşebilmektedir. Şekil verilebilirliğin yüksek olduğu *Alfa* fazında Titanyum daha yumuşak, *Beta* fazında ise yüksek sertlik ve dayanıma sahip olup zor şekillendirilebilmektedir. Titanyumdan yüksek sıcaklıklarda *Alfa* fazını kararlı kılmak ve iyi performans elde edebilmek için Karbon (C), Oksijen (O_2), Azot (N) gibi elementler ilave edilmektedir. Titanyumun *Beta* fazını kararlı kılmak, yüksek soğuk ve sıcaklıklara dayanımını kazandırmak için Vanadyum (V), Molibden (Mo), Kobalt (Co), Krom (Cr) ve Demir (Fe) gibi elementler ile alaşımlandırma yöntemi kullanılmaktadır. Bu durumda şekil verilebilirlik zorlaşmaktadır [17].

Titanyumun biyoyumlu bir malzeme oluşu, dokulara uyumunun iyi olması ve alerjiye sebebiyetinin çok düşük olmasından ve kemik yüzeyine bağlanmasının iyi olması ile bu kemik çevresinde etkileşimde olan dokulara gösterdiği iyi reaksiyon ile oda, ağız ve vücut sıcaklığında gösterdiği korozyon direncinden kaynaklıdır.

Biyolojik olarak uyumluluğu yüzeyinde oluşan aktif olmayan oksit tabakasından ileri gelmektedir. Bu oksit tabakanın herhangi bir sebeple aşınmaya uğraması halinde bile çok çok kısa bir süre içerisinde yeniden oluşmaktadır. Bu oksit tabakanın koruyucu özelliği ancak yeterli kalınlıkta olmaması, nüfuziyetinin iyi olmaması ve yüksek sıcaklıklarda kaybedilebilmektedir [2].

2.1.1.1. Fiziksel, Kimyasal ve Mekanik Özellikler

%99,98 saflıktaki titanyumun akma dayanımı 140 MPa, çekme dayanımı 235 MPa, Elastisite modülü ise 100 – 145 GPa'dır. Titanyum alaşımlar ile saf titanyumun sertlik, akma dayanımı, çekme dayanımı ve elastisite modülüne karşılaştırıldığında (Tablo 2.1.) Alüminyum (Al), Molibden (Mo), Vanadyum (V), Kalay (Sn), Demir (Fe) gibi elementler ile Titanyumun alaşımlanmasının mekanik özelliklere katkı sağladığı ve direnci arttırdığı görülmektedir [5].

Tablo 2.1. Titanyum ve Bazı Alaşımlarının Mekanik Özellikleri [5].

KİMYASAL BİLEŞİM (Ağırlık %)	SERTLİK (HV)	AKMA DAYANIMI [MPa]	ÇEKME DAYANIMI [MPa]	ELASTİSİTE MODÜLÜ [GPa]
SAF TİTANYUM (99,98)	100	140	235	100 - 145
Ti-5Al-2.5Sn	300	827	861	109
Ti-6Al-2Sn-4Zr-2Mo-0.1Si	340	990	1010	114
Ti-6Al-4V	300-400	800-1000	900-1200	110-140
Ti-6Al-6V-2Sn	300-400	950-1050	1000-1100	110-140
Ti-4.5Al-3V-2Mo-2Fe	300-500	900	960	110
Ti-11.5Mo-6Zr-4.5Sn	250-450	800-1200	900-1300	83-103

Plaka şeklinde ki saf Titanyuma yeterli miktarda basınç (8 kg/cm^2) ve uygun ısı ($> 950^\circ \text{C}$) uygulandığında şekil verilebilir. Tabi bu elastiklik sürekli değildir. Bu rağmen bu özelliği protez yapımında kullanılmasını sağlamaktadır. Metalin üretiminde ki işlem parametreleri mukavemet özelliklerini değiştirebilmektedir [2].

2.1.2. Titanyum Alaşımları

Organik bir element olan Titanyumun alaşımlarının *Alfa*, *Beta* ve *Alfa+Beta* şeklinde gruplandırılarak sınıflandırılmıştır. Niyobyum (Nb), Vanadyum (V), Alüminyum (Al) ve Niyobyum (Nb) vb. elementler ile Titanyumun birleştirilmesi sonucu elde edilen malzeme Titanyum alaşım olarak adlandırılmaktadır [2]. Ayrıca Titanyumun kararlılığını arttıran, mekanik olarak dayanım sağlayan, kimyasal olarak kararlı ve kalıplanma yeteneğini arttıran Bakır (Cu), Nikel (Ni), ve Demir (Fe) gibi elementlerde Titanyum alaşımlara ilave edilmektedir [6].

İmplant malzemesi başta olmak üzere en yaygın kullanılan titanyum alaşımı Ti-6Al-4V'dır. Bu nedenle yapılan çalışmalar bu alaşımın sergilediği özelliklerin geliştirilmesine yönelik olarak yoğunlaşmıştır. Bunun nedeni bu alaşımların tercih edilebilirliğini arttıran düşük yoğunluk ($4,5 \text{ gr/cm}^3$), yüksek dayanım, yüksek elastikiyet, korozyon direnci, deformasyon yayılma ve kırılma direnci gibi çelik, nikel vb. alaşımlardan daha yüksek olan spesifik özellikleridir. Bu özelliklerden dolayı sadece implant malzemesi olarak değil yüksek sıcaklık dayanımı gerektiren teknolojik parçaların yapımında da kullanılmaktadırlar [6].

Günümüzde kullanılan yapısıyla ABD'de (Amerika Birleşik Devletleri) geliştirilen Ti-6Al-4V alaşımının en fazla kullanılmasına neden olan elastikiyeti, dayanımı, korozyon direnci, kaynak edilebilmesi, biyolojik olarak uyumluluğu ve işlenebilirliği gibi özellikleridir. Ti-6Al-4V'nin sergilediği performans nedeniyle Titanyumun alaşımlandırılmasına yönelik çalışmalar artmış ve Ti-5Al-2,5Sn, Ti-6Al-7Nb, Ti-2Al-2,5Zr, Ti-Mo-Ni, Ti-32Mo gibi bilinen birçok Titanyum alaşımı üretilmiştir. Bu Titanyum alaşımları da havacılık, deniz, kimya, enerji gibi birçok farklı endüstride kullanılmaktadır [6].

2.1.2.1. Titanyum Alaşımların Sınıflandırılması

Titanyum bileşenler genellikle daha düşük toplam maliyetle yüksek performans ve uzun servis ömrü beklentilerini önemli ölçüde karşılamaktadır. Titanyum birkaç farklı sınıfta kullanılmaktadır. Saf titanyum, farklı titanyum alaşımları kadar komplike değildir. Titanyum (Ti-6Al-4V) alaşımı en yaygın kullanılanlardan biridir. Güvenilir bir işlenebilirliğe ve mükemmel mekanik özelliklere sahiptir. Havacılık, otomotiv ve denizcilik ekipmanlarında, çeşitli ağırlık azaltma uygulamaları için genel olarak en iyi performansa sahiptir. Ti-6Al-

4V'nin, ilaç sanayi içerisinde çeşitli uygulamalara sahip olduğu da bilinmektedir. Ti-6Al-4V biyouyumluluk açısından diğer benzer malzemelere göre birçok istisnaya sahiptir. [7]

2.1.2.1.1. *Ti Sınıf 1*

Düşük sünekliğe sahip, soğuk şekillendirilebilen, düşük mukavemet değerlerine sahip olmasına karşın darbe dayanımı yüksek, kaynaklanabilir ve oksitleyici maddelere indirgenmeye dayanıklı alaşımsız yumuşak saf titanyumdur.

Anot ya da katot hücre bileşenleri üretiminde, saat, gözlük camları gibi günlük kullanım ürünlerinde, kimyasal işlem ekipmanları yapımında, tuzdan arındırma işlemlerinde, hidrokarbon işlenmesinde, gıda işleme, ilaç, tıbbi implant ve cihazlarda, cerrahi alet yapımında, selüloz veya kâğıt ağartma işlemlerinde, yıkama ekipmanları yapımı ile donanma gemisi bileşenlerinin yapımında kullanılabilir. [7]

2.1.2.1.2. *Ti Sınıf 2*

Mükemmel kaynaklanabilme özelliğine sahip, soğuk şekillendirilebilen, klorlu ve klor içermeyen yüksek oksitleme kabiliyetine sahip maddeler hafifçe indirgenebilen orta güçte alaşım titanyumdur. Ti Sınıf 1'in kullanım alanlarında kullanılabilmesinin yanında Soğutma santral sistemlerinin parçalarının imalatında, açık denizlerde hidrokarbon üretiminde, spor ve eğlence ekipmanları yapımında kullanılabilir. [7]

2.1.2.1.3. *Ti-0.15Pd (Sınıf 7) [Ti-Pd]*

Mükemmel kaynaklanabilir ve kolay üretilebilir, korozyon direnci yüksek, hidrojen bileşikli asitlere dayanımı olan ticari titanyum sınıfıdır. Anot katot hücre bileşenleri yapımında, Hava kirliliği kontrol ekipmanları üretiminde, kimyasal işleme ekipmanı, tuzdan arındırma, hidrometalurjik çıkarma işlemlerinde, kâğıt ağartma ve yıkama ekipmanı üretiminde kullanılmaktadır [7]

2.1.2.1.4. *Ti-0.05Pd (Sınıf 16)*

Sınıf 7 tip titanyum alaşım özelliklerine benzer mekanik ve korozyon dayanımı göstermesinin yanında düşük maliyet avantajına sahip kaynaklanabilir ticari titanyum alaşım türüdür. Anot katot hücre bileşenleri yapımında, Hava kirliliği kontrol ekipmanları üretiminde, kimyasal

işleme ekipmanı, tuzdan arındırma, hidrometalurjik çıkarma işlemlerinde, kâğıt ağartma ve yıkama ekipmanı üretiminde kullanılmaktadır.

2.1.2.1.5. *Ti-0.3Mo-0.8Ni (Sınıf 12)*

Yüksek mukavemetli ve basınca dayanıklı imalatlar yapılmasını sağlayan bu alaşım türü, Ti Sınıfları 1, 2 ve 3 ile karşılaştırıldığında asit direncini azaltan tasarım sağlar. Kimyasal işleme ekipmanları, tuzdan arındırma, Jeotermal tuzlu su enerjisi çıkarma, hidrometalurjik ekstraksiyon, hidrokarbon işleme, açık deniz hidrokarbon üretimi gibi kullanım alanlarına sahiptir.

2.1.2.1.6. *Ti-3Al-2.5V (Sınıf 9)*

Orta mukavemetli, eskimeyen Ti alaşımı, yüksek mukavemet ve tasarım olanakları sunan, hafifçe oksitleyici ortamlara dayanıklı, indirgenebilen, iyi kaynaklanabilirlik ve soğuk üretilirlik özelliklerine sahiptir. Hava aracı kanalları, hidrolik sistemler, borular, çeşitli tüketici ürünleri (saatler, gözlük camları vb.), donanma gemisi bileşenleri, spor ve eğlence ekipmanları üretiminde tercih edilir [7].

2.1.2.1.7. *Ti-5Al-2.5Sn (Sınıf 6)*

İyi yüksek sıcaklık kararlılığı, dayanıklılık, oksidasyon ve sürünme direnci sunan kaynaklanabilir, eskimeyen, yüksek mukavemetli alaşım sınıfıdır. Gaz türbinlerinin motor parçalarında kullanılmaktadır.

2.1.2.1.8. *Ti-5Al-2.5Sn ELI*

Ti-5Al-2.5Sn'nin ekstra düşük interstisyel versiyonu, kriyojenik sıcaklıklarda mükemmel bir tokluk ve dayanıklılık kombinasyonu sergiler; -255 ° C'ye kadar düşük kriyojenik kaplar için uygundur. Uzay araçları ve yapıları ile füze bileşenlerinin yapımında kullanılmaktadır [7].

2.1.2.1.9. *Ti-6Al-2Sn-4Zr-2Mo-0.1S*

Kaynaklanabilir, yüksek mukavemetli Ti alaşımı, 550 ° C'ye kadar yüksek sıcaklıklara karşı mükemmel mukavemet, stabilite ve sürünme direnci sunar. Uçak gövde parçaları, otomotiv parçaları ve gaz türbin motor bileşenlerinin imalatında kullanılır.

2.1.2.1.10. Ti-6Al-4V (Sınıf 5)

400 ° C'ye kadar kullanım için ısıtıl işlem görebilen, yüksek dayanımlı, ticari olarak kullanımı en yaygın Ti alaşımıdır. İyi kaynaklanabilirlik ve üretilebilirlik ile birlikte yüksek mukavemet, tokluk ve sünekliğin mükemmel bir kombinasyonunu sunar. Hava aracı kanalları, hidrolik sistemler, borular, çeşitli uçak gövdesi bileşenleri, otomotiv bileşenleri, balistik zırh, saatler, göz cam çerçeveleri gibi tüketici ürünleri, gaz türbini motoru bileşenleri, hidrometalurjik çıkarma, iniş takımı bileşenleri, gemisi bileşenleri, hidrokarbon üretimi ve sondajı, spor ve eğlence ekipmanları, uzay araç ve yapılarının bileşenleri ile füze imalatında kullanılmaktadır. [7]

2.1.2.2. Alfa Alaşımları

Tek fazlı mikro yapıya sahip alaşımlardır. Alfa stabilizan elementler içerirler. Tek fazlı yapıya sahip Ti-SAL-2½Sn alaşımı örnek gösterilebilir [8]. Alfa alaşımları oksijen nüfuziyetine direnç gösteren, deformasyon ve akma dirençleri yüksek ancak şekillendirilme özellikleri zayıf alaşımlardır. Sertleştirilmeleri ısıtıl işlemlerle yapılamadığı gibi dövülerek şekil verilebilmeleri de oldukça düşüktür [2]. Çok düşük sıcaklıklarda bile sünekliklerini ve toklukluklarını çok korurlar. Alfa alaşımları oda sıcaklığında mükemmel gerilme özelliklerine ve 300 ° C'ye kadar yüksek sıcaklıklara tutunma kararlılığına sahiptir. Alfa alaşımları esas olarak korozyon direnci ve kriyojenik uygulamalar için kullanılır [8].

2.1.2.3. Alfa + Beta Alaşımları

Bu tür alaşımların yapılarında Alfa ve Beta evrelerinin kararlılığını arttıran elementler bir arada bulunur ve özellikleri Alfa ve Beta evrelerinin özellikleri arasındadır. Bu tip alaşımlara örnek olarak Ti6Al4V ve Ti6Al7Nb alaşımları verilebilir. Isıl işlemlerden sonra bile homojenlikleri, dayanım ve süneklikleri iyidir. Korozyon dirençleri iyidir ve hafiftirler. Özellikle diş ve kemik implant için kullanılan Ti6Al4V alaşımının kimyasal ve fiziksel özellikleri ile elastikiyetinin kemiğine diğer alaşımlardan daha uygun olduğu ve bu özelliğinden dolayı implantların karşılaştacağı gerilme ile baskıların dağılımını sağlamaktadır [2].

2.1.2.4. Beta Alaşımları

Bu alaşımlar önemli miktarda Beta stabilizan element içerir ve yüksek sertleşebilirlik, soğuk şekillendirilebilirlik ve yüksek yoğunluk Beta alaşımların gelişmiş özelliklerindendir. Kırılma

dayanıklılığına sahip olmalarının yanında gösterdikleri mukavemet Alfa + Beta alaşımları ile benzerlik göstermektedir. Bu evre alaşımlarına Mb (Molibden) ilavesi korozyona olan dirençlerini hızlı bir şekilde arttırabilmektedir. Bu alaşımların yoğunluğunun fazla olması Beta stabilizan elementlerin geçiş elementi olmalarından kaynaklanmaktadır [2].

2.2. Titanyum Alaşımlarının Temel Özellikleri

Titanyumun düşük yoğunluğuna rağmen yüksek mukavemet ve dayanıma sahip oluşu yapısal uygulamalarda kullanılabilecek mükemmel bir malzeme olmasını sağlamaktadır. Düşük yoğunluğa sahip Alüminyum ile kıyaslandığında bile, yüksek erime sıcaklığı ve güçlü dayanım özellikleri hafiflik ile birlikte avantaj sağlamaktadır. Bunun birlikte Titanyumun yüksek fiyatının yanında oksijenle tepkimeye girme yeteneğinin çok yüksek oluşu yüksek sıcaklık uygulamalarında sıcaklığı 600 °C ile sınırlandırmaktadır. Bu sıcaklık değerinin üzerinde ki sıcaklıklarda Titanyum yüzeyinde oluşan oksit katmanından oksijenin yayılımı çok hızlı olmakta, bu durumda oksit katmanının artmasına ve malzemenin aşırı gevrek olmasına neden olmaktadır.

Ticari saf titanyum ile Ti-6Al-4V alaşımının ısı ve elektrik iletkenliği birbirinden farklıdır. Titanyum alaşımlarının termal iletkenliğinin kayda değer bir biçimde düşük ve elektriksel direnci oldukça yüksektir. Bu durum elektrik iletkeni olarak Titanyum kullanımını sınırlayan bir özelliktir. Saf ticari Titanyum ile Ti-6Al-4V alaşımının genleşmeleri birbirine çok yakındır. Benzer metalik malzemeler karşılaştırıldığında Titanyum ve alaşımlarında genleşme daha düşük değerlerde olmaktadır [3].

