

**T.C.
YILDIZ TEKNİK ÜNİVERSİTESİ
FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ**

**DENTAL İMPLANT MALZEMELERİNE UYGULANAN FARKLI YÜZEY
MODİFİKASYONLARININ İNCELENMESİ**

SANIYE ÖZGÜR

**YÜKSEK LİSANS TEZİ
METALURJİ VE MALZEME MÜHENDİSLİĞİ ANABİLİM DALI
MALZEME PROGRAMI**

**DANIŞMAN
PROF. DR. H. AYGÜL YEPREM**

İSTANBUL, 2019

T.C.
YILDIZ TEKNİK ÜNİVERSİTESİ
FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

**DENTAL İMPLANT MALZEMELERİNE UYGULANAN FARKLI YÜZEY
MODİFİKASYONLARININ İNCELENMESİ**

Saniye ÖZGÜR tarafından hazırlanan tez çalışması 16.05.2019 tarihinde aşağıdaki jüri tarafından Yıldız Teknik Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü Metarlurji ve Malzeme Mühendisliği Anabilim Dalı'nda **YÜKSEK LİSANS TEZİ** olarak kabul edilmiştir.

Tez Danışmanı

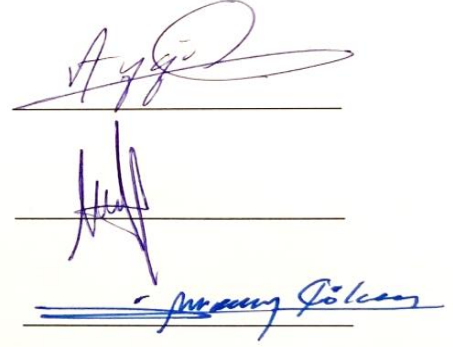
Prof. Dr. H. Aygöl YEPREM
Yıldız Teknik Üniversitesi

Jüri Üyeleri

Prof. Dr. H. Aygöl YEPREM
Yıldız Teknik Üniversitesi

Doç. Dr. Cem AKÇA
İstanbul Üniversitesi

Dr. Öğr. Üyesi İmran GÖKER
İstanbul Arel Üniversitesi





Bu çalışma, Yıldız Teknik Üniversitesi Bilimsel Araştırma Proje Koordinatörlüğü' nün 2015-07-02-YL06 numaralı projesi ile desteklenmiştir.

ÖNSÖZ

Yüksek Lisans Tez çalışmalarım boyunca desteğini esirgemeyen, tezimin hazırlanmasında bilgisinden ve tecrübesinden yararlandığım, teşvikleriyle beni yönlendiren, öğrencisi olmaktan ve birlikte çalışmış olmaktan çok büyük gurur duyduğum değerli hocam Prof. Dr. H. Aygöl YEPREM'e,

Yüksek lisans eğitimimde kıymetli bilgi ve tecrübelerinden yararlandığım, çalışmalar sırasında desteğini esirgemeyen, bilimsel ve mesleki katkıların dolayı Sayın Doç. Dr. Cem AKÇA'ya,

Yıldız Teknik Üniversitesi laboratuvarlarına ve Bilimsel Araştırma Projeleri Koordinatörlüğü'ne,

Tez çalışmama katkılarından dolayı Mode Medikal San. ve Tic. Ltd. Şti. (Mode Implant) firmasına,

Bütün hayatım boyunca desteklerini hiçbir zaman esirgemeyen, her zaman cesaretlendirip teşvik eden aileme,

sonsuz teşekkürlerimi sunarım.

Mayıs, 2019

Saniye ÖZGÜR

İÇİNDEKİLER

Sayfa

SİMGE LİSTESİ.....	viii
KISALTMA LİSTESİ.....	ix
ŞEKİL LİSTESİ.....	x
ÇİZELGE LİSTESİ	xii
ÖZET	xiii
ABSTRACT.....	xiv
BÖLÜM 1	
GİRİŞ.....	1
1.1 Literatür Özeti	1
1.1.1 Fiziksel Metotlar.....	1
1.1.2 Kimyasal Metotlar	4
1.1.3 Biyokimyasal Metotlar	5
1.2 Tezin Amacı	8
1.3 Hipotez	8
BÖLÜM 2	
İMLANTLAR VE BİYOMALZEMELER	9
2.1 Biyomalzeme ve İmlant Tanımı.....	10
2.2 Biyomalzemeler	11
2.3 Biyouyumluluk	12
2.4 Osseintegrasyon.....	13
2.4.1 Osseintegrasyon Aşamaları.....	13
2.4.2 Osseintegrasyon Başarısını Etkileyen Faktörler.....	15
2.5 İmlant Üretiminde Kullanılan Malzemeler	16
2.5.1 İmlant Malzemelerinden Beklenen Özellikler	17
BÖLÜM 3	
DENTAL İMLANTLAR	19
3.1 Dental İmlantın Tanımı	19
3.2 Dental İmlant Türleri.....	20
3.3 Dental İmlantların Sahip Olması Gereken Yüzey Özellikleri	20
3.3.1 Kimyasal Kompozisyon.....	21
3.3.2 İslatılabilirlik ve Yüzey Enerjisi	21
3.3.3 Yüzey Topografisi	22
3.4 Dental İmlantların Kullanım Alanları.....	22
3.4.1 Tekli Diş Eksikliği	23