Titanyum çok hafif bir malzemedir. 25 °C de 4,5 gr/cm³ yoğunluğa sahiptir. Titanyumun yaklaşık olarak aynı yoğunluk değerlerine sahip Vanadyum ile alaşımlandırılması alaşımın ağırlığını değiştirmez. Titanyum ve Vanadyumdan daha hafif olan Alüminyumun Ti ve V ile alaşımlandırılması meydana gelen alaşımın yoğunluğunu düşürücü etki yapar, oluşan alaşımın yoğunluğu saf Titanyumun yoğunluğundan daha düşük olur. [2,3,9]

Titanyumun Alfa formunda ki alaşımları, yüksek mukavemet değerleri ve oksitlenme direnci gösterirler. Bu tip alaşımlar sürtünme dayanımlarının yüksekliğinden dolayı yüksek sıcaklıklarda yapılacak uygulamalar için kullanılırlar. Düşük sıcaklıklarda çalışma kabiliyetlerinden dolayı Kriyojenik uygulamalarda da kullanılabilirler. Alfa alaşımların kaynak edilebilirliği yüksektir.

Alfa + Beta faz birleşimi içeren Alfa + Beta alaşımların (Ti-6Al-4V) beta faz içeriği 21 °C sıcaklık değeri dolaylarında %10 - %50 oranında olabilmektedir. Isıl işlem kabiliyetleri ve şekillendirilebilirlikleri oldukça yüksektir. Beta dengeleyici elementlerinin miktarı fazların sürdürülebilirliğini belirlemektedir.

Ergime noktası 1665 °C olan Titanyumun, içerisine katılan alaşım elementlerinin oranına göre bu sıcaklık değişkenlik göstermektedir. Titanyum, çoğu metal gibi oda sıcaklığında mıknaş ile çekilebilme özelliği göstermektedir. Düşük sıcaklıklarda Titanyum Alfa faz yapısında ve oda sıcaklığında Hegzagonal bir kristal yapıya sahipken, yüksek sıcaklıklarda (882,5 °C) kübik bir yapıya sahip olmaktadır. Soğutma oranı yüksek ve doyunluğa ulaşmış Ti-6Al-4V ise hegzagonal bir kristal yapıya sahiptir. Titanyum alaşımlar düşük ağırlık oranlarına rağmen gösterdikleri dayanım, sıcaklık dirençleri, mekanik performansları ile şekil verilebilirlikleri de üstün özelliklerinin yanında protetik malzeme olarak kullanımlarını oldukça arttırmıştır.

Ti-6Al-4V alaşımına farklı parametrelerdeki ısıtma ve soğutma işlemleri uygulanarak kırılma tokluğu arttırılabilmektedir.

107 GN/m² elastisite modül değerine sahip olan Titanyumun bu elastisite modül değeri benzer amaçlarla kullanılan Krom- Kobalt, Paslanmaz çelik (200-230 GN/m², 200 GN/m²) gibi malzemelerin elastisite modül değerinin yarısı bir değere sahiptir. Metallere göre kemiğin elastisite değeri oldukça düşük olduğu dikkate alındığında Titanyumun sahip olduğu elastisite modülü ortopedik uygulamalarda avantaj sağlamaktadır [2,9].

3. TİTANYUM VE ALAŞIMLARININ KULLANIM ALANLARI

Titanyum ve alaşımlarında doğal olan yüksek mukavemet, düşük ağırlık oranı ve üstün korozyon direnci, havacılık, otomotiv, kimya sanayi ve diğer büyük endüstriyel alanların yanı sıra, yüksek düzeyde güvenilir performans gerektiren birçok alanda çeşitli başarılı uygulamalar ortaya konmasını sağlamıştır. Mühendislik uygulamalarının birçoğunda, titanyum daha ağır, daha fazla bakım gerektiren, maliyeti yüksek malzemelerin görevlerini üstlenebilmektedir. Titanyum tarafından sağlanan özelliklerle oluşturulan tasarımlar, genellikle güvenilir, ekonomik ve daha dayanıklı sistemler ve bileşenler üretir.

Küresel titanyum tüketiminin %50'sini Ti-6Al-4V alaşımı kaplarken, ticari saf titanyum ise tüketimdeki payı yaklaşık %20 ile 30 arasındadır. 10 0'den fazla titanyum alaşımı bilinmektedir ancak bunların sadece 20 ila 30'u ticari kullanıma ulaşmıştır. Havacılık, biyomedikal, uzay ve otomotiv endüstrilerinde titanyum alaşımlarının kullanımına artan bir ilgi bulunmaktadır. Korozyon direnci gerektiren kimyasal işlem, tuzdan arındırma ve enerji üretim tesislerinde tanklarda, ısı eşanjörlerinde, reaktör kapları uygulamalarında, korozyona dirençli ancak düşük mukavemetli malzemeler olan saf ticari titanyum ile Sınıf 1,2,34 alaşımlar kullanılır. Bazı korozyon uygulamaları için Sınıf 7. 8. ve 11. Tip alaşımlar kullanılır. Tıp alanında, Sınıf 2 titanyum genellikle düşük dayanımlı uygulamalarda kullanılırken, Sınıf 5 (Ti-6Al-4V) genellikle daha yüksek dayanım gerektiren uygulamalarda kullanılır [10].

Yüksek mukavemetli performans uygulamaları için Ti-6Al-4V, Ti-8Al-1Mo-1V, Ti-6Al-2Sn-4Zr-2Mo, Ti-6Al-6V-2Sn, Ti-10V-2Fe-3Al gibi yüksek mukavemetli titanyum alaşımları kullanır. Bunlar arasında Ti-6Al-4V alaşımı benzersiz ve üstün birçok özelliğe sahip olduğundan özel uygulamalar için titanyum alaşımları seçerken diğer alaşımların karşılaştırılacağı standarda dönüştürülmüştür [10].

3.1. Havacılık ve Uzay Endüstrisinde Titanyum Uygulamaları

Havacılık ve uzay endüstrisinde titanyum malzemelerin ana uygulama alanları %36 motor, %7 uçak gövdesi sistemleri olmuştur. Amerika Birleşik Devletleri'nde tüm titanyum taleplerinin yaklaşık %70 ila 80'i havacılık ve uzay sanayii amaçlıdır. Havacılık ve uzay endüstrisinde titanyum kullanımının başlıca nedenleri alan sınırlaması, ağırlık azaltılması, sıcaklık ve korozyon dayanımı ihtiyaçlarından kaynaklanmaktadır.

Titanyum alaşımlarının kuvveti Alüminyum alaşımlarından önemli ölçüde daha yüksek olduğundan, iki alaşımdan yapılan parçalar daha küçük enine kesite sahiptir, bu da ağırlık tasarrufu sağlar. Bunun yanında uçak ve uzay araçları iniş takımları için Alüminyum daha az maliyetli ve hafif bir çözüm olabilir ancak taşınması gereken yükler için gerekli boyut çok aşırı olmaktadır. Yapısal desteğin gerekli olduğu aşındırıcı ortama sahip uçağın mutfak ve tuvalet gibi bölgelerinde korozyon direnci yüksek ve boya gerektirmeyen titanyum alaşım kullanımı önem arz etmektedir. [10,11]

Tuvalet alanlarındaki zemin destek yapısı için, lavabo sistemindeki tüpler veya borular, klipsler ve braketler, buzlanma önleyici kanallar ve 230 °C sıcaklıklarda çalışan çevresel kontrol sistemleri için Saf ticari titanyum kullanılır.

Yüksek basınçlı hidrolik hatlar için paslanmaz çelik borulara göre %40 ağırlık tasarrufu sağlaması, saf ticari titanyumun karşılayacağı kuvvetten daha büyük olan petek yapılı bileşenlerin imalatında Ti-3Al-2.5V alaşımı kullanılır. Gaz türbini motorlarında, uçağın tüm gövde bölümleri dahil olmak üzere statik ve dönen bileşenler için, kepçeler, iniş takımı, kanat ve kuyruk bölümü ile zemin destek yapısında Ti-6Al-4V alaşımı kullanılır. 400 °C altında fan ve kompresör disklerinin yapımında Ti-5Al-2Sn-2Zr-4Mo-4Cr alaşımı kullanılır. [10]

3.2. Otomotiv Endüstrisinde Titanyum Uygulamaları

Titanyum malzemelerin otomobil endüstrisindeki uygulamaları 1980'lerde F-1 yarış arabaları ile başlamış ve bu uygulama öncelikle motor parçalarında gerçekleştirilmiştir. Bununla birlikte, titanyum alaşımlarının yüksek maliyeti nedeniyle, bu malzemelerin hafif olmaları, yakıt verimliliği ve performans katkılarından dolayı sektör tarafından gösterilen yoğun ilgiye rağmen yarış ve özel amaçlı araçlar dışında otomobil uygulamaları kısıtlanmıştır. Ancak son yıllarda, titanyum ve alaşımları çeşitli otomobil parçaları için aktif olarak kullanılmaktadır.

Çoğu Ti-6Al-4V alaşımından yapılmış olan titanyum giriş valfi birçok otomobil ve motosiklete önemli miktarda monte edilmiştir. Otomotiv endüstrisinde kullanılması titanyum alaşımlarının düşük aşınma direnci problemlerini ortaya çıkarmış, iyi bilinen aşınma direnci probleminin üstesinden gelmek ve aşınma direncini artırmak için yüzey iyileştirme işlemlerinin gelişmesine katkı sağlamıştır. [10,12]

Genellikle yüksek sıcaklığa maruz kalan egzoz vanaları ile ilgili olarak, tipik ısıya dayanıklı alaşım Ti-6Al-2Sn-4Zr-2Mo-0.1Si kullanılır. Motor girişlerinde, emme ve egzoz valflerinde,

motor yatağında Ti-6Al-4V ve Ti-6Al-2Sn-4Zr-2Mo-Si alaşımları Toyota, Mitsubishi, General Motor, Nissan gibi birçok firma tarafından kullanılmaktadır. [12]

3.3. Biyomedikal Alanlarda Titanyum Uygulamaları

Biyomateryal olarak kullanılan malzemelerde ki başarısızlığın nedenleri içerisinde düşük aşınma ve korozyon direnci, lifli kapsülleme, artık gerilmenin serbest bırakılması, düşük yüzey kalitesi, yaşayan kemik ile taşıyıcı yapay implantın yüzeyi arasındaki doğrudan yapısal ve işlevsel bir bağlantı kurulamaması, kemik ve elastik modülde uyumsuzluk, düşük yorulma gerilmesi, düşük kırılma tokluğu ve iltihabı gibi nedenler biyomalzeme olarak Titanyum ve alaşımlarına yönelmeye neden olmuştur.

Titanyum alaşımları 1970'lerin başlarında biyomedikal implantta geniş bir kullanım alanı bulmaya başlamıştır. Titanyum alaşımlarının biyomateryal olarak kullanımı, elastisite modülünün düşük olması, üstün biyouyumluluk, ağırlığına oranla dayanımının yüksek olması ve geleneksel paslanmaz çelik ile Co-Cr alaşımlarına kıyasla artan korozyon direnci nedeniyle artmıştır.

Ticari saf titanyum ve Ti-6Al-4V alaşımı tıpta en çok kullanılan titanyum malzemesidir. Titanyum ve alaşımlarının en iyi biyouyumlu metal malzeme olarak düşünülmesinin nedenlerinden biri de yüzeyde kendiliğinden biriken stabil bir oksit tabakasının oluşmasıdır.

Özellikle $\alpha + \beta$ fazındaki Ti alaşımları, düşük alerjenik özellikleri nedeniyle insan vücudunda yaygın olarak kullanılır, bu daha yüksek bir biyouyumluluk seviyesine neden olur. Süper elastikiyet ve şekil hafızası, biyo-uygulamalarda kullanılmasına neden olan önemli özelliklerden biridir.

Günümüzde Ti-6Al-4V alaşımı kalça ve diz protezleri, travmalarda kullanılan çiviler, levhalar, vidalar ve teller, cerrahi aletler, kardiyak kapak protezleri, diş implantları, kalp pilleri ve yapay kalp bileşenlerinde kullanılmaktadır. Göreceli olarak zayıf aşınma direncinden dolayı, Ti-6Al-4V alaşımı, kaplama veya yüzey işlemesi olmadan kalça başları ve femur dizleri gibi yüzey uygulamaları için uygun değildir. Ayrıca, belli bir miktarın ($10 \times 10 \mu\text{g/ml}$) üstünde ki Vanadyum ve Alüminyum elementlerinin insan vücudu için toksik etki göstermektedir. Bu nedenle Ti-6Al-7Nb ve Ti-5Al-2.5Fe gibi vanadyumsuz alaşımlar ile ilgili çalışmalar yapılmaktadır.

İmplantların yüzey kimyası, yüzey pürüzlülüğü, yüzey potansiyeli, yüzey iletkenliği ve yüzey enerjisi gibi yüzey özellikleri, ilk yapışma, ekim, bakteri üremesinin ardından hücre hareketi ve tepkisi için çok önemlidir. Bahsedilen özellikler, implantlarda biyolojik uyumlulukta ve implantın başarısında değişikliklere yol açan protein yapışmasına ve biyofilm oluşumuna neden olmaktadır. [10]

Ti bazlı biyomalzemelerin zayıf tribolojik özelliği artan aşınma ve sürtünmeye yol açarak implant ömrünün azalmasına neden olabilmektedir. Bu problemleri çözmek için yüzey modifikasyon yöntemleri uygulanmaktadır. Yüzeyin kalitesini çeşitli açılardan geliştirmek ve biyomateryal yüzey özellikleri hakkında daha kapsamlı bilgi sağlamak için yüzey karakterizasyon yöntemlerinin çeşitli kombinasyonları kurgulanabilmektedir. Biyomedikal uygulamalarda Ti bazlı malzemelerin yüzeyini değiştirmek için, plazma spreylama, iyon implantasyonu, nitratlama, karbürizasyon ve borlama teknikleri gibi yöntemlerin yanı sıra. PVD, CVD, plazma nitratlama ve iyon nitratlama gibi yaklaşımlarla da iyon salınımı, aşınma direnci, biyofilm oluşumu azaltılıp geciktirilebilmektedir. Bu yüzey modifikasyonu, biyomalzemelerin aşınma ve korozyona karşı direncini artırır.

4. GÜNCEL YÜZEY SERTLEŞTİRME YÖNTEMLERİ

Metallerin aşınma dirençlerini, korozyon dayanımlarını, sertliklerini, mekanik ve mukavemet özelliklerini arttırmak için kullanılan en yaygın enstrümanlar nitrürleme ve karbonlama gibi yaygın yöntemlerdir. Biyoimplantlar, makine parçaları, iş parçaları ve diğer birçok alet kimyasal ve tribolojik anlamda geliştirebilmek endüstriyel olarak nitrürlenmiştir.

Nitrürleme, metal yüzeyine azotun yüksek sıcaklıklarda nüfuz ettirilmesi şeklinde uygulanan termokimyasal bir yüzey işlemidir. Nitrürlemedeki temel amaç, daha yüksek sertlik, daha iyi bir aşınma direnci, yorulma ömrünün arttırılması ve korozyona dayanımın arttırılmasını sağlamaktır. Bu özelliklerin arttırılması ile özellikler biyoimplant olarak kullanılan Ti-6Al-4V alaşımlarda iyon salınımına en aza indirmek de amaçlanabilmektedir [3].

Titanyum alaşımlarının yüzey özelliklerini iyileştirmek için nitrürleme kullanmanın temel amacı, nitrojen iyonları vasıtasıyla yüzeyin altında nitrid oluşturma isteğidir. Titanyum nitridler, yüzeyin tribolojik özelliklerini arttırabilen sert yüzeyler oluşmasını sağlamaktadır [13].

Yüzey işlemleri, tabakalı yüzey işlemleri ve tabakasız yüzey işlemleri olarak sınıflandırmak mümkündür. Tabaka oluşturmeyen nitrürleme, iyon implantasyonu ve borlama gibi termokimyasal işlemler ile mikroyapıda değişiklikler sağlayan mekanik ve ısı işlemleri ile mekanik işlemleri içermektedir. Bu işlemler ile korozyon, aşınma, sürtünme dirençleri başlangıç seviyelerinden daha iyi noktalara çekilebilmektedir. Tabaka oluşturularak yapılan işlemler ise Fiziksel ve Kimyasal buhar biriktirme yöntemlerini barındıran buhar fazında oluşturulan kaplamalar, sol – jel gibi elektrokimyasal işlemler ile çeşitli parametrelerde püskürtme yoluyla meydana getirilen kaplamalardan oluşmaktadır [14]. Titanyumun alaşımlandırılması ve alaşım malzemelerinin miktarları bu işlemlerin sonuçlarına etki etmektedir. Örneğin, Titanyuma Alüminyum ilavesi nitrürlenmiş katmanın sertliğini azaltmakta, bu katmanın kalınlığını arttırmakta ve nitrürleme işleminin hızlanmasına yardımcı olmaktadır [15].

4.1. Fiziksel Buhar Biriktirme (PVD) ve Kimyasal Buhar Biriktirme (CVD)

Fiziksel buhar biriktirme yöntemi, fiziki olarak buharlaştırılan malzemenin vakum altında işlem yapılacak malzemenin yüzeyine depo edilmesi prensibine dayanan ve işlem yapılan malzeme

yüzeyinde bir ince film tabakası oluşturulmasına dayanan bir tekniktir. Kaplama olarak kullanılacak malzeme termal enerji ya da iyon bombardımanı kullanılarak buharlaştırılması ve bu işlem sırasında Metan, Azot, Oksijen gibi gazların ortama verilerek ince katmaların oluşması sağlanmaktadır. Fiziksel buhar biriktirme püskürtme, iyon biriktirme ve buharlaştırma gibi teknikleri barındırmaktadır [2,9].

Kimyasal buhar biriktirme (CVD) çok kullanılan ince film kaplama yöntemlerindendir. Bu yöntemde gaz haldeki ayıraçlar işlem malzemesi yüzeyine kaplanır. Bu yöntem gaz fazında yapıldığından dolayı oluşan kaplama kalınlığı işlem malzemesinin her yerinde homojen ve eşit olmaktadır. İşlemin gaz fazında gerçekleşmesi işlem malzemesinin geometrisini önemsiz kılmaktadır. Bu işlem fiziksel buhar biriktirme yöntemiyle gerçekleştirilemeyen kaplama işlemlerinin yapılmasını kolaylıkla sağlamaktadır [16].

4.2. Tuz Banyosu Nitratlaması

Tuz banyosu nitrülmesi, azot aktivitesinin siyanürler gibi reaktif nitrojen içeren sıvı tuz banyolarından gelmesi dışında, amonyak karışımlarında yapılan termodinamik ve kinetik gaz nitrülme işlemi ile oldukça benzerlik göstermektedir [3,17,18]

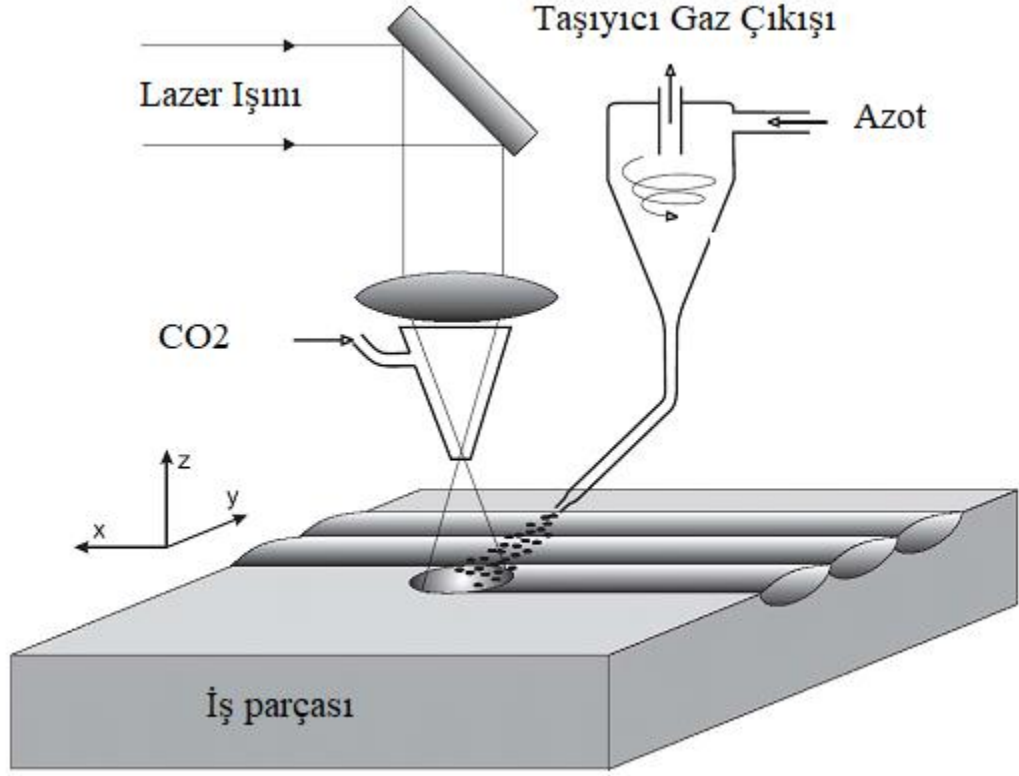
4.3. İyon İmplantasyon Tekniği

Malzemelerin yüzey ya da yüzeye yakın bölgelerinde ki kimyayı değiştirmenin bir başka yolu da yeterli enerjiye sahip moleküllerin malzemeye yüzeyine nüfuz edip gömülebilmelerini sağlayan iyonlarla bombalama yöntemidir. Bu iyon implantasyonu denir. Malzemenin kimyasının ve yapısının kontrol edilmesini sağlar. İmplantasyon, yeterli hızlanma gerilimi sağlayan bir yüzeye ve yüzeyde tutunabilecek uygun miktarda iyonla ihtiyaç duyar. Nitrülenme derinliği iyon aralıklarına bağlıdır. Nüfuziyet sıcaklık veya ışıyım ile arttırılabilmektedir [3].

4.4. Lazer Nitratlama

İş parçası yüzeyine nitrojenin nüfuziyetini sağlamak amacıyla kısa lazer darbelerinin kullanıldığı geleneksel olmayan bir yöntemdir. Yanal yüzeylerde ve derinlemesine nüfuziyet sağlamak konusunda bu yöntem avantajlı olarak kabul edilmektedir. Kısa lazer darbelerinin kullanılması birçok avantaja sahiptir. Lazer nitratlama, yüzey işleminin hassas olarak kontrolün sağlanabildiği, istenmeyen ısınmaların oluşmasının denetlenebildiği etkili bir tekniktir. Hassas işlem parametreleri nedeniyle karmaşık bir prosese sahiptir. Prosesin karmaşıklığı nedeniyle,

lazer-malzeme, lazer-plazma ve lazer-plazma-malzeme etkileşimleri (ısıtma, taşınım, plazma oluşumu, akışkanlar dinamiği, plazma dinamikleri, difüzyon ve metalurjik işlemler) esas alınarak işlem yapılması gerekmektedir [3].



Şekil 4.1. Lazer Nitrürlemenin Şematik Gösterimi [1]

4.5. Plazma Nitratlama

Plazma nitrürleme, metal yüzeyine nitrojenin nüfuz ettirilmesi için deşarj teknolojisi kullanan bir yüzey işleme yöntemidir. Bu işlemde iş parçası yüksek voltaj bir gerilim ile negatif yüklenerek düşük basınçta azot gazı veya gaz karışımı numuneye verilir. Elektriksel potansiyel altında gaz veya gaz karışımları iyonlaşarak negatif yüklü iş parçasına doğru hızlandırılarak gerçekleştirilir. İş parçası ayrıca bir plazma tarafından ısıtılır. Bu işlem yüzeyin geometriden bağımsız işlenmesini ve bu işlemin birkaç saat gibi kısa sürelerde gerçekleşmesini sağlamaktadır. Bu işlemin gerçekleşmesi için sıcaklık, basınç ve plazma kontrollerine sahip vakumlu bir alan ihtiyaç vardır [3,19]

Plazma nitrürleme esnasında, malzemenin yüzeyinde sertlik meydana gelir. Plazma nitrürleme işlemi nedeniyle iş parçasında oluşan nitrür tabakanın büyümesi, doymunluk, katman kalınlığı, ısı parametreleri ve parabolik değişimler parametreleri Dimitrov, Wagner'in [20,21] tarafından ortaya konmuştur. Parabolik büyüme 42 dakika boyunca 823 Kelvin sıcaklıkta gerçekleşmiş, 6 saat sonunda nitrasyonun 14 mm kalınlıkta doymunluğa ulaştığı belirlenmiştir [3,20,21]

İyon ışını implantasyon yönteminde karşılaşılan görüş açısı kısıtlamalarını aşabilmek için geliştirilen bir yöntem ise plazma daldırma iyon implantasyonudur. Numune gaz atmosferinde düşük basınçlı salınım modunda mikrodalga plazmalar ile sarılarak iyonların homojen bir şekilde numuneye doğru hızlandırılması ile implantasyon sağlanır. Numune genellikle sıcaklık kontrolü sağlanabildiği durumlarda ısıtılır. Bu yöntem Argon, Azot, Karbon gibi birçok element içinde uygulanabilmektedir [3].

4.6. Gaz Nitratlama

Bu yöntemde numune kapalı bir ortama yerleştirilir. Ortamda ki azot aktivitesini arttırmaya yönelik olarak ortama amonyak – hidrojen veya amonyak ekleyerek ısı işlem uygulanması prensibine dayanır. Amonyak gazı, numunenin yüzeyi tarafından sürekli emilecek ve yüzeye yayılacak olup termal olarak ayrışarak reaktif nitrojen atomları üretecektir. Nitrojenin nüfuziyetini arttırmak için nitratlama sırasında ortama karbon eklenirse bu işlem nitrokarbürizasyon adını almaktadır. Endüstriyel anlamda en sık kullanılan yüzey modifikasyon işlemleri olarak nitrokarbürizasyon ve gaz nitratlama işlemleri ile karşılaşılmaktadır [3,22,23, 25, 26]

4.7. CO₂ Lazer Gazı Destekli Ti – 6Al – 4V Alaşımı Nitratlaması

Bu işlem azot gazı akışının sağlanabildiği bir ortamda Ti - 6Al - 4V alaşım yüzeyine azot iyonlarının implante edilmesi için karbondioksit lazeri kullanılıp, azotun karbondioksit lazer ile birlikte numune yüzeyine eksenel olarak verilmesi ile yapılan yüzey nitratlama işlemidir [13]. Bu yöntemde, kullanılan gazın saflık derecesi, gaz basıncı, lazer gücü ile lazer ışınlanmanın diğer parametreleri (darbe frekansı, çapraz hız vb.) nitrasyon işleminin sonuçları açısından oldukça etkilidir [27, 28]. Yapılan çalışmalar gaz nitratlama yönteminin Ti-6Al-4V alaşımlara uygulanmasının başarılı ve faydalı bir şekilde yapılabileceğini göstermiştir [10, 29].

Tablo 4.1. Lazer Destekli Nitrasyon Koşulları [27].

İlerleme Hızı (mm/min)	1000
Güç (W)	70 ve 110
Frekans (Hz)	1500
Nozül Aralığı (mm)	1.5
Nozül Çapı (mm)	1.5
Odak Ayarı (mm)	127
N₂ Basıncı (kPa)	600

Ayrıca, lazer çıkış gücü ayarı, darbe frekansı, iş parçası yüzeyindeki kırıların spot çapı, iş parçasının veya lazer ışınının çapraz hızı, gaz basıncına yardımcı ve gazın saflığı gibi lazer işleme parametreleri nitratlama işlemi üzerinde önemli etkiye sahiptir [27].

5. MALZEME VE YÖNTEM

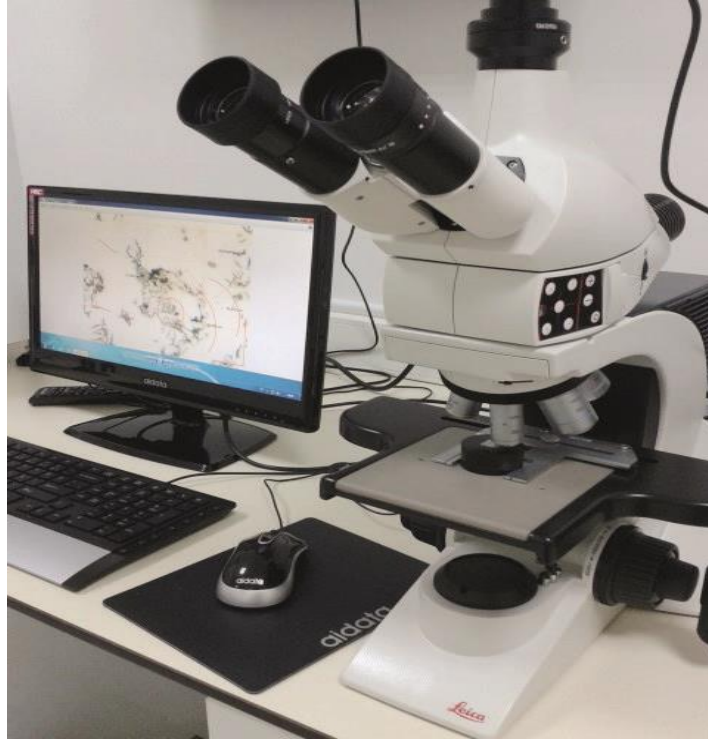
Mühendislik alanında, tıp alanında ve diğer endüstriyel alanlarda kullanılan malzemelerin maruz kaldığı aşınma, sürtünme, ısı vb. etkilere karşı sahip olması gereken özelliklere kavuşabilmesi için nitrürleme, kaplama ve her ikisinin birlikte kullanıldığı çeşitli yüzey modifikasyon işlemleri uygulanmaktadır. İşlem uygulanan malzemelerin istenilen özelliklere ulaşip ulaşmadığının belirlenmesi, uygulanan işlem parametrelerinin optimum düzeye getirilmesi ve malzemenin kaşı karşıya olduğu etkilere karşı dayanımının geliştirilebilmesi için yapılması gereken işlemlerin başında etkilere ilk maruz kalan yüzeyin özelliklerinin belirlenmesi büyük önem arz etmektedir. Malzemelerin kimyasal olarak karakterize edilmesinin yanında, yüzeyin morfolojik ve topolojik yapılarının bilinmesi, mekanik olarak karakterizasyonu malzemelerin fiziksel ve kimyasal davranış mekanizmalarının açıklanmasına, malzemenin performansının artırılmasına yardımcı olacaktır.

Günümüzde malzemelerin karakteristiği ile yüzey özelliklerinin belirlenmesinde optik mikroskopi, AFM (Atomik Kuvvet Mikroskobu), SEM (Taramalı Elektron mikroskobu) ve EDS analizleri, XRD (X Işını kırınımı), Brinell, Rockwell, Vickers, Knoop gibi sertlik ölçümleri ile aşınma, sürtünme ve çekme testleri kullanılmaktadır.

5.1. SEM Analizi

SEM (Taramalı Elektron Mikroskobu), mikro ve nano yapıda ki malzemeleri görmek için odaklanmış elektron demeti kullanılarak optik mikroskop ile ulaşılamayan ayrıntıların görülebilmesini sağlayan, üçyüzbin kat büyümenin gerçekleştirilebildiği ve görüntülemeye bulunan ölçekleme sayesinde gözlenen yapıların gerçek boyutunun ölçülendirilebildiği bir karakterizasyon yöntemidir.

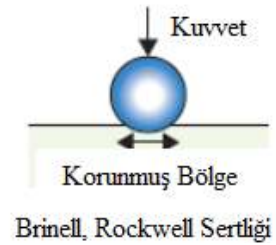
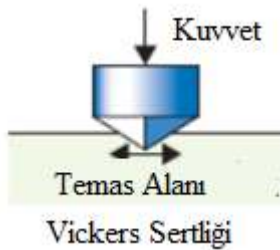
SEM (Taramalı Elektron Mikroskobu) ışık mikroskobuna kıyasla, yüksek çözünürlüklü büyütme, görüntüde netlik sağlanan alanın büyüklüğünün fazla olması, malzemenin elemental kompozisyonunun tanımlanması ve üç boyutlu görüntü sağlanabilmesi gibi üstün özelliklere sahiptir. Bu özellikler detaylı topografik yapı elde edilmesi, SEM'e bağlı X-ray mikroanaliz Spektrometresi (EDS) ile elde edilen kimyasal yapıların karşılaştırılmasına olanak sağlamaktadır [27].



Şekil 5.1. Taramalı Elektron Mikroskobu (SEM)

5.2. Mikro sertlik ölçümü

Sertlik malzemelerin sahip olduğu mekanik özelliklerden bir tanesidir. Malzemenin batma, çizilme gibi plastik deformasyonlara gösterdiği mukavemetin ölçüsü sertlik olarak tanımlanmaktadır. Sertlik statik olarak Brinell, Rockwell, Vickers ve Knoop gibi yöntemler kullanılarak ölçülebilmektedir. Brinell ve Rockwell yöntemleri kullanılarak alınan sonuçlarının tatmin edici olmadığı durumlar ile nitrürleme, sementasyon, kaplama ve ince yapıdaki malzemelerin sertliğinin ölçülmesinde Vickers yöntemi kullanılmaktadır.