3.4.2	Çoklu Diş Eksikliği	23
3.4.3	Total Diş Eksikliği	23
BÖLÜM 4		
TİTANYUM BİYOMALZEMELER.....		24
4.1	Titanyum Dental İmplantlar	25
4.2	Titanyumun Fizyolojik Ortam Özellikleri	28
4.2.1	Korozyon ve Yüzey Reaksiyonu	28
4.2.2	Protein ve Hücreler ile Etkileşim	28
4.2.3	Kemikte İyileşme	29
4.3	Titanyum Yüzey Modifikasyon Yöntemleri	29
4.4	Titanyumun Mekanik Yüzey Modifikasyonu	32
4.4.1	Kesme ve Tornalama	32
4.4.2	Titanyum Plazma Sprey ile Pürüzlendirme (TPS)	32
4.4.3	Kumlama ile Pürüzlendirme	32
4.5	Titanyumun Fiziksel Yüzey Modifikasyonu	32
4.6	Titanyumun Kimyasal Yüzey Modifikasyonu	33
4.6.1	Çözücü ile Temizleme	33
4.6.2	Islak Kimyasal Dağlama İşlemi	33
4.6.3	Asitle Dağlayarak (Acid Etching) Pürüzlendirme	33
4.6.4	Sandblasted Large Grid Acid-Etched (SLA) İmplantlar	34
4.6.5	SLActive Yüzey İmplantlar	34
4.6.6	Alkali ile Dağlama İşlemi	35
4.6.7	Dental İmplantların Anodizasyonu ile Pürüzlendirilmesi	35
4.7	Titanyumun Fizikokimyasal Yüzey Modifikasyonu	35
4.8	Titanyumun Biyokimyasal Yüzey Modifikasyonu	36
4.8.1	Dental İmplantların Kalsiyum Fosfat ile Kaplanması	36
4.8.2	Dental İmplantların Hidroksiapatit İle Kaplanmaları	36
4.8.3	Dental İmplantlarda Flor Modifikasyonu	37
4.9	Elektrokimyasal İşlemler	37
4.9.1	Elektrolitik Parlatma	37
4.9.2	Anodik Oksitlenme	37
4.10	Güncel Teknikler	37
4.10.1	Demir Kristali Depozisyonu (DCD)	37
4.10.2	Lazer Ablasyonu	38
4.10.3	Titanyum Oksit Püskürtülmüş ve Asit Etkili İmplantlar	38
4.10.4	Fotofonksiyonelleşme	38
BÖLÜM 5		
DENEYSEL ÇALIŞMALAR		39
5.1	Deneylerde Kullanılan Hammaddeler	39
5.2	Titanyum Numuneleri Hazırlanması	40
5.3	Numunelere Uygulanan Fiziksel ve Kimyasal Modifikasyonlar	42
5.3.1	Kumlama İşlemi	43
5.3.2	Karakterizasyon Yöntemleri	45
BÖLÜM 6		
SONUÇLAR VE ÖNERİLER		48
6.1	SEM ve EDS Sonuçları	48
6.2	İşlenmiş ve Kumlanmış Yüzeylerin XRD Analizleri	59

6.3	Fiziksel ve Kimyasal Yüzey Modifikasyonları Görüntüleri ve Pürüzlülük Sonuçları.....	60
6.4	İmplantasyon Deneyleri (Takma ve Sökme Torku Ölçüm).....	67
6.5	Öneriler	67
KAYNAKLAR		69
ÖZGEÇMİŞ		76



SİMGE LİSTESİ

HVN	Vickers sertlik numarası
g	Gram
m	Metre
μ	Mikro
n	Nano
Pa	Pascal
R _A	Yüzey pürüzlülüğü
R _Z	Ortalama maksimum yükseklik
W	Watt

KISALTMA LİSTESİ

AAOMS	American Association of Oral and Maxillofacial Surgeons (Amerikan Oral ve Maksillofasiyal Cerrahlar Birliği)
BCP	Biphasic Calcium Phosphate (Bifazik kalsiyum fosfat)
BIC	Bone Implant Contact (Kemik implant teması)
CaP	Calcium Phosphate (Kalsiyum fosfat)
CNC	Computer Numerical (Control Talaşlı işleme)
cpTi	Commercial Pure Titanium (Ticari saflıkta titanyum)
CVD	Chemical Vapour Deposition (Kimyasal buhar biriktirme)
DCD	Dynamic Compound Deposition (Kristal halinde çökelme)
EDS	Energy Dispersive Spectrometer (Enerji dispersiv spektrum)
EO	Ethylene Oxide (Etilen oksit)
FDA	Food and Drug Administration (Amerikan Gıda ve İlaç Dairesi)
HA	Hydroxyapatite (Hidroksiapatit)
HF	Hydrofluoric Acid (Hidroflorik asit)
HGP	Hepatocyte Growth Factor (Hepatosit büyüme faktörü)
H ₂ O ₂	Hydrogen Peroxide (Hidrojen peroksit)
PET	Polietilen teraftalat (Polyethylene Terephthalate)
PMMA	Polymethyl Methacrylate (Polimetil metakrilat)
PTFE	Polytetrafluoroethylene (Poli tetrafloretilen)
PU	Polyurethane (Poliüretan)
RFA	Resonance Frequency Analysis (Retrofrekans analizi)
SAM	Self Assembled Monolayer (Kendi kendine monte edilmiş tabakalar)
SEM	Scanning Electron Microscope (Taramalı elektron mikroskobu)
SLA	Sandblasted Large Grid Acid-Etched (Kumlanmış dağlanmış asitli yüzey)
TPS	Titanium Plasma Spray (Titanyum plazma sprey)

ŞEKİL LİSTESİ

Sayfa

Şekil 1.1 Dental implantlarla ilgili yapılan bilimsel çalışma sayılarının 1968-2018 yılları arasındaki değişimi	7
Şekil 1.2 Dental implantlarla ilgili yapılan bilimsel çalışma türlerinin kümülatif karşılaştırması	7
Şekil 2.1 İmplant uygulanmış çene modülü [49]	11
Şekil 2.2 Dental implant osseointegrasyon şeması [53]	15
Şekil 3.1 Dental implant malzemeleri [53]	19
Şekil 3.2 Dental implantların sınıflandırılması [50]	20
Şekil 3.3 Tek diş eksikliğinde implant kullanımı [52]	23
Şekil 3.4 Çoklu diş eksikliğinde implant kullanımı [52]	23
Şekil 3.5 Çoklu diş eksikliğinde implant kullanımı [52]	23
Şekil 4.1 Kemik implant arayüzündeki olayların gösterimi [69]	29
Şekil 5.1 Çubuk şeklindeki titanyum hammadde	40
Şekil 5.2 CNC talaşlı işleme tezgahı	40
Şekil 5.3 Talaşlı işleme disk haline getirilmiş Ti numune	40
Şekil 5.4 İmplant şekline getirilmiş numune	41
Şekil 5.5 3-boyutlu ölçüm cihazı	41
Şekil 5.6 Ultrasonik banyo	42
Şekil 5.7 Robotik kumlama cihazı	43
Şekil 5.8 Stereo mikroskop	44
Şekil 5.9 Soldan sağa BCP ve TiO ₂ toz taneleri	44
Şekil 5.10 Kimyasal muamele edilmiş disk şeklindeki Ti alaşımlı implant malzemeler (soldan sağa sırasıyla; talaşlı işlenmiş, TiO ₂ ile kumlanmış, BCP ile kumlanmış)	45
Şekil 5.11 Kimyasal muamele edilmiş implant şeklindeki Ti alaşımlı implant malzemeler in stereo mikroskop görüntüleri (soldan sağa sırasıyla; talaşlı işlenmiş, TiO ₂ ile kumlanmış, BCP ile kumlanmış)	45
Şekil 5.12 Yüzey pürüzlülüğü ölçümü	46
Şekil 5.13 Torkmetre ve boyutlarına göre matkap uçları	46
Şekil 5.14 Torkmetre ile plastik çene kemiğine uygulanan işlem	47
Şekil 6.1 Disk şeklindeki numunelerin farklı yüzey işlemleri sonrasında taramalı elektron mikroskobu (SEM) mikrografları (1000X büyütme)	49
Şekil 6.2 BCP kumun SEM görüntüsü	49
Şekil 6.3 BCP kumunun EDS analizi	50