Şekil 5.2. Vickers, Brinell ve Rockwell Sertlik Testleri Şematik Görüntüleri

5.3. Yüzey Pürüzlülüğü

Pürüzlülük, numuneyi veya malzemeyi diğer nesnelerden ayıran, kendisini kısıtlayan yüzeydeki değişimleri ifade etmektedir. Yüzey pürüzlülüğü, malzemelerin aşınma, termal davranış, sürtünme, tutunma, yorulma ve diğer mekanik özellikleri etkileyen çok önemli faktörlerden biridir. Titanyumun ve alaşımlarında görülen zayıf çizilme aşınması, iyon salınımı, sürtünme katsayısının yüksek olması gibi nispeten düşük tribolojik özelliklerin iyileştirilmesi için PVD, CVD, Nitrasyon vb. gibi yüzey işlemleri uygulanmaktadır. Uygulanan yüzey geliştirme yöntemleri malzeme yüzeyinin topografik yapısının değişmesine neden olmaktadır. [30]

Titanyum alaşımlarda pürüzlülük, implant kullanımında hareketten kaynaklı meydana gelen yükler nedeniyle implantın hasarlar yaratmaması için düşük yüzey pürüzlülüğüne sahip olması istenirken, kaplama yapılacak implantlarda kaplamanın daha iyi tutunmasını sağlayan pürüzlü yüzeylere ihtiyaç duyulmaktadır. Yüzey pürüzlülüğünü değerlendirmek açısından kullanılan birçok teknik mevcuttur. Mühendislik açısından önem taşıyan iğne uçlu temas ve 3d optik ölçüm sistemleri en önemli olanlarıdır. [31]

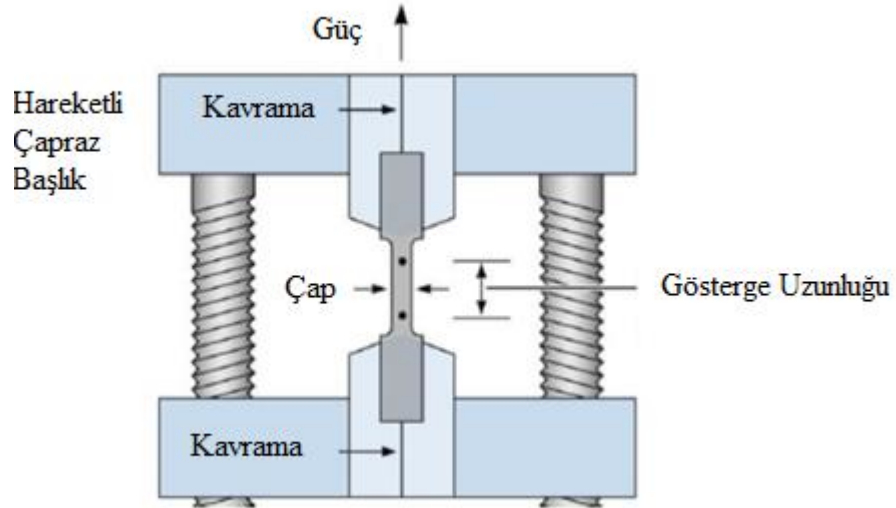


Şekil 5.3. Optik Ölçüm

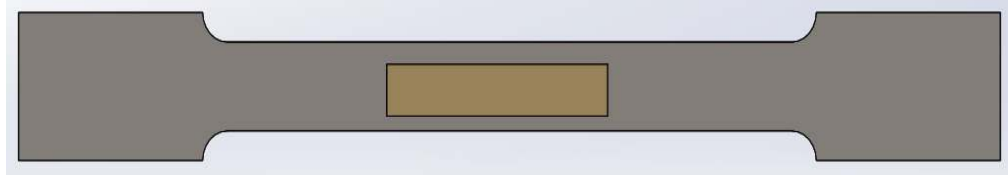
5.4. Çekme Testi

Malzemelerde belirli bir oranda şekil değiştirme oluşturabilmek için ne kadar kuvvet uygulanmasının gerektiğinin belirlenmesi veya malzemeye uygulanan kuvvet sonucunda oluşan şekil değişiminin belirlenmesi mühendislik açısından önem arz etmektedir. Uygulanan kuvvet ile şekil değişikliği arasındaki bağlantı malzemenin çalışma koşullarının belirlenmesinde, hangi parametreler altında şekil verilebileceğini, yapılan malzeme veya yüzey modifikasyonlarının etkilerini belirlemek açısından önemlidir. Çekme deneyi malzemelerin dinamik olmayan yükler altındayken gösterdikleri plastik ve elastik davranışla gibi mekanik özelliklerinin belirlenmesi ve bu özelliklerin kategorize edilmesi ile karakterizasyon sağlamaya yarayan yöntemlerden biridir [15].

Numunelerin temsil ettiği malzemelerin Akma gerilmesi (Yield stress), Çekme gerilmesi (Tensile stress), Kopma uzaması (Elongation to failure), Kesit daralması (Reduction in cross-section), Tokluk (Toughness) Elastisite modülü (Elastic modulus) Rezilyans (Rezilyance) gibi temel mekanik özellikleri çekme testi ile belirlenebilmektedir.



Şekil 5.4. Çekme Makinesi Şematik Görünümü [32]



Şekil 5.5. Çekme Deney Numunesi Şematik Görünümü



a



b

Şekil 5.6. a, b Deneyde Kullanılan Çekme Makinesi

5.5. Biyouyumluluk/Biyofilm Çalışmaları

Bir materyalin veya malzemenin tıbbi olarak tedavi amacıyla kullanıldığı veya yerleştirildiği yerde, hasta veya faydalanan canlıda herhangi bir lokal veya sistemik etki ortaya çıkarmadan kullanılabilmesine Biyouyumluluk denmektedir. Yapay bir dokunun ve implant malzemesinin sistem tarafından bütün olarak kabul edilmesi gerekmektedir.

Biyoyumluluğun yetersiz olduğu durumlarda, kronik iltihaplanma, ara yüzeylerdeki hücre bozulması, metal implantların korozyona uğramasından kaynaklı enflamasyonlar, hücreye toksik olarak etki eden kimyasal salınımı, kan pıhtısı oluşması, hücre daralması gibi etkiler söz konusu olmaktadır.

Biyoyumluluk testleri, laboratuvar ortamında ya da yapay koşullarda implantların test edildiği in-vitro testler, canlı ortamında ya da yaşan koşullar altın yapılan in-vivo testler yani hayvan veya denek testleri ve klinik olarak yapılan çalışmalar şeklinde yapılmaktadır.

İyon salınımı sorunları gösteren ve implant malzemesi olarak kullanılan biyolojik malzemelerin biyouyumlulukları yüksektir. Malzemelere uygulanan nitrürleme gibi yüzey modifikasyon işlemleri korozyon ve aşınma dirençlerini iyileştirirken iyon salınımı oluşum sürelerini de geciktirebilmektedir [33].

Ti-6Al-4V alaşımının içerisinde bulunan Alüminyumun alerjik etki yaptığı uzun süreli maruziyetlerde nörolojik sistemleri etkileyerek Alzheimer hastalığının oluşumunu hızlandırdığı saptanmıştır. [34, 24]. Ayrıca Ti-6Al-4V alaşımının içerdiği Vanadyum elementinin zaman içerisinde biyolojik olarak etkileşimi geçtiği sistemlerde toksik etki yarattığı da araştırmalarla ortaya konmuştur.

Hücre tarafından emilimi gerçekleştirilen Titanyumun toksik etkisinin olmadığı ancak 10 µg/ml'den fazla vanadyum emiliminin toksik etki yarattığı Maurer ve ark. [35] tarafından bildirilmiştir. Alerjik etki yaratma potansiyeli diğer metallere göre düşük olması Titanyumun kullanılabilecek diğer elementlerden üstün olduğunu göstermektedir [2]. Mukavemet değerleri geliştirilmiş implant malzemesi olarak kullanılan materyallere aşınma dirençlerini arttıracak, biyouyumluluğu yüksek ve kemiğe bağlanma kapasitesi iyileştirecek şekilde özellik kazandıracak ve iyon salınım problemlerini en aza indirecek bir yüzey işlemi uygulanır [14].

Korozyon direnci ve biyolojik uyumluluğu yüksek, belirli mekanik üstünlüklere sahip biyomalzemeler çok çeşitli amaçlarla insan vücudu içerisinde implant malzemesi olarak kullanılmaktadır. Bununla birlikte implantla ilişkili enfeksiyon genellikle sık görülen ciddi bir komplikasyondur ve yabancı bir materyal vücut içerisinde mevcut olduğunda cerrahi alan enfeksiyonu riski artar. Bakteriler biyomateryal yüzeye yapışıp çoğaldıklarında, bakteri hücre dışı yapışmaya aracılık eden ve bir biyofilm oluşturan hücre dışı polimerik maddeler üretir. Bakterileri saran biyofilm, onları bağışıklık sisteminden koruyabilir. Ayrıca, biyofilm varlığı genlerin, fonksiyonel protein yapılarına dönüşmesi süreci ile büyüme hızını değiştirir ve antibiyotiklere duyarlılığı azaltır [36-35], dolayısıyla implantla ilişkili enfeksiyonun tedavisi son derece zordur. Ortopedik implant ile ilgili enfeksiyonlarda önde gelen ve önemli tıbbi patojen olarak kabul bakteriler biyomateryal yüzeylere yapışma ve toplanma yeteneğine sahiptir ve birçok biyomalzemede biyofilmler oluşturabilir. Cerrahi bölgeyi ve aletleri sterilize etme teknikleri ve son derece steril ameliyathane kullanımı da dahil olmak üzere implantla ilişkili enfeksiyonları önlemek için çeşitli yöntemler geliştirilmiştir. Bununla birlikte, bu enfeksiyonlar günümüzde hala ortopedik cerrahinin %0,2-17.3'ünde ortaya çıkmaktadır [37].

Bakteriyel yapışma ve erken biyofilm oluşumu, kullanılan biyomateryal tipi ve implant yüzeyinin fiziksel özelliklerinden etkilenir [38].

5.6. Malzeme Seçimi

Birçok mühendislik uygulamasında ve tıp alanında implant malzemesi olarak farklı element ve parametreler ile alaşımlandırılmış birbirlerine göre farklı mekanik özellik, kimyasal yapı ve karakteristiğe sahip farklı alaşımlar kullanılmaktadır.

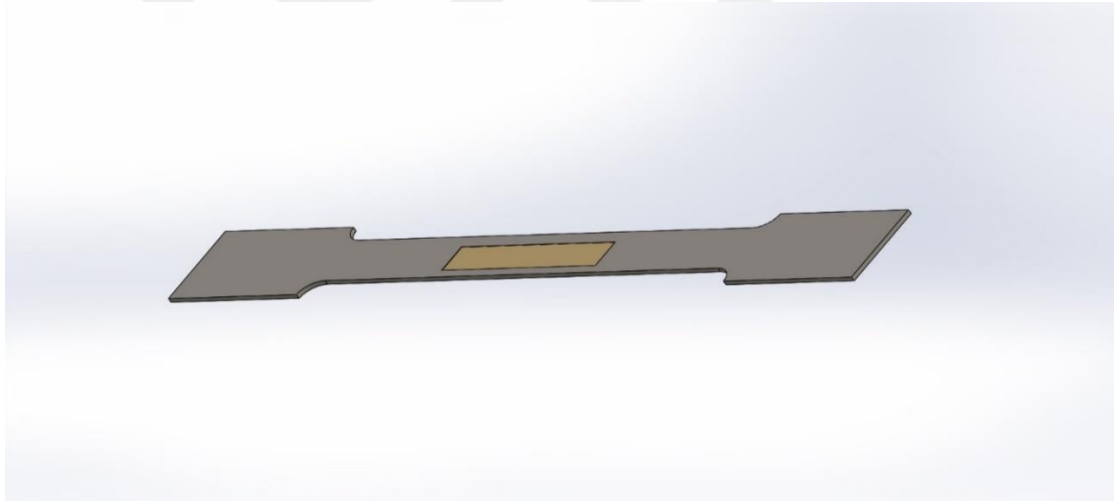
Biyomalzeme olarak Ti-6Al-4V alaışımının içerdiği vanadyumdan kaynaklı oluşabilecek toksik etkilerin aşılabilmesine yönelik Ti-6Al-7Nb ve Ti-5Al-2.5Fe gibi vanadyumsuz alaşımlar üzerinde çalışmalar yapılmıştır.

Yapılan çalışmalarda, büyük gözenekli ve karmaşık geometriye sahip olabilecek Ti-6Al-7Nb alaışımının bu özelliklerinden dolayı eğme mukavemetinin düşük olduğu, Ti-5Al-2.5Fe ve Ti-6Al-4V alaşımlarının eğme mukavemetlerinin birbirine yakın olduğu ortaya konmuştur. Ti-6Al-7Nb alaışımının aşınma yoğunluğunun Ti-5Al-2.5Fe ve Ti-6Al-4V alaşımlarına göre daha yüksek gerçekleştiği, Taramalı Elektron Mikroskobu (SEM) analizleri ısıtma işlemi uygulanarak üretilen Ti-6Al-7Nb alaışımının elverişsiz bağ oluşumu sergilediği bu durumun hem aşınma

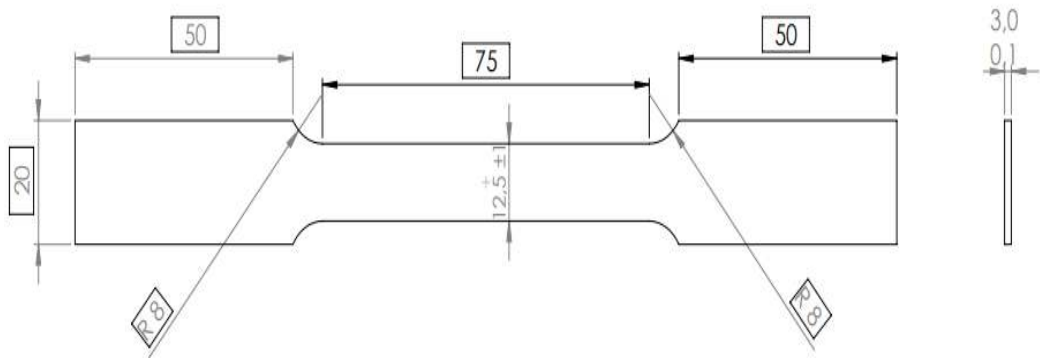
dayanımını hem de mukavemeti düşürdüğü sonucu bildirilmiştir. Ti-6Al-7Nb alaşımlarının sertliğinin Ti-5Al-2.5Fe alaşımına göre yüksek olmasına rağmen aşınma direncinin düşük olduğu, alaşımların yüzey morfolojileri incelendiğinde Ti-6Al-7Nb alaşımının çizilme aşınması sonucunda kaybettiği kütlenin Ti-6Al-4V alaşımından fazla olduğu belirtilmiştir [39]. Bu nedenle bu çalışmada üstün özelliklerinden dolayı 3 mm kalınlığında, lazer nitrürlenmiş ve oluşacak nitrür tabakasının korunmasını sağlamak için 200 Hz lazer atımlarına sahip CO₂ lazer destekli nitrürlenmiş Ti-6Al-4V alaşım kullanılmıştır. [27].

Tablo 5.1. Deneyde Kullanılan Ti-6Al-4V Alaşımının Elemental Bileşimi (ağırlıkça%)

Ti	Al	V	Cu	Cr	Fe	O
Denge	6	4	0.03	0.01	0.32	0.2



Şekil 5.7. 3 mm Kalınlığında Ti-6Al-4V Alaşım Numunesi



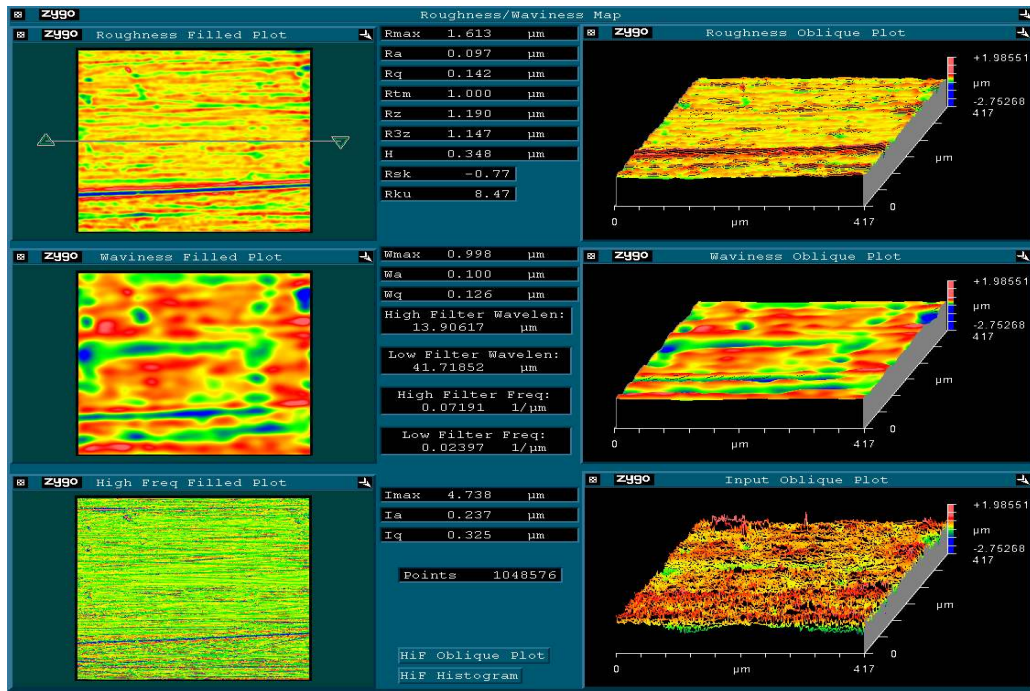
Şekil 5.8. Ti-6Al-4V Alaşım Numunesi Ölçüleri (TS EN ISO 6892-1)

6. DENEYSEL SONUÇLAR

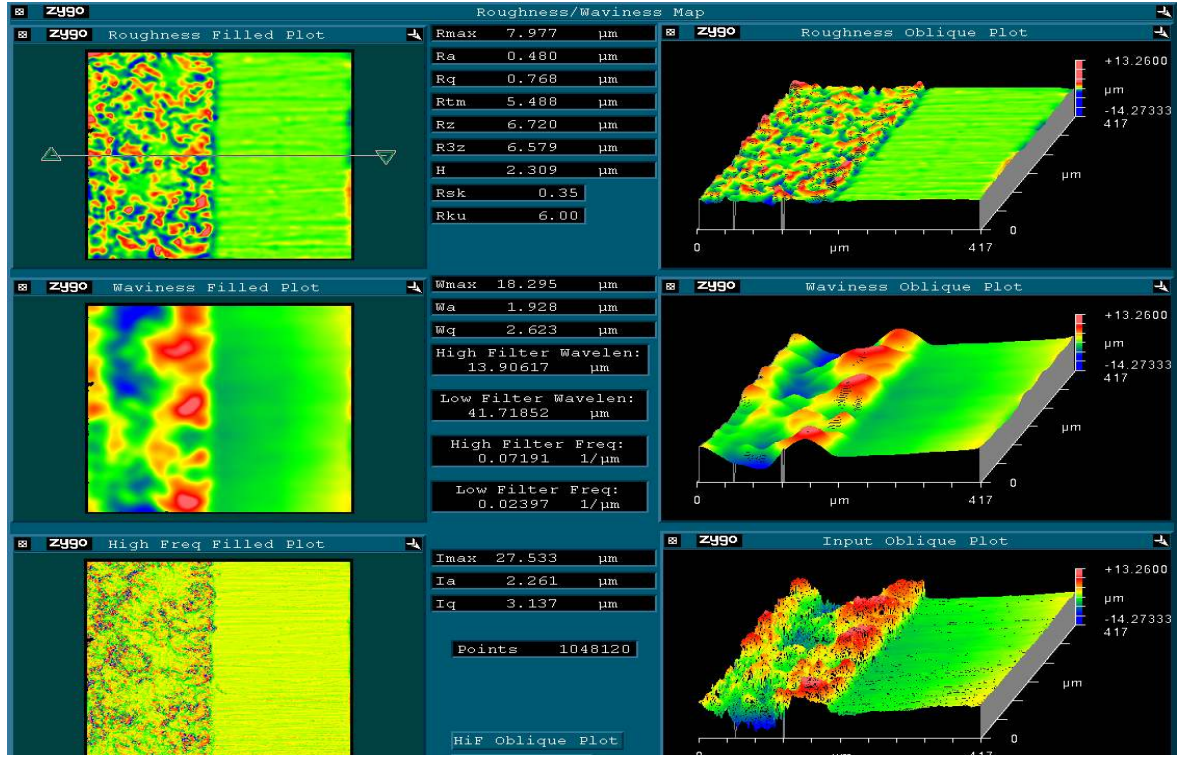
Yüzey modifikasyon işlemleri uygulanmış malzemelerin işlevlerine uygun yapıya ulaşım ulaşmadıkları, yüzey yapıları, mikro yapıları, yapılan işlemin başarısı ile işlem parametrelerinin geliştirilmesi açısından fiziksel ve kimyasal olarak incelenmesi gerekmektedir. Taramalı Elektron Mikroskobu (SEM), Optik mikroskobu, X-ray mikro analiz spektrometresi (EDS), mikro sertlik ölçümü, mukavemet testleri ve biyoyumluluk/biyofilm oluşumu açısından bakteri tutunmaması gibi yöntemler en yaygın kullanılan analiz teknikleridir.

6.1. Yüzey Pürüzlülük Ölçümü

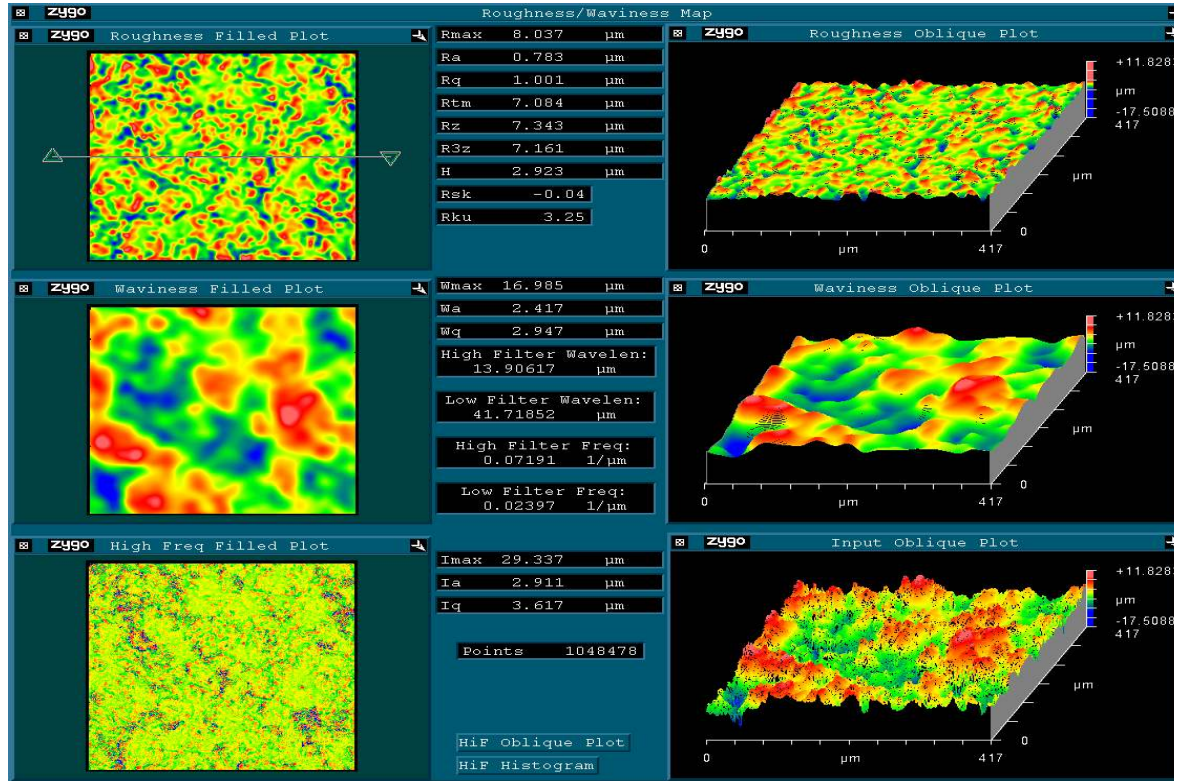
Yüzey metrolojisini belirlemek üzere Ti-6Al-4V alaşımından plaka şeklinde bir yüzeyinde 36 mm X 7 mm CO₂ lazer gaz destekli lazer nitrürlenmiş bölge bulunan plaka şeklinde ki numune üzerinde nitrülenmemiş yüzey (Şekil 6.1), geçiş yüzeyi (Şekil 6.2.) ve nitrülenmiş yüzeyin (Şekil 6.3.) topografyası Zygo marka 3d Optik görüntüleyici kullanılarak görüntülenmiştir.



Şekil 6.1. Nitrülenmemiş Yüzey 3D Yüzey Topografyası



Şekil 6.2. Geçiş Yüzeyi 3D Yüzey Topografyası



Şekil 6.3. Nitrülenmiş Yüzey 3d Yüzey Topografyası

Optik görüntüler, Titanyum alaşıma uygulanan nitrürleme işleminin numune yüzeyinde farklı kalınlıkta dalgalı yapılı katmanlar oluşturduğunu, katman kalınlığının geçiş yüzeyinden nitrürlenmiş bölgeye doğru artarak değiştiği sonucunu vermiştir.

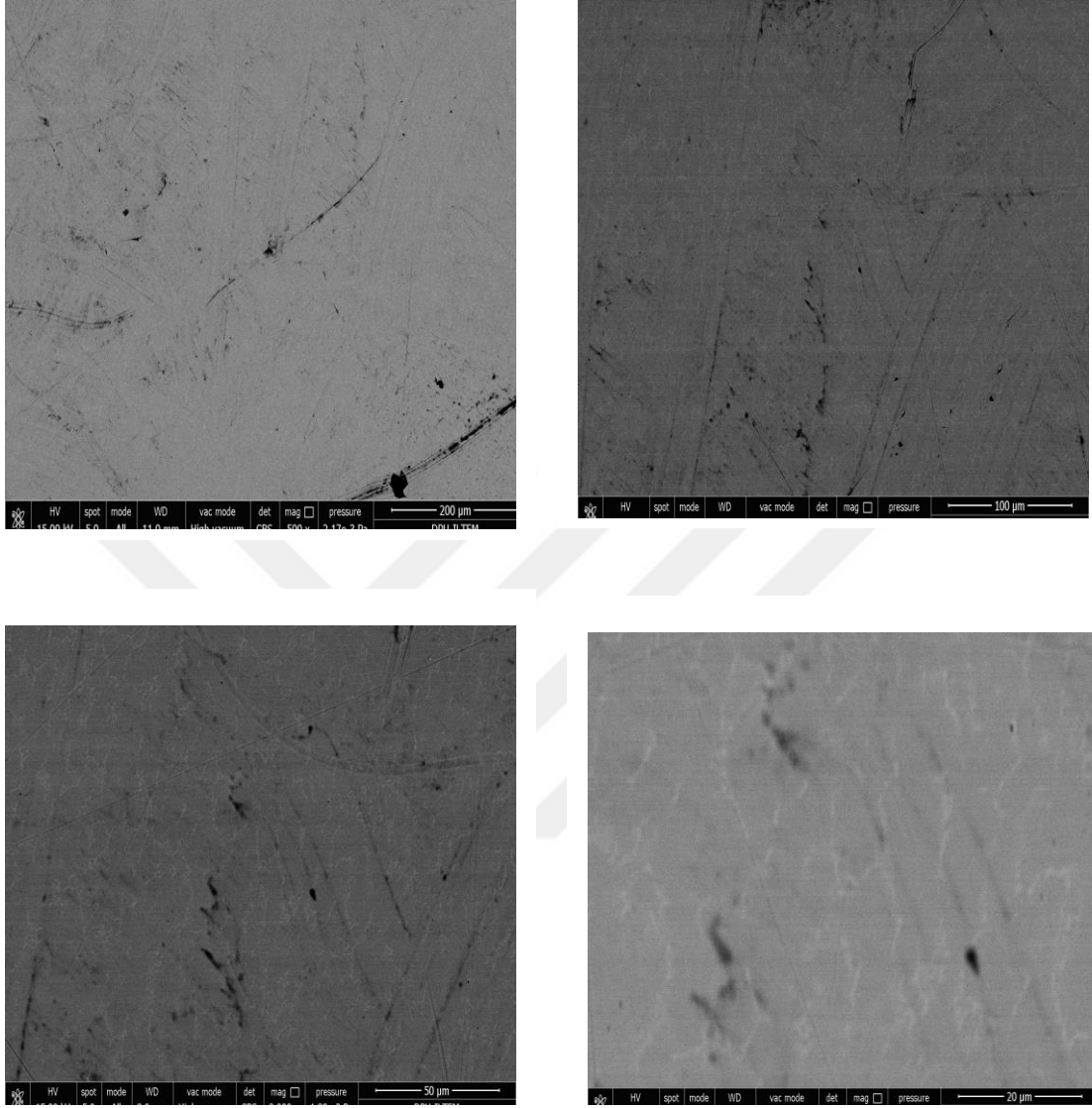
Tablo 6.1. Numune Topografik Değerleri

Numuneler	Nitrülenmemiş Yüzey	Geçiş Yüzeyi	Nitrülenmiş Yüzey
ŞA-1	R _a : 0.097 µm R _z : 1.190 µm	R _a : 0.480 µm R _z : 6.720 µm	R _a : 0.783 µm R _z : 7.343 µm
ŞA-2	R _a : 0.068 µm R _z : 0.672 µm	R _a : 0.465 µm R _z : 7.302 µm	R _a : 1.065 µm R _z : 9.433 µm
ŞA-3	R _a : 0.069 µm R _z : 0.886 µm	R _a : 0.436 µm R _z : 6.497 µm	R _a : 0.944 µm R _z : 9.153 µm

6.2. Taramalı Elektron Mikroskobu (SEM)

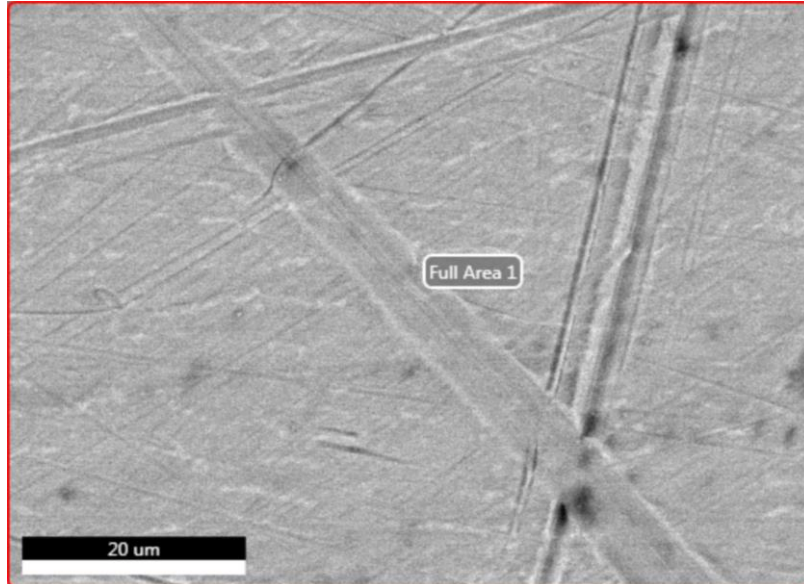
Taramalı Elektron Mikroskobu (SEM) yüzeydeki morfolojik özellikleri gözlemek açısından fayda sağlamaktadır. Nitrür tabaka ile işlem gerçekleştirilmemiş yüzeyin karşılaştırılması, nitrür kalınlığının belirlenmesi ve nitrür tabakanın ilerleme yönü ile difüzyon derinliğinin gözlemlenmesi açısından kullanılmıştır. Ti-6Al-4V alaşım numunenin yatay ve dikey düzlemde alınan kesitleri gözlemlenmiştir.

Yatay düzlemde 15 kV hızlandırıcı geriliminde vakum altında 500X, 1000X, 2000X ve 5000X büyütme oranları kullanılarak yapılan gözlemlerde numunenin nitrürleme gerçekleştirilmeyen yüzeyinde homojen bir dağılım olduğu görülmüştür. (Şekil 6.4.)



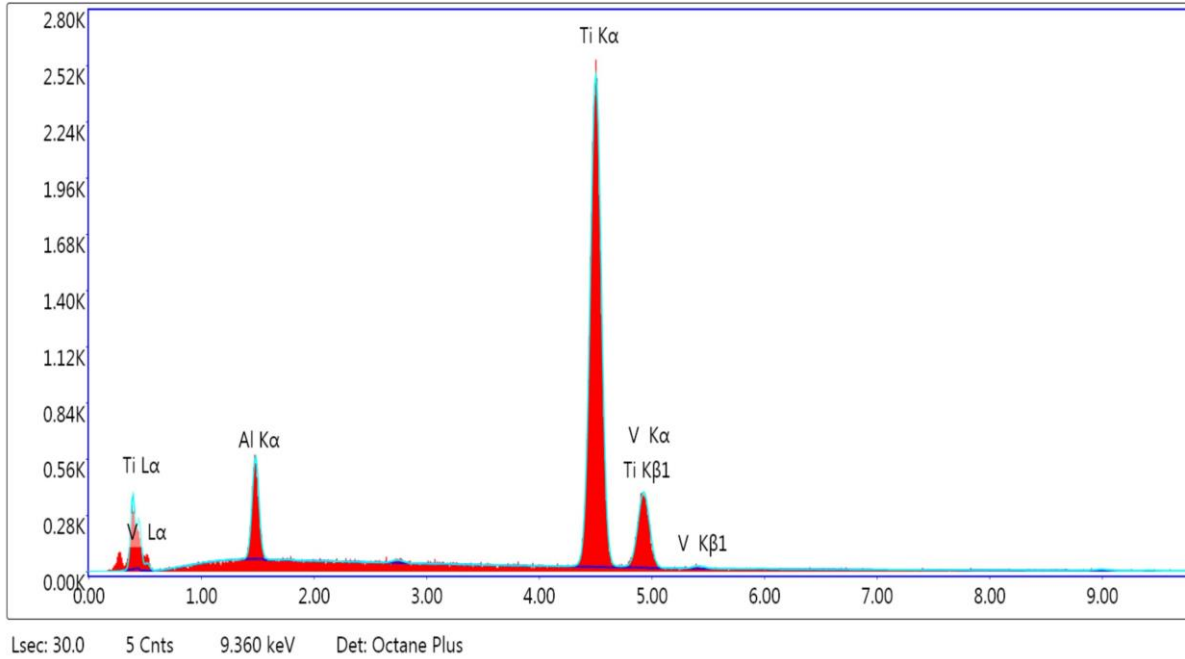
Şekil 6.4. Nitrülenmemiş Yüzey 3d Yüzey görüntüleri

Taramalı Elektron Mikroskobuna (SEM)'e bağlı X-ray mikro analiz spektrometresi (EDS) ile nitrüleme gerçekleştirilmeyen bölge üzerinde belirlenen noktanın SEM görüntülerine bakılmış, belirlenen noktada herhangi bir değişim gözlenmemiştir. (Şekil 6.4) Aynı noktanın elemental analizi bizlere Titanyum, Alüminyum ve vanadyum alaşımların dağılımı göstermiş olup, incelenen bölgede alaşımın yapısını koruduğu elemental olarak nitrür tabakası olmadığını göstermiştir.



Şekil 6.5. Deneyde Kullanılan Ti-6Al-4V Alaşımının Nitrülenmemiş Yüzey SEM Görüntüsü

Numene üzerinde nitrülenmemiş yüzey üzerinde belirlenen noktada yapılan EDS analizleri bizlere Titanyum, Alüminyum ve Vanadyumun oransal dağılım grafiğini (Şekil 6.6.) vermiştir.