Şekil 6.4 TiO ₂ SEM analizi	50
Şekil 6.5 TiO ₂ kumunun EDS analizi	51
Şekil 6.6 Talaşlı işlenmiş numunenin EDS naalizi	51
Şekil 6.7 Talaşlı işlenmiş (%0,2 HF) numunenin EDS analizi	52
Şekil 6.8 Talaşlı işlenmiş (%5 HF) numunenin EDS analizi	52
Şekil 6.9 Talaşlı işlenmiş (EO) numunenin EDS analizi	53
Şekil 6.10 Talaşlı işlenmiş (H ₂ O ₂) numunenin EDS analizi.....	53
Şekil 6.11 TiO ₂ kumlama numunenin EDS analizi	54
Şekil 6.12 TiO ₂ kumlama (%0,2 HF) numunenin EDS analizi.....	54
Şekil 6.13 TiO ₂ kumlama (%5 HF) numunenin EDS analizi.....	55
Şekil 6.14 TiO ₂ kumlama (EO) numunenin EDS analizi	55
Şekil 6.15 TiO ₂ kumlama (H ₂ O ₂) numunenin EDS analizi	56
Şekil 6.16 BCP kumlama numunenin EDS analizi.....	56
Şekil 6.17 BCP kumlama (%0,2 HF) numunenin EDS analizi	57
Şekil 6.18 BCP kumlama (%5 HF) numunenin EDS analizi	57
Şekil 6.19 BCP kumlama (EO) Numune Analizi	58
Şekil 6.20 BCP kumlama (H ₂ O ₂) numunenin EDS analizi.....	58
Şekil 6.21 BCP ile kumlanmış numune XRD analizi	59
Şekil 6.22 TiO ₂ ile kumlanmış numune XRD analizi.....	60
Şekil 6.23 Talaşlı işlenmiş numune XRD analizi.....	60
Şekil 6.24 Talaşlı işlenmiş titanyum numune görüntüleri (26X – 180X)	61
Şekil 6.25 Talaşlı işlenmiş ve %0,2 HF ile muamele edilmiş titanyum numune görüntüleri (26X – 180X)	61
Şekil 6.26 Talaşlı işlenmiş ve %5 HF asiti ile muamele edilmiş titanyum numune görüntüleri (26X – 180X)	61
Şekil 6.27 Talaşlı işlenmiş ve EO ile muamele edilmiş titanyum numune görüntüleri...	62
Şekil 6.28 Talaşlı işlenmiş ve H ₂ O ₂ ile muamele edilmiş titanyum numune görüntüleri	62
Şekil 6.29 TiO ₂ ile kumlanmış ve titanyum numune görüntüleri.....	62
Şekil 6.30 TiO ₂ ile kumlanmış ve %0,2 HF ile muamele edilmiş titanyum numune görüntüleri (26X – 180X)	63
Şekil 6.31 TiO ₂ ile kumlanmış ve %5 HF ile muamele edilmiş titanyum numune görüntüleri (26X – 180X)	63
Şekil 6.32 TiO ₂ ile kumlanmış ve EO ile muamele edilmiş titanyum numune görüntüleri (26X – 180X)	63
Şekil 6.33 TiO ₂ ile kumlanmış ve H ₂ O ₂ ile muamele edilmiş titanyum numune görüntüleri (26X – 180X)	64
Şekil 6.34 BCP ile kumlanmış titanyum numune görüntüleri (26X – 180X).....	64
Şekil 6.35 BCP ile kumlanmış ve %0,2 HF ile muamele edilmiş titanyum numune görüntüleri (26X – 180X)	64
Şekil 6.36 BCP ile kumlanmış ve %5 HF ile muamele edilmiş titanyum numune görüntüleri (26X – 180X)	65
Şekil 6.37 BCP ile kumlanmış ve EO ile muamele edilmiş titanyum numune görüntüleri (26X – 180X)	65
Şekil 6.38 BCP ile kumlanmış ve H ₂ O ₂ ile muamele edilmiş titanyum numune görüntüleri (26X – 180X)	65

ÇİZELGE LİSTESİ

Sayfa

Çizelge 2.1 İmplant malzemeleri [49]	17
Çizelge 4.1 Saf titanyumun temel fiziksel özellikleri [49]	24
Çizelge 4.2 Cerrahi implant uygulamalarında kullanılan titanyum sınıflarının ve Ti6Al4V alaşımlarının kimyasal içeriği [52]	25
Çizelge 4.3 Saf titanyum ve Ti6Al4V alaşımı için bazı mekanik özellik değerleri [52].....	26
Çizelge 4.4 Bazı dokulara ait elastisite modülleri [52]	27
Çizelge 4.5 Titanyum ve titanyum alaşımlı implantlar için yüzey modifikasyon yöntemlerine genel bakış [49].....	30
Çizelge 4.6 Dental implantların yüzey pürüzlülükleri ve kullanım alanları [67].....	38
Çizelge 5.1 Sınıf 4 Titanyumun nominal kimyasal bileşimi (%ağ)	39
Çizelge 5.2 Deneylerde yapılacak işlem kombinasyonları	42
Çizelge 5.3 Kumlama işleminde kullanılan partikül boyutları	43
Çizelge 5.4 Titanyum numune yüzeylerine muamele edilen kimyasal parametreleri ...	44
Çizelge 6.1 Fiziksel ve kimyasal modifikasyonların yüzey pürüzlülük değerleri	66
Çizelge 6.2 Takma ve sökme torku sonuçları.....	67

DENTAL İMPLANT MALZEMELERİNE UYGULANAN FARKLI YÜZEY MODİFİKASYONLARININ İNCELENMESİ

Saniye ÖZGÜR

Metalurji ve Malzeme Mühendisliği Anabilim Dalı
Yüksek Lisans Tezi

Tez Danışmanı: Prof. Dr. H. Aygöl YEPREM

Bir dental implant tedavisinin başarısında cerrahi teknik, implant materyali ve implant dizaynı gibi faktörlerin yanı sıra, implant materyalinin yüzey özelliklerinin de önemli olduğu bilinmektedir. Günümüzde kullanılan dental implantlarda yüzey özellikleri kemik ile implant uyumunda ve dolayısıyla implant tedavisinin başarısında çok önemlidir.

Bu çalışmada titanyum dental implantlar için uygun yüzey modifikasyon yöntemlerinin geliştirilmesi hedeflenmiştir. Bu amaçla implant malzemesi olarak son yıllarda dental implantlarda sıklıkla kullanılan titanyum (Grade 4) seçilmiştir. Fiziksel yüzey modifikasyon yöntemlerinden kumlama, kimyasal yüzey modifikasyon yöntemlerinde ise asitle muamele ve sterilizasyon tekniği kullanılmıştır. Bu yöntemlerle, yüzeylerde kemikle tam uyum sağlayacak yüzey pürüzlülüğü, morfolojisi ve en uygun ıslatılabilirlik oluşturulmaya çalışılmıştır. İşlenen yüzey morfolojisi, yüzey pürüzlülüğü profilometre cihazı ile karakterize edilmiştir.

Anahtar Kelimeler: Dental implant, titanyum, yüzey modifikasyonu, kumlama, osseointegrasyon

ABSTRACT

EXAMINATION OF VARIOUS SURFACE MODIFICATION TECHNIQUES APPLIED ON DENTAL IMPLANT MATERIALS

Saniye ÖZGÜR

Department of Metallurgical and Materials Engineering
MSc. Thesis

Adviser: Prof. Dr. H. Aygöl YEPREM

In addition to factors such as surgical technique, implant material and implant design, the surface properties of the implant material are also important in the success of a dental implant treatment. The surface properties of dental implants used today are very important in implant compliance with bone and therefore in the success of implant treatment.

In this study, it is aimed to develop suitable surface modification methods for titanium dental implants. For this purpose, titanium (Grade 4), which is frequently used in dental implants, has been selected as an implant material. Sand blasting was used for physical surface modification methods and acid etching and sterilization were used for chemical surface modification methods. With these methods, surface roughness, morphology and optimum wettability have been tried to be formed on the surfaces to be fully compatible with the bone. Surface roughness is characterized by surface roughness profilometer.

Keywords: Dental implant, titanium, surface modification, sand blasting, osseointegration

1.1 Literatür Özeti

Dental implantlar; sabit veya hareketli protezler için retansiyon ve stabilite sağlamak amacıyla ağız dokularına mukozal ve/veya periostal tabakanın altına ve kemiğin üstüne veya içine implante edilen prostetik aygıt veya sabit veya hareketli protezleri desteklemek için çene kemiğinin üzerine veya içerisine yerleştirilen cisimlerdir. Kısmi ve tam dişsizlik vakaların dental implantlarla rehabilitasyonu, klinik olarak uzun dönem başarısı ortaya konmuş ve günümüzde çok fazla tercih edilen bir protetik tedavi alternatifi haline gelmiştir [1], [2], [3], [4].

Teknolojinin gelişimiyle ve araştırma sayısının artmasıyla beraber dental implant yüzeylerinde doku tepkisini iyileştirmek amacıyla bir çok modifikasyon yapılmıştır. Yüzey pürüzlülüklerini arttırmak ve osseointegrasyonu geliştirmek amacıyla geliştirilen metotları Bagno ve Di Bello üç ana sınıfa ayırmaktadırlar [5]:

1. Fiziksel metotlar
2. Kimyasal metotlar
3. Biyokimyasal metotlar

1.1.1 Fiziksel Metotlar

Mekanik metotlar fiziksel güçlerle yüzeyin şekillendirildiği metotlardır. En fazla kullanılan mekanik teknikler; talaşlı işleme (machining), tornalama (turning), kesme (cutting), titanyum plazma sprey (TPS) kumlama (blasting) ve parlatmadır (polishing). İşlenmiş implantların yüzey topografisi işleme pozisyonundaki oluklardan oluşmaktadır.

Parlatma ise sert ve abraziv bir araçla ve bir yağlayıcı kullanılarak bir miktar materyalin ortamdan uzaklaştırılmasıdır [5].

Kesme ve tornalama (cutting and turning)

Kesme işlemi, bir karbon separe ile metal yüzeyinin pürüzlendirilmesidir. Kesme hızı ve basıncı ayarlanabilir ve bu sayede pürüzlülük derecesi kontrol altına alınır. Fakat titanyum ve titanyum alaşımlarında mekanik deformasyona sebep olduğu için dental implantlarda çok fazla kullanılan bir metot değildir. Tornalama ise paslanmaz çelikten bir kesme aпарeyi ile yapılmaktadır. Tornalama işlemi metal yüzeyinde morfolojik değişiklikler yapmakta ve daha kontrollü yapılabildiği için titanyum ve alaşımlarında kesme gibi mekanik deformasyona sebep olmamaktadır [5].

Titanyum Plazma sprey ile pürüzlendirme (TPS)

Titanyum Plazma Sprey (TPS) 1974'ten itibaren implantların yüzey alanlarını, daha doğrusu kemikteki tutunmasını arttırmak için kullanılmaya başlanılmıştır. Bu metot, implant yüzeyine yüksek derecede titanyum tozlarını püskürterek bunların yüzey ile birleşimini sağlayarak yapılır. Böylece yüzeyde 30 µm kalınlığında bir tabaka oluşur. Bu kalınlığın düzgün olabilmesi için 40-50 µm kalınlığında olması gerekir. Sonuç olarak TPS kaplama ortalama 7 µm'lik bir pürüzlülük sağlar ve implantın yüzey alanını genişletir [6], [7]. Fakat bu metotla pürüzlendirilen implantlarda komşu kemikte titanyum parçaları bulunduğu bildirilmektedir. Titanyum iyonlarının salınımı sonucu oluşan lokal ve sistemik yan etkiler tam olarak belirlenememiştir [8].

Kumlama ile pürüzlendirme (blasting)

Titanyum yüzeyinin pürüzlendirilmesi için uygulanan bir başka metot da abraziv (aşındırıcı) seramik partiküllerin yüzeye uygulanması ile yüzeyin kumlanmasıdır. Bu seramik parçacıkları daha sonra basınçlı hava ile yüksek hızda yüzeye uygulanırlar. Parçacıkların büyüklüklerine göre titanyum yüzeyinde değişik yüzey pürüzlülükleri elde edilir. Al₂O₃, uygulanabilirliği kolay olan ve yüzeyde değişik pürüzlülük yaratabilen bir materyal olmasına karşın bazı dezavantajları mevcuttur. İmplant yüzeyine gömüldüğü için, ultrasonik temizleme, asit pasifizasyonu ve sterilizasyondan sonra bile kalıntı bırakır. Al₂O₃ asitte çözünmez ve titanyum yüzeyinden uzaklaştırılması çok zordur. Bu yüzden titanyumun mükemmel korozyon direncinin düşmesine sebep olabildiği bildirilmektedir [9].