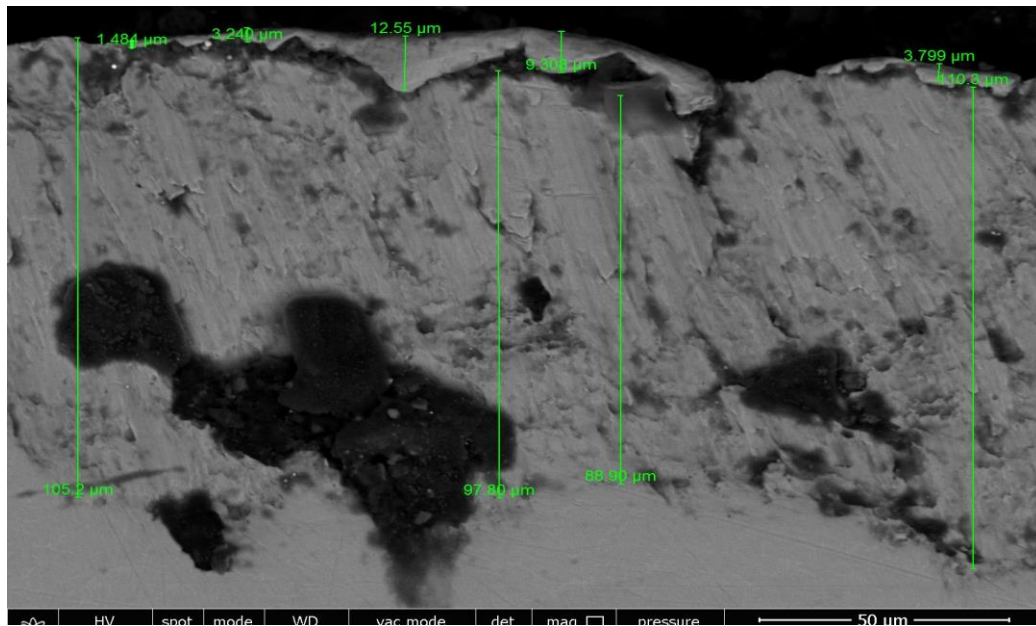
Şekil 6.6. Ham Yüzeyin Titanyum, Alüminyum ve Vanadyumun Oransal Dağılım

Numune üzerinde EDS analizi yapılan alaşım üzerinde belirlenen noktada alaşımın içeriğinde Titanyumun ağırlık olarak %90,96 kimyasal olarak %87,33 oranda bulunduğu, Alüminyumun ağırlık olarak % 5,63 kimyasal olarak % 9,60 oranında olduğu, Vanadyumun ağırlık olarak % 3,40 kimyasal olarak % 3,07 oranında bulunduğu tespiti yapılmıştır. (Tablo 6.2.)

Tablo 6.2. Numune üzerinde Nitrürlenmemiş Bölge Üzerinde Belirlenen Noktanın Elemental Analizi

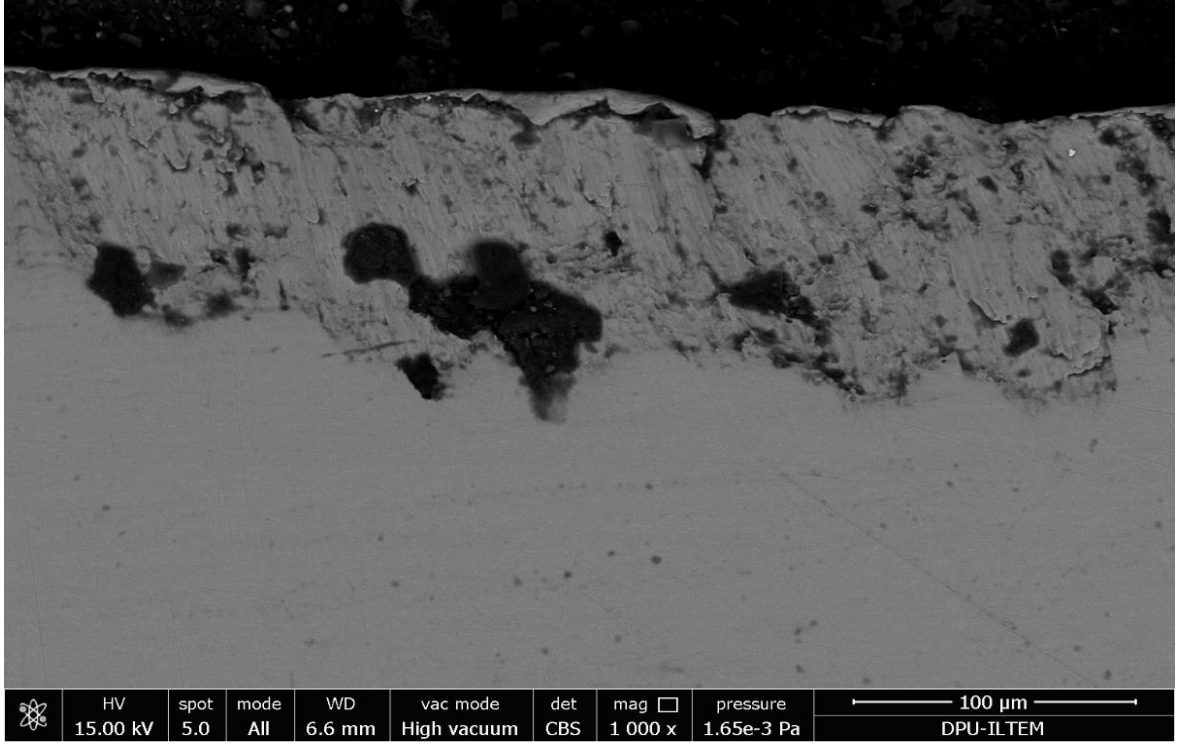
Element	Ağırlık %	Kimyasal Dağılım %
AlK	5.63	9.60
TiK	90.96	87.33
V K	3.40	3.07

Üzerinde CO₂ Lazer Gaz destekli nitrürlenmiş bölge bulunan numune üzerinde yer alan nitrür katmanı ile nitrürlenmemiş bölgenin Taramalı Elektron Mikroskobu (SEM) görüntüleri, bizlere gerçekleşen nitrüleme kalınlığının yaklaşık olarak 100 µm olduğunu ancak nitrür tabakanın dağılımının farklı olduğunu bizlere göstermiştir. (şekil 6.7)



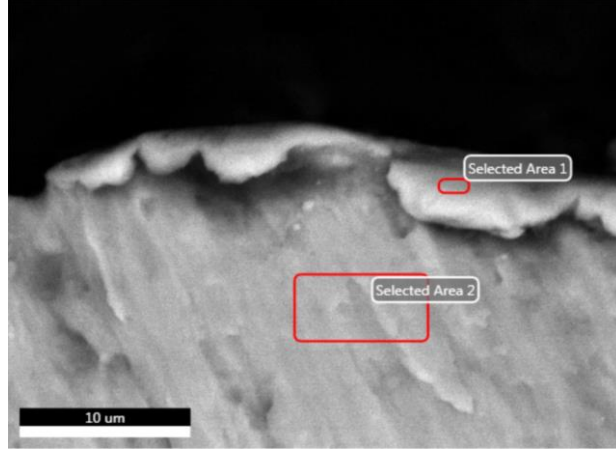
şekil 6.7. Nitrür Tabaka Dağılımı (µm)

Taramalı Elektron Mikroskobu görüntüleri ile buna bağlı EDS analizleri nitrür dağılımını görsel ve kimyasal olarak göstermiştir. (Şekil 6.8) Bu görüntüler nitrür bölge, geçiş bölgesi ve yüzeye yakın bölgelere doğru yüzey topografyasının değişimini göstermiş, mikro boyutta numune içerisinde çatlaklar gibi yapısal hatalar olmadığı bilgisini vermiştir.

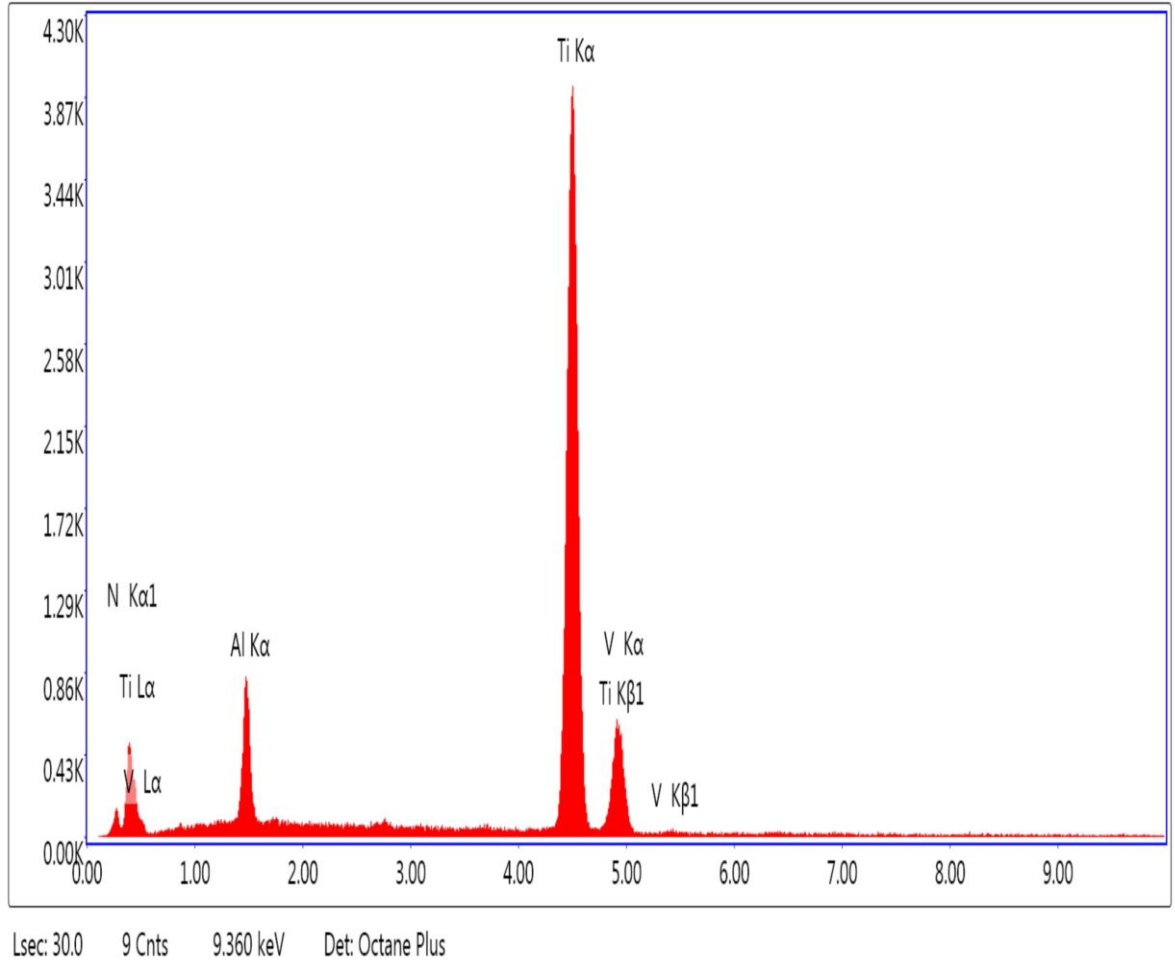


Şekil 6.8. Nitrülenmiş Yüzey ile İşlem Uygulanmamış Bölge SEM Görüntüsü

Numune üzerinde nitrülenmiş alan üzerinde gerçekleştirilen EDS analizi yapılan alaşım üzerinde belirlenen noktada alaşımın içeriğinde Titanyumun ağırlık olarak %79,50 kimyasal olarak % 60,27 oranda bulunduğu, Alüminyumun ağırlık olarak 8,02 kimyasal olarak % 10,79 oranında olduğu, Vanadyumun ağırlık olarak % 1,82 kimyasal olarak % 1,29 oranında bulunduğu tespiti yapılmıştır. (Tablo 6.3.)



Şekil 6.9. Nitrülenmiş Yüzey ile İşlem Uygulanmamış Bölge SEM Görüntüsü



Şekil 6.10. Nitrülenmiş Yüzeyin Azot, Titanyum, Alüminyum ve Vanadyumun Oransal Dağılımı

Tablo 6.3. Numune üzerinde Nitrülenmiş Bölge Üzerinde Belirlenen Noktanın Elemental Analizi

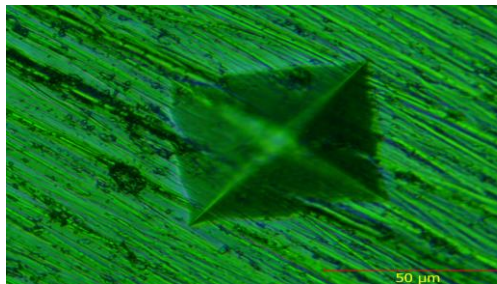
Element	Ağırlık %	Kimyasal Dağılım %
N K	10.66	27.64
AlK	8.02	10.79
TiK	79.50	60.27
V K	1.82	1.29

6.3. Mikro Sertlik Ölçümü

Sertlik ölçümleri, işlenebilirlik, mukavemet ve aşınma gibi kavramların tanımlanıp belirlenmesine öncülük eder. Plaka şeklinde ki deney numunesinde Rockwell ve Vickers sertlik ölçümleri ZeGage optik ölçüm cihazı kullanılarak yapılmış, nitrür kaplama yapılmamış yüzey, (Tablo 6.4) nitrür yüzey sertlik değerleri (Tablo 6.5) ile iz çapları karşılaştırmaları yapılmıştır.

Tablo 6.4. Kaplamasız (nitrülenmemiş) Yüzey Mikrosertlik Ölçümü

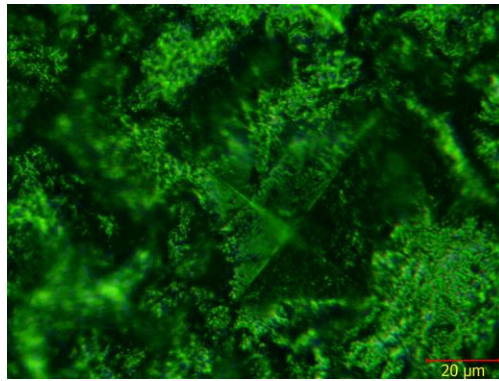
MALZEME	Nitrülenmemiş Ti-6Al-4V			YUK	1000
				EHT	1
Etiket	HRC	HV	D1	D2	Ort. Diagonal
	34	327,50	74,66	75,82	75,24
	31	306,00	76,07	79,61	77,84
	34	329,73	72,81	77,16	74,99
Ortalama	33,00	321,08	74,51	77,53	76,02
			Ölçüm Birimi		µm



Şekil 6.11. Nitrülenmemiş Yüzey Sertlik Ölçümü İz Görüntüsü

Tablo 6.5. Kaplamalı (nitrülenmiş) Yüzey Microsertlik ölçüm Tablosu

MALZEME	Nitrülenmiş Ti-6Al-4V			YÜK	1000
				EHT	1
Etiket	HRC	HV	D1	D2	Ort. Diagonal
	55	577,01	59,70	53,67	56,68
	60	688,23	51,74	52,06	51,90
	51	527,31	61,48	57,11	59,30
Ortalama	55,33	597,52	57,64	54,28	55,96
			Ölçüm Birimi		µm



Şekil 6.12. Kaplamalı (Nitrülenmiş) Yüzey Microsertlik Ölçümü İz Görüntüsü

Nitrülenmiş yüzeyde ki sertlik oranları nitrülenmemiş yüzeye göre iki katı artış göstermiş olup, nitrürlenmenin Ti-6Al-4V alaşımının yüzeyi sertleştirdiği gözlenmiştir.

6.4. Çekme Testi

Bir malzemenin statik yüklere dayanma kapasitesi, kalıcı şekil değiştirmelere karşı gösterdiği direnç hakkında bilgi edinmek çekme deneyi gibi statik deneyler ile elde edilebilmektedir. Çekme deneyi, malzemelerin kullanıma esas tasarım kriterlerini belirlemek, belirlenen özelliklere göre malzemeleri sınıflandırabilmek amacıyla mukavemetleri ile şekil değiştirme kabiliyet ve kapasitelerini belirlemek amacıyla mukavemetlerini ölçme esasına dayanır. Çekme

deneyi, hazırlanmış deney numunesinin tek ekseninde, belirli bir çekme hızında ve sabit sıcaklıkta koparılmaya kadar çekilmesidir.

Bu çalışmada 3 mm kalınlığında, plaka şeklinde, lazer nitrürlenmiş ve oluşacak nitrür tabakasının korunmasını sağlamak için 200 Hz lazer atımlarına sahip CO₂ lazer destekli nitrürlenmiş Ti-6Al-4V alaşım kullanılmıştır.

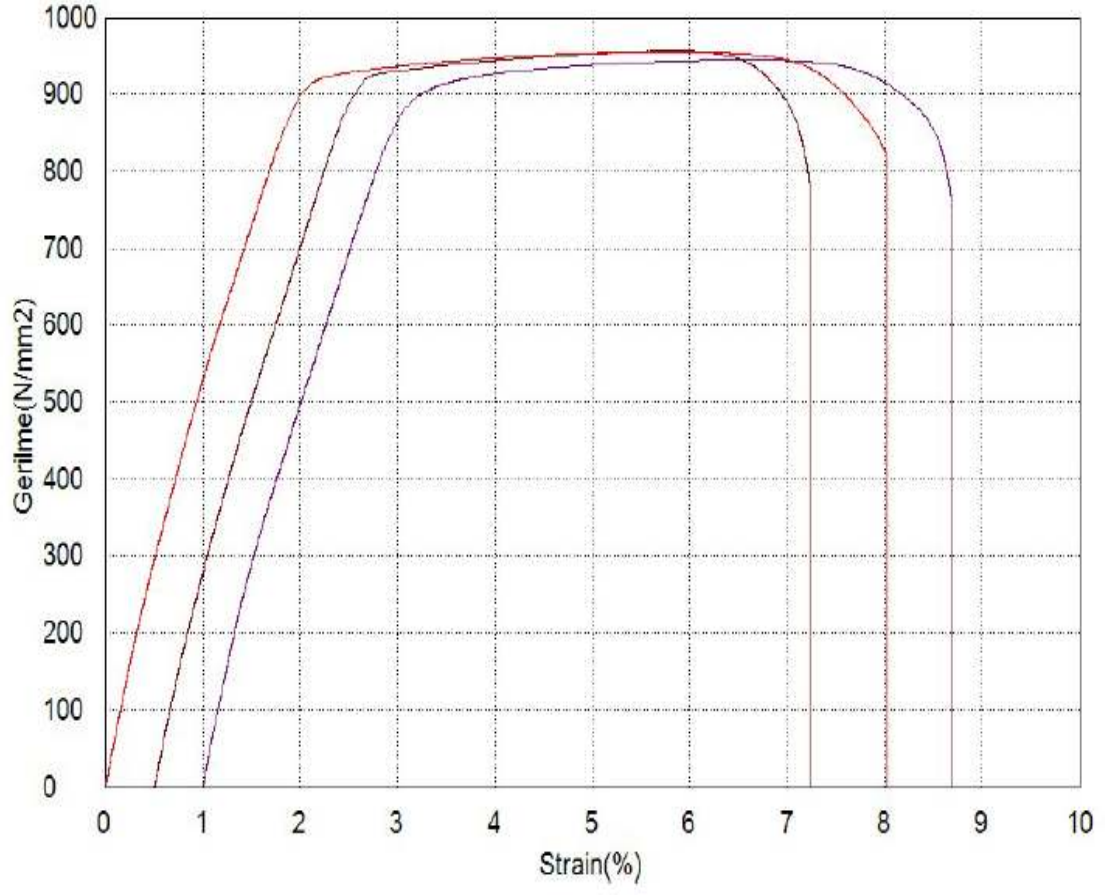
SHIMADZU çekme makinesi kullanılarak üç numune üzerinde oda sıcaklığında çekme testleri yapılmıştır. Çekme hızı 1 mm/dk olarak alınmıştır.