TiO₂ parçacıkları ortalama 25 µm büyüklüğü sahiptir ve dental implantlarda 1-2 µm civarında ortalama bir pürüzlülük oluştururlar. TiO₂ ile pürüzlendirilmiş implantların, düz yüzeyle oranla çok daha fazla kemik teması sağladığını bildiren bir çok deneysel çalışmanın yanında daha yüksek kemik seviyeleri ve uzun dönem başarı sağladığını bildiren bir çok klinik çalışma mevcuttur [2], [10], [11], [12], [13], [14], [15].

Gotfredsen ve ark., press fit cilalı silindir implantlar ve self-tapping yivli-vida implantlar ile bunların TiO₂-kumlama ile pürüzlendirilmiş türevlerinden oluşan dört tip deneysel implantı, köpeklerin alt çenelerinde çekilen 1. ve 2. küçük azı dişleri yerine yerleştirip, 12. haftada tork testi ve histomorfometrik inceleme yapmışlardır. SEM’de kumlanmış implantlarda yüksek oranda yüzey pürüzlülüğü saptanmıştır. Tork testine göre kumlanmış implantların kemikten ayrılması için anlamlı derecede fazla kuvvet uygulanması gerekmiştir. Kumlanmış vida implantlar en iyi ankrajı sağlamışlardır. Ancak, histomorfometrik incelemede implantlar arasında kemik temas yüzdesi (%69) açısından farklılık saptanamadığı bildirilmektedir [16].

Gotfredsen, 20 hastanın yarısına erken yarısına da geç yükleme yaptığı tek diş titanyum dioksit püskürtülmüş implantların 5 yıl sonunda başarı oranlarını % 100, kuronlarını da % 95 olarak bildirmektedir. Marjinal kemik kayıplarının ise 0,5 mm’nin altında (erken yüklemede 0,34, geç yüklemede 0,26) olduğu belirtilmektedir [17].

Ericsson ve ark., köpeklerde küçük azı dişlerinin çekiminden 4 ve 6 ay sonraki dönemde aynı hayvanlara yüzeyi parlatılmış Astra–Tech marka implantlar ve TiO₂ kumlama ile pürüzlendirilen versiyonunu (TiOblast) yerleştirerek iki ay ve dört aylık iyileşme dönemlerinden sonra histomorfometrik inceleme yapmışlardır. İki aylık sonuçlarda kemik teması her iki tip implant için de ortalama % 40 olup istatistiksel anlamlılık göstermezken, dört aylık iyileşme döneminden sonra TiO₂ kumlamada % 65, cilalı (parlatılmış) implantlarda % 42,9 kemik teması saptandığı ve pürüzlülüğün kemik cevabını stimüle ettiği ileri sürülmektedir [18].

Yi ve ark., periodontal harabiyetten dolayı dişlerini kaybetmiş olan 43 hastaya uyguladıkları 125 adet TiO-blast implantı 3 sene boyunca izledikleri çalışmada, kemik kayıplarını 0,21 mm, başarı oranını da % 100 olarak saptadıklarını bildirmektedirler [19].

Hidroksiapatit (HA), beta trikalsiyum fosfat gibi kalsiyum fosfatlar da pürüzlendirmede kullanılan diğer malzemelerdir. Bu malzemeller biyouyumlu, osseokondktif ve rezorbe

olabilen özelliklere sahiptir. Yine bu malzemelerin de düz yüzeylere olan üstünlüğünü bildiren çalışmalar mevcuttur [20], [21].

1.1.2 Kimyasal Metotlar

Kimyasal metotlar, titanyumun kimyasal yapısında özellikle de yüzey tabakasında modifikasyonlar yapmak için uygulanırlar.

Asitle dağlayarak (asit etching) pürüzlendirme

Hidroklorik asit (HCl), sülfürik asit (H₂SO₄), nitrik asit (HNO₃) ve hidroflorik asit (HF) gibi güçlü asitlerle titanyum yüzeylerin dağlanarak pürüzlendirilmesi çok fazla kullanılan bir başka pürüzlendirme metodudur. Asitleme işlemi uygulanan dental implant yüzeylerinde mikro çukurlar elde edilmekte olup asitleme ile implant yüzeyinde 1,5-2 µm çapında mikro çukurcuklar oluştuğu da bildirilmektedir. Ayrıca asitlemenin osseointegrasyonu ciddi bir biçimde hızlandırdığını bildiren çalışmalar da mevcuttur [22], [23], [24].

Cho ve Park., titanyum implantları ilk önce 120 saniye HF, daha sonra da 80 °C de konsantre HCl ve H₂SO₄ karışımına sokarak çift asitleme tekniği (dual etching) ile pürüzlendirmiş ve daha sonra tavşan kemiğine uygulamışlardır. Yapılan çıkarma torku deneylerinde düz yüzeylere nazaran belirgin farklılık saptandığı belirtilmektedir [25].

Birçok çalışma, çift asitleme tekniğinin fibrin ve osteojenik hücre tutunmasını arttırarak osteokondüktif safhayı hızlandırdığını ve direkt implant yüzeyinde kemik oluşumu yarattığını deneysel çalışmalarda, asitleme ile pürüzlendirmenin, düz yüzeylere veya TPS ile pürüzlendirilmiş yüzeylere oranla daha fazla kemik implant teması sağladığı ve kemik rezorpsiyonunu azalttığı bildirilmektedir [26], [27], [28].

Dental implantların anodizasyon ile pürüzlendirilmesi

Dental implantlarda en fazla kullanılan malzeme olan saf titanyumun biyouyumluluğunun mükemmel olmasını sağlayan oksit tabakası 5 nm civarında bir kalınlığa sahiptir. Bu oksit tabakasının kalınlaştırılmasının kemik tepkisini olumlu yönde etkilediği yapılan çalışmalarda bildirilmiştir [29], [30].

Larsson ve ark., 3-5 nm oksit tabakası kalınlığına sahip implantlarla 200 nm oksit tabakasına sahip implantlar arasında histomorfometrik analizde hiçbir fark saptamadıklarını belirtmektedirler [31].

Sul ve ark., 600, 800, 1000 nm oksit tabaka kalınlığına sahip implantlarla, 17-200 nm kalınlığa sahip implantları karşılaştırdıkları çıkarma torku deneylerinde çok daha yüksek değerler saptadıklarını bildirmektedirler [32].

İlave olarak Sul ve ark., anodize yüzeylerle düz yüzeyleri tavşan kemiğine yerleştirip, rezonans frekans değerleri ve çıkarma torku değerlerini karşılaştırdıkları çalışmada anodize yüzeylerde belirgin bir artış bulduklarını belirtmektedirler [33].

Jungner ve ark., aynı şekle sahip anodize yüzeyli ve düz yüzeyli dental implantların klinik başarılarının karşılaştırılmasında anodize yüzeyin çok daha üstün olduğunu belirtmektedirler [34].

Glauser ve ark., yaptıkları retrospektif çalışmada Tip 4 kemiğe uyguladıkları 27 adet TiUnit implantın bir sene sonunda ilk bir ayda rezonans frekans analizi (RFA) değerlerinde düşme, daha sonra bir artış; bir sene sonunda marjinal kemik kayıplarının 1 mm civarında ve başarı oranının % 100 olarak saptandığını belirtmektedirler [35].

Yine Glauser ve ark., yaptıkları bir başka çalışmada üst çeneye 38, alt çeneye 64 adet TiUnit implant yerleştirmişlerdir. Dört sene sonunda ortalama kemik kaybı miktarını 1,3 mm olarak saptadıklarını, implantlardan 5 tanesinde 3 mm'den daha fazla kemik kaybı gözlemlendiğini ve başarı oranının % 97,1 olduğunu belirtmektedirler [35].

Glauser ve ark., 29 adet alt çeneye, 22 adet de üst çeneye uyguladıkları TiUnit implantların beş sene sonundaki RFA, marjinal kemik kaybı ve başarı oranlarını inceledikleri diğer çalışmalarında da hemen hemen aynı sonuçların tespit edildiğini belirtmektedirler [36].

TiUnit implantları işlenmiş yüzeylerle karşılaştıran çalışmalarda da TiUnit implantlarının hem RFA değerlerinde, hem marjinal kemik kayıplarında hem de 1-1,5 yıl başarı oranlarında işlenmiş yüzeylere olan üstünlüğü belirtilmektedir [37].

1.1.3 Biyokimyasal Metotlar

Dental implantların flor ile modifiye edilmesi

Flor, kalsiyuma özel bir afinitesi (ilgisi) olan bir elementtir. Diş minesindeki HA, flor iyonlarıyla temasa geçince fosfat gruplarıyla flor iyonları arasında bir reaksiyon meydana gelir ve yüzeyde CaP veya oroapatit oluşur. Bu reaksiyon diş hekimliğinde çok önemlidir. Çünkü mine yüzeyi asitlere karşı daha az çözünür hale gelerek çürüklere karşı daha dayanıklı olur. Yine TiO₂ ile pürüzlendirilmiş implantlarla (TiOblast), TiO₂ ile

pürüzlendirilip florla modifiye edilmiş implantları (Osseospeed), CaP solüsyonunda bekleterek reaksiyona soktuğu çalışmada, florla modifiye implantlarda çok daha fazla fosfat bağlantısı olduğunu ve flor modifikasyonunun implant yüzeyinin fosfatla reaksiyona girme eğilimini arttırdığının saptandığını belirtmektedir [38].

Titanyumun korozyon direnci büyük oranda yerleştirildikleri bölgedeki pH ve flor konsantrasyonuna bağlıdır. Asidik bir bölgede flor iyonları HF oluşturarak titanyum yüzeyindeki pasif film tabakasının yıkımına yol açabilirler [39].

Florun hem kemik dokusuna ve kemik hücrelerine bir çekimi olduğu hem de mitojenik aktiviteye sahip olduğu da belirtilmektedir [40], [41].

Ellingsen ve ark., TiO₂ ile pürüzlendirilmiş implantları sulandırılmış HF çözeltisi içinde bekleterek flor ile modifiye edilmiş yüzeyler elde etmişler ve bunları tavşan kemiğine uygulamışlardır. Dört hafta sonra yapılan histolojik incelemede TiO₂ ile pürüzlendirilmiş yüzeylerden anlamlı derecede yüksek kemik implant birleşimi gösterdikleri bildirilmektedir [42].

Geçkili ve ark., 27 hasta üzerinde yaptıkları çalışmada florla modifiye edilmiş Osseospeed yüzeyli implantların stabilitesinin iyileşmenin erken döneminde bile stabil kaldığını, florla modifiye edilmemiş Tioblast yüzeylerde ise aynı dönemde stabilitede düşüşler gözlemlendiğini belirtmişlerdir [43].

Yine Bilhan ve ark.'nın bir deneysel çalışmasının sonucunda da Osseospeed yüzeylerin yumuşak kemikte kök şeklindeki lazerlok implantlara olan üstünlükleri belirtilmiştir [44].

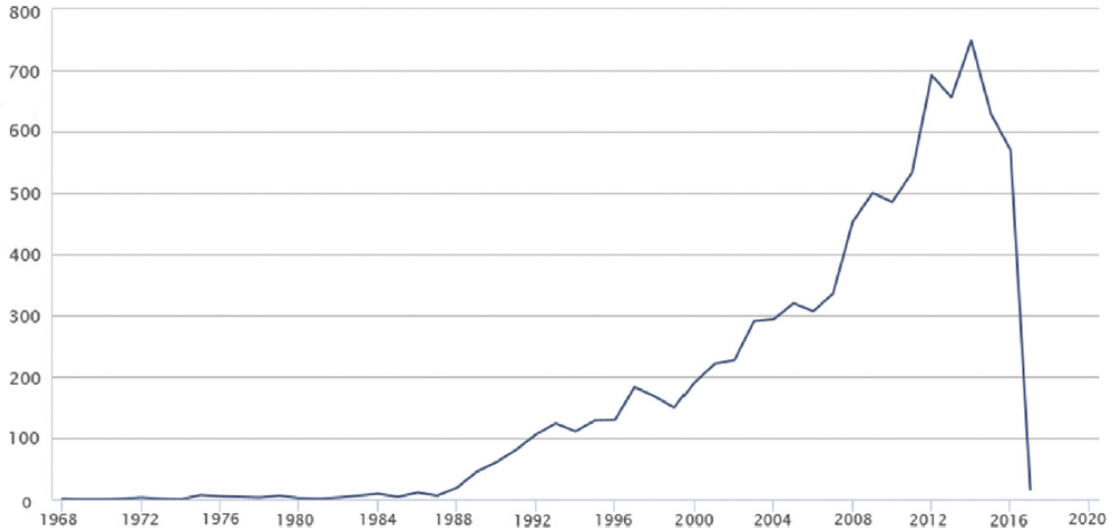
Dental implantların CaP ile kaplanmaları

Dental implant yüzeylerinde yaygın olarak uygulanan bir başka modifikasyon da yüzeyin genel olarak HA'ten oluşan CaP ile kaplanmasıdır. CaP'ın, birkaç değişik özelliğinden dolayı, implante edilebilen malzemelerle birlikte kullanılması tavsiye edilmiştir [45].