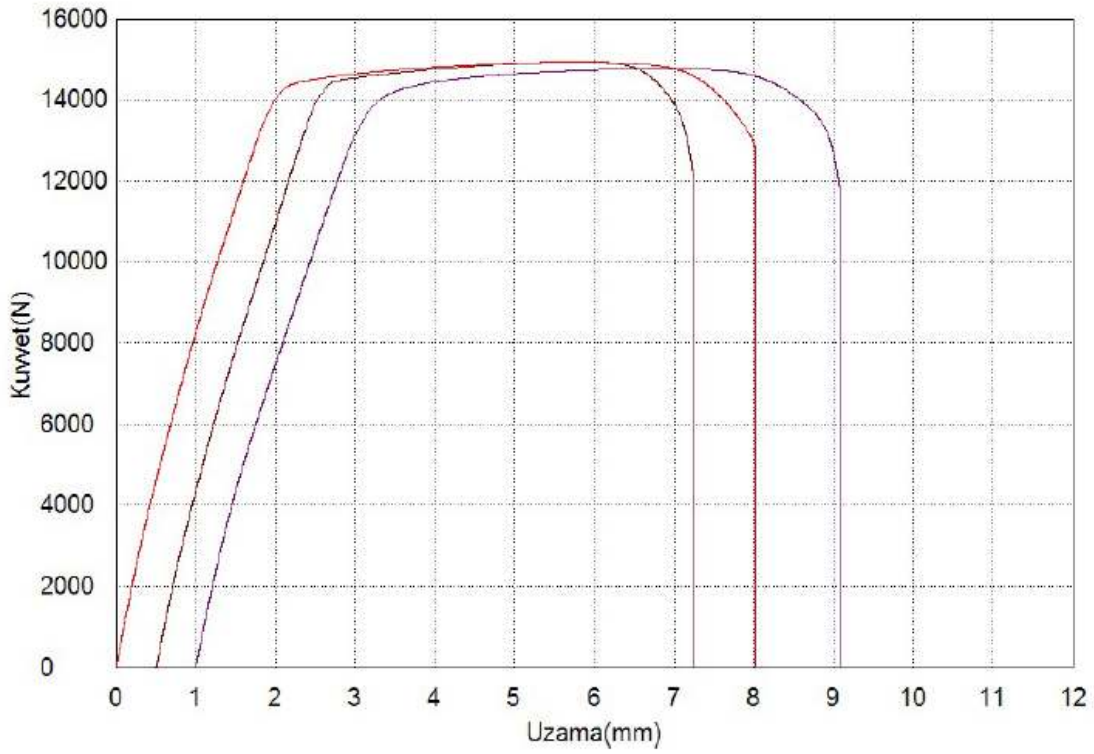
Şekil 6.13. a, b Çekme Testi Sonrası Numune Görünümleri

Nitrürlenmenin Titanyum ve alaşımları üzerinde ani bir gevrekleşmeye neden olduğu yapılan çalışmalarda [15] ortaya konmuştur. Deneysel çalışmada kullanılan numunelerde koni- çanak tipi bir kırılmanın (Şekil 6.13 b) nitrürlenmemiş bölgede meydana geldiği (Şekil 6.13) gözlemlenmiştir. Numunelere ait gerilme – uzama eğrisi Şekil 6.15’deki, gerilme şekil

değiştirme eğrisi Şekil 6.16'deki gibi elde edilmiştir. Numunelere çekme gerilmesi, akma gerilmesi, kopma gerilmesi, kopma kuvveti ile uzama değerleri Tablo 6.6'de verilmiştir.



Şekil 6.14. Deney Numuneleri (ŞA-1, ŞA-2, ŞA-3) Gerilme – Şekil Değiştirme Eğrisi



Şekil 6.15. Deney Numuneleri (ŞA-1, ŞA-2, ŞA-3) Kuvvet Uzama (mm) Eğrisi

Tablo 6.6. Çekme Test Değerleri

NUMUNE NUMARASI	ÇEKME GERİLMESİ (N/mm ²)	AKMA GERİLMESİ (N/mm ²)	KOPMA GERİLMESİ (N/mm ²)	MAX. UZAMA (%)	KOPMA KUVVETİ (N)
ŞA-1	955,381	925,851	820,350	8,02119	12818,0
ŞA-2	956,060	939,196	773,023	6,73791	12078,5
ŞA-3	944,737	932,525	747,424	7,69585	11678,5

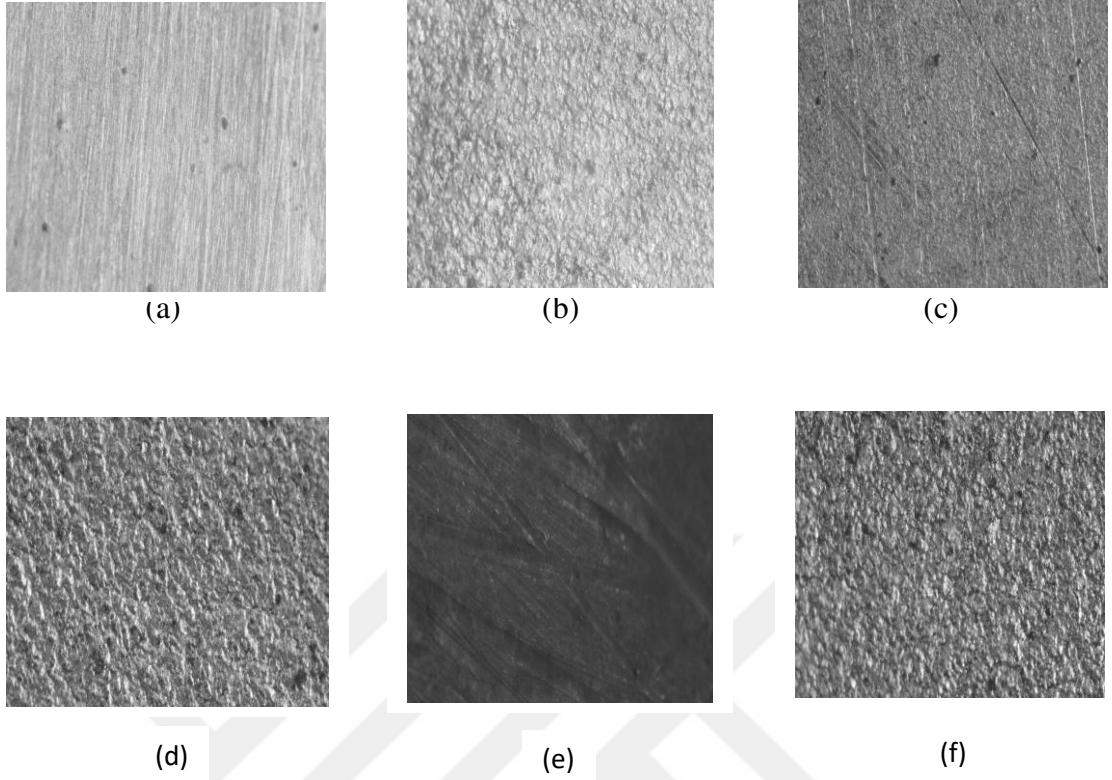
Nitrülenmemiş standart Ti-6Al-4V malzemelerin akma gerilmesi 800 – 1000 N/mm², çekme gerilmesi 900 – 1200 N/mm² değerleri arasındadır [5,32]. Bu çalışmada kullanılan test numunelerinde ise değerler Tablo 5.8. olduğu gibi gözlemlenmiştir. Test numunelerin üçünde de kopmalar nitrülenmemiş bölgede gerçekleşmiş (Şekil 6.13a), test numunelerinin çekme, akma ve kopma değerleri yüzey işlemi görmemiş Ti-6Al-4V alaşım standart değerleri aynı aralıkta olduğu gözlenmiştir.

6.5. Biyouyumluluk/Biyofilm

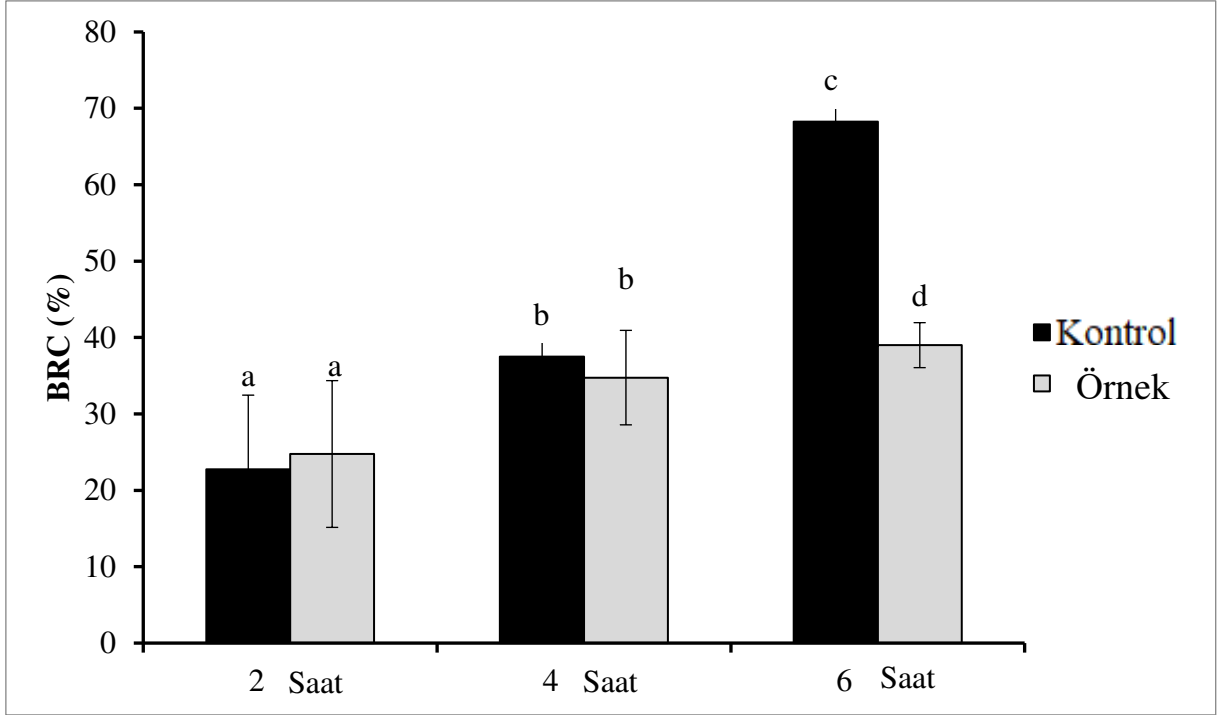
Staphylococcus aureus ATCC 25923 suşu TSB (Trypticase Soy Broth) besiyeri içerisinde 37 °C'de bir gece büyütüldü. Ertesi gün kültür 1: 10 oranında steril TSB ile seyreltildi ve 1×10^5 CFU / mL' lik bir bakteri süspansiyonu oluşturmak için 3 saat inkübe edildi (Optik Yoğunluk [OD]₆₀₀ = 0.2; pH 7.0). Test numuneleri UV ile steril edildi ve 121 °C'de 1.1 atm basınçta 15 dk otoklavlandı. Daha sonra numuneler üzerine 200 µL bakteri süspansiyonu eklenerek oda sıcaklığında 60 dakika süreyle inkübe edildi. Yapışmayan ve gevşek yapışan bakteri hücrelerini uzaklaştırmak için örnekler iki kez PBS (fosfat tamponlu tuz çözeltisi) içerisine daldırıldı ve 2 saat, 4 saat ve 6 saat için TSB sıvı besiyeri içerisine aktarıldı. Son olarak örnekler TSB içerisinde 2, 4 ve 6 saat süreyle 37 °C'de inkübasyona bırakıldı [38].

İnkübasyon süresinin sonunda (2, 4 ve 6 saat) numune yüzeyleri 1 dakika etanol fiske edildi ve oda sıcaklığında kurumaya bırakıldı. Daha sonra örnekler %0,5 kristal viole boyası ile 5 dakika boyunca boyandı. Boyama sonrasında fazlalık boyanın giderilmesi için örnekler distile su ile yıkandı ve oda sıcaklığında kurutuldu. Örnekler üzerindeki horizontal biyofilm oluşumu optik mikroskop kullanılarak 200× büyütmede incelendi ve her bir örnek için değişik alanlardan toplamda 4 adet görüntü optik kamera ile çekildi. Elde edilen görüntüler gri formata çevrilerek Cumstat 2.1 programı ile analiz edildi [47]. Elde edilen sayısal veriler Biyofilm Kapsama Oranı (BCR) olarak belirlendi [38].

Biyofilm kapsama oranı (n = 4) SPSS 16.0 istatistiksel programı kullanılarak analiz edildi. Elde edilen yüzde veriler varyans analizi (ANOVA) ile analiz edildi. Post-hoc analiz için LDS çoklu karşılaştırma testi kullanıldı. İstatistiksel anlamlılık değeri $P < 0,05$ olarak belirlendi.



Şekil 6.16. Numune yüzeylerinin kristal viyole boyamasından sonra optik mikroskop görüntüleri (200×). (a) Nitrülenmemiş yüzeyin biyofilm oluşum görüntüsü (2 s), (b) Nitrülenmiş yüzeyin biyofilm oluşum görüntüsü (2 s), (c) Nitrülenmemiş yüzeyin biyofilm oluşum görüntüsü (4 s), (d) Nitrülenmiş yüzeyin biyofilm oluşum görüntüsü (4 s), (e) Nitrülenmemiş yüzeyin biyofilm oluşum görüntüsü (6 s), (f) Nitrülenmiş yüzeyin biyofilm oluşum görüntüsü (6 s)



Şekil 6.17. Biyofilm Kapsama Oranı (BCR) – (Kontrol Numunesi: Nitrülenmemiş Yüzey, Örnek Numune: Nitrülenmiş Yüzey)

2 saatlik inkübasyon sonucunda nitrülenmemiş yüzey için biyofilm kapsama oranı %22,75 ve nitrülenmiş yüzey için %24,75 olarak hesaplanmıştır ve bu sonuçlar arasında anlamlı bir fark bulunamamıştır ($F=0,086$, $df=1$, $p>0,05$). 4 saatlik inkübasyon sonucunda nitrülenmemiş yüzey için biyofilm kapsama oranı %37,5 ve nitrülenmiş yüzey için ise %34,75 olarak hesaplanmıştır ve yine bu sonuçlar arasında anlamlı bir fark bulunamamıştır ($F=0,631$, $df=1$, $p>0,05$). 6 saatlik inkübasyon sonucunda ise nitrülenmemiş yüzey üzerinde biyofilm kapsama oranı %68,25 ve nitrülenmiş yüzeye için ise %39 olarak hesaplanmıştır. 2 ve 4 saatlik inkübasyonun aksine 6 saatlik inkübasyon sonucunda numuneler arasında anlamlı bir fark tespit edilmiştir ve nitrülenmiş yüzeyde daha az biyofilm oluşumu tespit edilmiştir ($F=0,158,56$, $df=1$, $p<0,05$).

7. TARTIŞMA VE SONUÇ

Gaz atmosferi altında sıcaklık parametrelerine bağlı olarak gerçekleştirilecek nitrasyon işlemlerinin mekanik özelliklerin geliştirilmesine katkı sağladığı bilinmektedir. Bunun yanı sıra nitrasyon işleminin yüzey pürüzlülüğünü önemli ölçüde arttırdığı ancak bu durumun bazı kullanım şekillerinde tutunmaya katkı vereceğinden avantaj sağlayabileceği de açıktır.

Shashkov, D. P. titanyum alaşımlarının yüzeyini sertleştirmek için en etkili yöntemlerden birinin, mekanik özellikleri değiştiren ve aşınma direncini ve bazı durumlarda parçaların korozyon direncini yükselten nitrasyon olduğunu, bununla birlikte elde edilen verilerin, başlangıç materyallerinin farklı saflığı ve nitratlama işleminin koşulları nedeniyle sıklıkla birbirinden saptığını belirtmiştir. Nitrürlemenin, alaşımların mukavemetinde belirgin bir artışı teşvik ettiğini, nitrasyon sonrası titanyumun ve alaşımlarının mukavemetinin artmış olması sadece nitrürlemede görülen tane farklılaşmasıyla değil, aynı zamanda alaşımın yüzeyinde sert bir nitrür katmanının oluşmasının katkısı olacağı yapılan bildirmiştir [15].