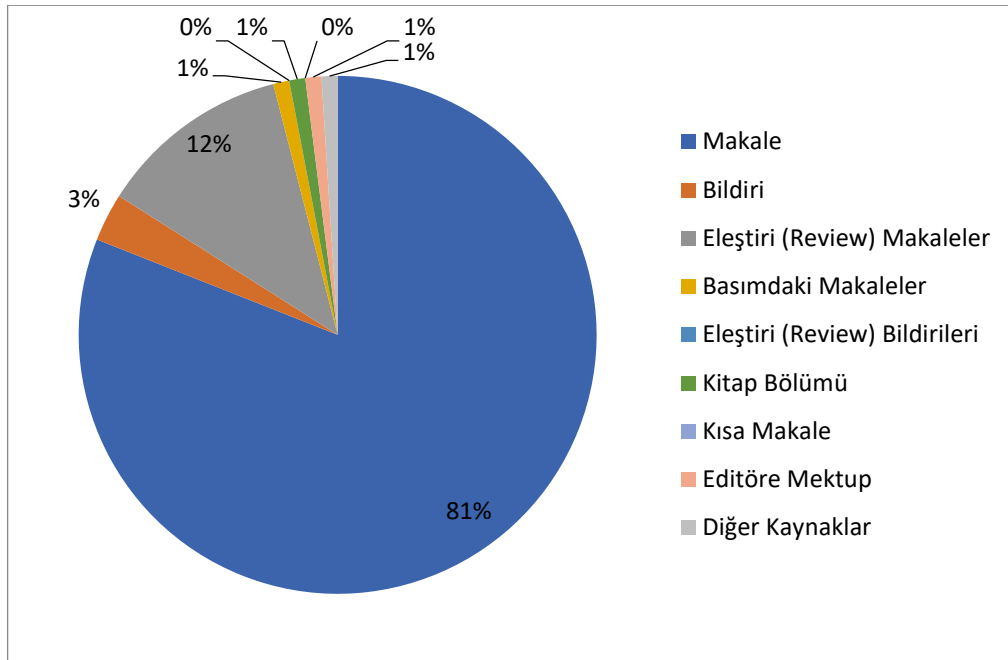
Cooper ve ark., CaP kaplamanın kemik iyileşmesini üç sebepten dolayı geliştirdiğini belirtmektedirler. Bu sebepler şu şekilde sıralanmaktadır:

1. Proteinlerin ve büyüme faktörlerinin absorpsiyonunda artış
2. Osseokondüksiyonu hızlandırması
3. Doğal kemik benzeri matris birikimi oluşturması [46].

Caulier ve ark., keçiler üzerinde yaptıkları çalışmalarda özellikle düşük yoğunluğa sahip kemikte CaP kaplı implantlarda kemik temasında belirgin bir artış olduğunu belirtmektedirler. Kemik cevabında sadece CaP kaplamanın değil, kaplamanın üzerindeki düzensiz yüzey topografisinin de rol oynadığına dikkat çekilmektedir. Ayrıca 10 aylık süre sonunda kaplamaların kalınlığında belirgin bir azalma saptandığı fakat bu azalmanın osseointegrasyonu olumsuz etkilemediği belirtilmektedir [47].



Şekil 1.1 Dental implantlarla ilgili yapılan bilimsel çalışma sayılarının 1968-2018 yılları arasındaki değişimi



Şekil 1.2 Dental implantlarla ilgili yapılan bilimsel çalışma türlerinin kümülatif karşılaştırması

1.2 Tezin Amacı

Gerek yetişkinlerde gerekse çocuklarda en yaygın yaşanan sağlık sorunlarından biri hastalıklar ya da travmalar sonucu oluşan tekli ya da çoklu diş kayıplarıdır. Eksik ya da sorunlu dişlerin tedavi edilmesi için en sık kullanılan yöntem diş implantlarıdır. Hastaya yerleştirilen implantın geometrisi, malzemesi ve yüzey özellikleri implantın çene kemiğine tutunma performansını dolayısıyla implant ömrünü belirlemektedir. Bu tez kapsamında yapılan çalışmalar ile yüzey modifikasyon yöntemleri kullanılarak, implantın osseointegrasyon hızını ve kemiğe tutunma kabiliyetini artırmak amaçlanmıştır.

1.3 Hipotez

Bu tez çalışmasının amacı, Sınıf 4 (Grade 4) Titanyumdan imal edilen implantların yüzey özelliklerinin mekanik ve fiziksel yöntemler kullanılarak değiştirilmesi ve oluşan bu yüzeylerin implantın çene kemiği ile osseointegrasyona etkilerinin incelenmesidir. Gerek mekanik gerekse kimyasal yöntemlerle pürüzlendirilen malzeme yüzeylerinin osseointegrasyon performanslarının yüzey pürüzlülüğüyle doğrudan ilgili olduğu; yüzey pürüzlülüğü ve osseointegrasyon arasındaki ilişkinin lineer (doğrusal) olmadığı düşünülmektedir.

Bu ilişkinin belirlenmesi için ve implantları temsil etmesi için silindirik disk şeklinde numuneler hazırlanmıştır. Yüzeyler mekanik olarak TiO_2 ve bifazik kalsiyum fosfat, kimyasal olarak da flor, H_2O_2 ve etilen oksitle ve bunların kombinasyonlarıyla muamele edilmişlerdir. Yüzeylerde oluşan fiziksel ve kimyasal değişikliklerin farklı osseointegrasyon performansları sergilemeleri beklenmektedir. Bu performansın nicel olarak ifade edilebilmesi için yüzeydeki pürüzlülük ölçülmüş ve yeni set implant şeklinde diş açılmış numuneler kullanılarak kemikten sökme torkları ölçülmüştür.