Yapılan bu çalışma da numunelerin yüzeyinde oluşturulan nitrür katmanın yüzeydeki mikro sertliği işlem görmemiş yüzeye göre arttırdığı (Tablo 6.4, Tablo 6.5), merkezden olan uzaklığın artmasıyla nitrür tabakadaki konsantrasyonun azalması ile mikro sertliğin bariz olarak azalacağı görülmektedir.

Numuler üzerinde yapılan çekme testlerinde kopmanın üç numunede de nitrürlenmemiş bölgede gerçekleşmesi (Şekil 6.13) nitrasyon işleminin mekanik özelliklere katkı sağladığı çekme, akma ile kopma dayanımı ile diğer mukavemet özelliklerinin nitrürleme işlemi ile arttığını düşündürmektedir.

Maurer ve ark. tarafından biyouyumluluğu yüksek olan ve büyük oranda implant malzemesi olarak kullanılan Ti-6Al-4V alaşımının dezavantajı olarak toksik etki yaratan Vanadyum ve Alüminyum iyonlarının salınımı sorunu olduğunu, hücre tarafından emilimi gerçekleştirilen Ti-6Al-4V alaşımı içerisindeki vanadyumun 10 µg/ml'ye kadar toksik etkisinin olmadığı ancak 10 µg/ml'den fazla vanadyum emiliminin toksik etki yarattığı bildirilmiştir. [35].

Yapılan nitrürleme işlemi aşınma, korozyon ve diğer mekanik özellikleri arttırdığı gibi toksik etki yapan iyonların salınım süre ve miktarlarını azaltmaktadır. Bu durum Tablo 6.2 ile Tablo 6.3 teki elemental analiz sonucu elde edilen veriler kıyaslandığında özellikle Vanadyumun numune yüzeyinde oransal olarak ciddi şekilde düştüğünü göstermektedir. Böylece İyon

salınımının yüzeyde bariz bir şekilde düşük olacağı ancak nitrasyon konsantrasyonunun azaldığı yüzeyden uzak bölgelerde yüksek olacağı düşünülmektedir.

Ti-6Al-4V alaşımının iyon salınımı problemiyle karşı karşıya olması dolayısıyla farklı implant malzemeleri ve alaşımlar üzerinde çalışmalar yapılmaktadır. Ancak çalışma yapılan alaşımlar Ti-6Al-4V alaşımının sergilediği üstün mekanik özelliklere ve biyouyumluluğa henüz ulaşamamıştır. Dolayısıyla Ti-6Al-4V alaşımının gösterdiği iyon salınımı ve biyolojik olarak kullanıldığı alanlarda bakteriyel biyofilm oluşması gibi istenmeyen durumlar nitrürleme gibi yüzey geliştirme işlemleri ile giderilmeye çalışılmaktadır.

Hironobu Koseki ve arkadaşları *Staphylococcus epidermidis* RP62A ile Co-Cr-Mo, Ti-6Al-4V ve cp-Ti gibi farklı malzemeler üzerinde yaptıkları çalışmada numuneler üzerinde biyofilm oluşumunda yüzey pürüzlülüğünün oluşturacağı tutarsızlıkları ortadan kaldırma için malzemeleri parlatmaya tabi tutarak ortalama pürüzlülük değerlerini $Ra < 0,01 \mu m$ seviyesine getirmişlerdir. Bu yüzey pürüzlülüğü seviyesinde inkübasyon süresi 4 saati geçene kadar örnekler arasında biyofilm kapsama oranı bakımından anlamlı bir fark bulunmamıştır. Bunun nedenini ise Ra değerinin $0,01 \mu m$ 'un altında olması ile ilişkilendirmişlerdir. 6 saatlik inkübasyon sonunda ise $Ra < 0,01 \mu m$ ortalama yüzey pürüzlülüğü değerine sahip Ti-6Al-4V numunesinde Biyofilm Kapsamı Oranının (BCR) $\%64,16 \pm 7.3$ olduğunu bildirmişlerdir. [38].

Staphylococcus aureus ATCC 25923 ile yapılan bu çalışmada ise ortalama pürüzlülük değeri $Ra = 0,078 \mu m$ olan nitrülenmemiş Ti-6Al-4V alaşım ile ortalama pürüzlülük değeri $Ra = 0,93 \mu m$ olan nitrülenmiş Ti-6Al-4V alaşımın 4 saat inkübasyon süresi sonunda Biyofilm Kapsamı Oranlarının (BCR) sırasıyla $\%37,5$ ve $\%34,5$ olduğu görülmüştür. Bu durum 2 ve 4 saatlik inkübasyon süreleri içinde BCR'de anlamlı bir farkın olmamasında yüzey pürüzlülüğü etkisinin ihmal edilecek kadar düşük olduğunu veya farklı bakteri tiplerinin benzer yüzeylerde farklı davranışlar gösterdiğini düşündürmektedir. 6 saat inkübasyon süresinde ise ortalama yüzey pürüzlülüğü $Ra = 0,078 \mu m$ olan nitrülenmemiş Ti-6Al-4V alaşımın BCR oranı $\%68,25$ iken, ortalama yüzey pürüzlülük oranı $Ra = 0,93 \mu m$ olan nitrülenmiş Ti-6Al-4V alaşım yüzeyinde BCR oranının $\%39$ olması biyofilm oluşumunun yüzey pürüzlülüğünden çok nitrür tabakanın veya bakteri tipinin biyofilm oluşumuna daha çok etki ettiğini düşündürmektedir.

Biyomalzemelerin yüzey bileşimlerinin nitrürleme ile kontrol edilmesi, biyomedikal implant uygulamalarında bakteriyel biyofilm oluşumunu kontrol etmek, bakteriyel tutunmayı azaltmak implant değişim sürelerini uzatmak ve enfeksiyonların tedavisinde kullanılan antibiyotik

direncinin artmasına sebep olan biyofilmlerin oluşma ve miktarının azaltılması dolayısıyla enfeksiyon tedavisinin etkili olabilmesi için iyi bir yaklaşımla olabilmektedir.

Bu çalışma Ti-6Al-4V alaşımının yüzeyinin nitrürleme işlemi ile fiziksel olarak değiştirilmesinin, alaşımın mekanik özelliklerinin gelişmesine katkı sağlamanın yanı sıra enfeksiyon ile iyon salınımı gibi problemlere sebep olmadan Ti-6Al-4V alaşımının dayanımı yüksek ve daha dirençli duruma gelebileceğini göstermiştir.



KAYNAKLAR

- [1]. Lio, L., 2005, Surface Hardening Of Titanium Alloys By Gas Phase Nitridation Under Kinetic Control, Thesis (PhD), Case Western Reserve University.
- [2] Oyar, P., 2015, Titantium Ve Özellikleri, Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi, 25 (1), 151-163.
- [3] Schaaf, P., Kaspar, J. and Höche, D., 2014, Nitriding, Carburizing, and Other Surface Treatments Laser Gas-Assisted Nitriding of Ti Alloys, Chapter 9, Germany, 261-275.
- [4] Alsaran, A., Çelik, A., Karakan, M., Yetim, F., 2003, Yüzey Mühendisliğinde Yeni Bir Yaklaşım; Dupleks Yüzey İşlemi, Pamukkale Üniversitesi Mühendislik Fakültesi Mühendislik Bilimleri Dergisi, 9 (1), 1-7.
- [5] Veiga, C., Davim, J.P. and Loureiro, A.J.R., 2012, Properties And Applications Of Titanium Alloys: A Brief Review, Rev. Adv. Mater. Sci, (32), 14-34.
- [6] Subaşı, M. ve Karataş, Ç., 2012, Titanyum ve Titanyum Alaşımlarından Yapılan İmplantlar Üzerine İnceleme, Politeknik Dergisi, 15 (2), 87-103.
- [7] Ahmed, Y.M., Sahari, K.S.M., Ishak, M. and Khidhir., B.A., 2014, International Journal of Science and Research 3 (10).
- [8] Ezugwu, E.O. and Wang, Z.M., 1997, Titanium alloys and their machinability a review, Journal of Materials Processing Technology, 68, 262-274.
- [9] Vadiraj, A. and Kamaraj, M., 2007, Effect of surface treatments on fretting fatigue damage of biomedical titanium alloys, Tribology International, 40 (1), 82-88.
- [10] Veiga, C., Davim, J.P. and Loureiro, A.J.R., 2012, Properties And Applications Of Titanium Alloys, A Brief Review Materials Science.
- [11] Peters, M., Kumpfert, J., Ward, C., H. and Leyens, C., 2003, Titanium Alloys For Aerospace Applications, Advanced Engineering Materials, 5 (6).
- [12] Froes, F.H., Friedrich, H., Kiese J. and Bergoint., 2004, Titanium In The Family Automobile The Cost Challenge, JOM, 40-44.

- [13] Yilbas, B.S., Khalid, M. and Shuja, S.Z., 1999, Laser Assisted Nitriding of Ti-6Al-4V Alloy: Metallurgical and Electrochemical Properties, *Chem. Eng. Technol*, 10, 871-876.
- [14] Pürçek G., Saray, O., Hacısalihoğlu, İ., Karaman, İ. ve Alsaran, A., 2012, Yüksek Dayanımlı Ve Biyouyumlu İmplant Üretiminde Yeni Bir Yaklaşım: Aşırı Plastik Deformasyon Ve Yüzey İşlemleri, *TMMOB MMO Mühendis ve Makina Dergisi*, 53 (628), 50-60.
- [15] Shashkov, D. P., 2001, Effect of Nitriding on Mechanical Properties and Wear Resistance of Titanium Alloys, *Metal Science and Heat Treatment*, 43 (5-6), 233-237.
- [16] Uçar, T., 2016, Plazma Destekli Kimyasal Buhar Biriktirme Yöntemi İle Poli(Hekza Florobütil Akrilat-Co-Glisidil Metakrilat) Nano Kaplamaların Sentezi Ve Karakterizasyonu, Thesis (Ms), Selçuk Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü.
- [17] Qiang, Y. H., Ge, S. R. and Xue, Q. J., 1998, Study on the Structure and Wear Resistance of Two-Step Salt Bath Nitrocarburized Steel, *Wear*, 218 (2), 232–236.
- [18] Somers, M. A. J. and Mittemeijer, E. J., 1992, Verbindungsschichtbildung Während des Gasnitrierens und des Gas-und Salzbadnitrocarburierens, *HTM, Härterei-Tech. Mitt.*, 47 (1), 5–13.
- [19] Rie, K. T., Stucky, T., Silva, R. A., Leitao, E., Bordji, K., Jouzeau, J. Y. and Mainard, D., 1995, Plasma Surface Treatment and PACVD on Ti Alloys for Surgical Implants. *Surf. Coat. Technol.*, 74–75 (1–3), 973–980.
- [20] Dimitrov, V., D’Haan, J., Knuyt, G., Quasyhaegens, C. and Stals, L., 1996, A Diffusion Model of Metal Surface Modification during Plasma Nitriding, *Appl. Phys. A: Mater. Sci. Process.*, 63 (5), 475–480.
- [21] Dimitrov, V., D’Haen, J., Knuyt, G., Quaeyhaegens, C. and Stals, L., 1999, Modeling of Nitride Layer Formation during Plasma Nitriding of Iron. *Comput. Mater. Sci.*, 15 (1), 22–34.
- [22] Lehrer, E. Über das Eisen-Wasserstoff-Ammoniak-Gleichgewicht. *Z. Elektrochem. Angew. Phys. Chem.* 1930, 36 (6), 383–392.

- [23] Fry, A., 1923, Stickstoff in Eisen, Stahl und Sonderstahl, Ein neues Oberflächenhärtungsverfahren. Stahl Eisen, 43, 1271–1279.
- [24] Craig, R.G., Restorative dental materials, Mosby yearbook St. Louis.
- [25] Mittemeijer, E. and Grosch, J., 1996, Nitrieren und Nitrocarburieren, AWT-Tagung: Wiesbaden.
- [26] Mittemeijer, E., and Grosch, J., 1991, Nitrieren und Nitrocarburieren; AWT-Tagung: Wiesbaden.
- [27] Yilbas, B.S., Karatas, C., Uslan., Keles, O., Usta, I.Y., and Ahsan M., 2006, CO2 laser gas assisted nitriding of Ti–6Al–4V alloy, Applied Surface Science Elsevier, 252, 8557-8564.
- [28] Urtekin, L., 2016, Titanyum Esaslı Kilitleme Plakalarının Toz Enjeksiyon Kalıplama Süreci, Çukurova Üniversitesi Mühendislik Mimarlık Fakültesi Dergisi, 31(ÖS 2), ÖS 1-ÖS 7.
- [29] Ürgen, M., 1997 Modern Yüzey İşlem Teknolojileri Ve Türkiyedeki Gelişmeler, Uluslar Arası Metalurji ve Malzeme Kongresi, 333 – 349.
- [30] Demircioğlu, P., 2011, Talaşlı İmalat Yöntemiyle İmal Edilmiş İş Parçalarında Yüzey Pürüzlülüğünün Yüksek Hassasiyette İğne Uçlu Ve 3d Optik Sistemleriyle Değerlendirilmesi Mühendis ve Makine, 52 (613), 81-91.
- [31] Günay, A., Durakbaş, N ve Katiboğlu, A.B., 2013, Dental İmplantolojide Kullanılan G4 Saf Titanyum İmplantların Kumlama ve Asitleme Teknikleriyle Oluşturulan Yüzey Modifikasyonlarının İmalat Aşamalarını Ele Alarak Değerlendirilmesi, Makine ve Mühendis, 54 (641), 37-43.
- [32] Boyer, R., Welsch, G., and Collings, E., W., 1994, Materials Properties Handbook Titanium Alloys.
- [33] Çelik, İ., 2014, Metalik Biyomalzemelerle İyon Salınımı Problemi, Süleyman Demirel Üniversitesi Mühendislik Bilimleri ve Tasarım Dergisi, 2 (3), 167-169.

- [34] Avar, B., 2017, MMM308 Metalurji Ve Malzeme Mühendisliği Laboratuvarı II Deney Föyleri 2017-2018, Bülent Ecevit Üniversitesi Metalurji Ve Malzeme Mühendisliği Bölümü.
- [35] Maurer AM, Merritt K, Brown SA. Cellular uptake of titanium and vanadium from addition of salts or fretting corrosion in vitro. J Biomed Mater Res 1994, 28, 241-246.
- [36] Johansson, B. and Bergman, B., 1995, Corrosion of titanium and amalgam couples. Effect of fluoride, area size, surface preparation and fabrication procedures. Dent Mater, 1, 41-46.
- [37] Wymenga, A.B., Van Horn J.R., Theeuwes, A., Muyltjens, H.L. and Slooff, T.J., 1992, Perioperative factors associated with septic arthritis after arthroplasty, Prospective multicenter study of 362 knee and 2,651 hip operations, Acta Orthop Scand, 63, 665–671.
- [38] Koseki, H., Yonekura, A., Shida, T., Yoda, I. and Horiuchi, H., 2014, Early Staphylococcal Biofilm Formation on Solid Orthopaedic Implant Materials, In Vitro Study, PLoS ONE, 9(10), e107588. doi:10.1371/journal.pone.0107588
- [39] Yalçın, B. ve Varol, R., 2009, Sinterlenmiş Titanyum Alaşımlarının Aşınma Performansı Ve Bazı Mekanik Özelliklerinin Belirlenmesi, Gazi Üniv. Müh. Mim. Fak. Der. 24 (1), 63-72.
- [40] Fux, C.A., Costerton, J.W., Stewart, P.S. and Stoodley, P., 2005, Survival strategies of infectious biofilms, Trends in Microbiology, 13, 34–40.
- [41] Biswas, A., Li, L., Chatterjee, U.K., Manna, I., Pabi, S.K. and Dutta Majumdar, J., 2008, Mechanical and electrochemical properties of laser surface nitrided Ti–6Al–4V, Scripta Materialia Elsevier, 59, 239-242.

- [42] Yilbas, B.S., Khaled, M., Karatas, C., Uslan I., Keles, O., Usta, Y. and Ahsan, M., 2006, Electrochemical properties of the laser nitrided surfaces of Ti-6Al-4V alloy, *Surface & Coatings Technology*, 201, 679-685.
- [43] An, Y.H., Friedman, R.J., 1997, Laboratory methods for studies of bacterial adhesion, *Journal of Microbiological Methods*, 30, 141–152.
- [44] Kajiyama, S., Tsurumoto, T., Osaki, M., Yanagihara, K. and Shindo, H., 2009, Quantitative analysis of *Staphylococcus epidermidis* biofilm on the surface of biomaterial. *J Orthop Sci* 14,769–775.
- [45] Scarano, A., Piattelli, M., Vrespa, G., Caputi, S. and Piattelli, A., 2003, Bacterial adhesion on titanium nitride-coated and uncoated implants, an in vivo human study, *J Oral Implantol*, 29, 80–85.
- [46] Yildiz, F., Yetim, A.F., Alsaran, A. and Efeoglu, I., 2009, Wear and corrosion behaviour of various surface treated medical grade titanium alloy in bio-simulated environment, *Wear Elsevier*, 267, 695-701.
- [47] Voorregaard, M., 2008, Comstat2 - a modern 3D image analysis environment for biofilms. (Master of Science Master thesis), Technical University of Denmark, Konges Lyngby, Denmark.

ÖZGEÇMİŞ

Kişisel Bilgiler	
Adı Soyadı	Şeyhmus AYDIN
Doğum Yeri	Diyarbakır
Doğum Tarihi	12.12.1978
Uyruğu	☒ T.C. ☐ Diğer:
Telefon	0533 558 39 09
E-Posta Adresi	seyhmus_aydin@hotmail.com
Web Adresi	



Eğitim Bilgileri	
Lisans	
Üniversite	Dicle Üniversitesi
Fakülte	Mimarlık Mühendislik Fakültesi
Bölümü	Makine Mühendisliği
Mezuniyet Yılı	2001