İMLANTLAR VE BİYOMALZEMELER

Diş kaybı çok yaygın karşılaşılan bir sağlık sorunudur ve birçok hastalık veya travma sonucu oluşabilmektedir. Bu nedenle, eksik ya da sorunlu dişlerin tedavi edilmesi için diş implantlarının kullanılması uzun ve çok yönlü bir geçmişe sahiptir. Amerikan Oral ve Maksillofasiyal Cerrahlar Birliği tarafından sağlanan istatistikler, 35-44 yaş arası yetişkinlerin %69'unun bir kaza, diş eti hastalığı, başarısız bir kanal operasyonu veya diş çürümesine bağlı olarak en az bir kalıcı diş kaybettiğini göstermektedir. Dahası istatistikler, 74 yaşına gelindiğinde, yetişkinlerin %26'sının tüm kalıcı dişlerini kaybettiğini göstermektedir. Bu da yılda ABD'de yaklaşık 100.000-300.000 diş implantının yerleştirildiğini ortaya çıkarmakta ve yerleştirilen yapay kalça ve diz eklemlerinin sayısına yaklaştığını göstermektedir. Son yıllarda diş implantı tasarımları, malzemeleri ve teknikleri ile ilgili araştırmalar artış göstermektedir. Diş implantlarının geçmişi, eksik dişlerin yerini almak için oyulmuş deniz kabuklarının ve / veya taşların insan çene kemiğine yerleştirildiği eski Mısır'a kadar uzanabilir. Erken implantların belgelenmiş diğer örnekleri, soy metallerden üretilmiş ve doğal kökleri yeniden oluşturmak için şekillendirilmiş olanlardır. Diş implantları, Güney ve Kuzey Amerika'da ve Orta Asya ve Akdeniz bölgelerinde 2000 yıldan daha eski uygarlıklardan başlamak suretiyle birkaç asırlık geçmişe sahiptir. Arkeolojik bulgular, bu uygarlıkların taş, kabuk, kemik parçaları ve altın kullanılarak eksik dişlerin yerini doldurduklarını göstermektedir. 1930'da Honduras'taki arkeolojik kazılar, Maya uygarlığının, yaklaşık M.Ö. 600'den kalma implantlı bir mandibula parçası olduğu bilinen en eski dental implant örneklerine sahip olduğunu ortaya çıkarmıştır. Orta çağda yapılan dental implantasyon birçok bulaşıcı hastalığın ve hatta ölümlerin sebebi olarak tanımlandığı

için çok popüler olmamıştır. Modern diş implantının yks, II. Dünya Savaşı sırasında ordudaki hizmet yıllarında, Dr. Norman Goldberg'n, vücudun diğerk bölümlerini değıştirmek için metalleri kullanmasına dayanmaktadır. Daha sonra, 1948'de Dr. Aaron Gershkoff ile birlikte, ilk başarılı alt periosteal implantı üretmişlerdir. Dental implantolojideki en önemli gelişmelerden biri, 1957 yılında, Per-Ingvar Brnemark'ın kemik iyileşmesi ve rejenerasyon çalışmalarında titanyumun (Ti) kemik dokusuyla olan uyumu keşfetmesidir. Brnemark bu fenomeni "osseointegrasyon" olarak adlandırmış ve hem hayvan hem de insan denekleri kullanarak daha birçok çalışma gerçekleşmiştir. Brnemark Ti implantlarının kullanımı üzerine birçok çalışma yayınlamış ve 1978 ile 1981 arasında diş implantlarının geliştirilmesi ve pazarlanması için bir şirket kurmuştur. Brnemark'ın keşfinin diş hekimliğinde böylesine büyük bir etkisi olmuştur ki, günümüze kadar, 7 milyondan fazla Brnemark Sistemi implantı hastalara yerleştirilmiştir. 1982'de ABD Gıda ve İlaç Dairesi Ti diş implantlarının kullanımını onaylamış ve 1983'te Dr. Matts Andersson, bilgisayar destekli tasarım ve bilgisayar destekli retim (CAD/CAM) prosedürlerini geliştirmiştir. Bugün diş implantları hastanın ömrünün sonuna kadar 40 yıldan fazla süredir hizmet vermektedir. Modern seramiklerin gelişimi 1992 yılında başlamıştır; ve o zamandan beri, dental implant şirketleri, osseointegrasyonun daha da artırılması amacıyla implantlara seramik çeşitli yüzey işlemleri uygulamakta ve seramik benzeri elemanlar eklemektedir. Günümüzde, her yıl yaklaşık olarak 450.000 osseointegre diş implantı %95 başarı oranıyla ve en az risk ve komplikasyon ile yerleştirilmektedir [48].

2.1 Biyomalzeme ve İmplant Tanımı

Son yıllarda biyomedikal alanlarda malzeme uygulamalarına verilen önem yüksek oranda artmıştır. Malzeme bilimi ve mhendisliğı ile birlikte medikal bilimler, biyokimya, biyomühendislik ve klinik alanlar bu konu ile yakından ilişkilidir. Biyomalzemeler malzeme bilimi ve klinik alanlarda birden çok tanımlamaya sahip olsa da temel anlamda biyomalzeme; insan vücudunda eksik olan dokuların görevini yerine getirmesi için vücut içine tamamen ya da kısmen yerleştirilen, vücut sıvılarıyla temas halinde olan doğal ya da yapay malzemelere verilen isimdir. Hem vücut içine yerleştirilen implant, yapay kalp kapakçığı gibi malzemeler hem de protez kol, bacak gibi organların yapımında kullanılan malzemeler biyomalzeme sınıfına girebilir [49].

Ortalama insan ömrü uzadıkça ve sağlığa verilen önem arttıkça, biyomedikal uygulamalar daha önemli olmaya başlamıştır. Bu nedenle vücut içerisine implante edilebilen malzemelerin geliştirilmesi ihtiyacı ortaya çıkmıştır. Bu biyomedikal uygulamalar bir eklem yerine yapay bir eklem koyma, kontrollü ilaç salımı yapabilen vücut içi cihazlar, doku rejenerasyonunun uyarılması veya vücut dışında kullanılan protez cihazlar olarak sıralanabilir. İmplant, bir veya daha fazla biyomalzemedan yapılan, tamamıyla veya kısmen epitel yüzeyin altına gömülmüş medikal aparatlardır. Diş hekimliğinde eksik dişlerin fonksiyon ve estetiğini yeniden sağlamak amacıyla, eksik dişlerin yerine kullanılan protez dişleri desteklemek amacıyla diş köklerinin yerine yaygın olarak kullanılmaktadır [49].



Şekil 2.1 İmplant uygulanmış çene modülü [49]

2.2 Biyomalzemeler

Dental implantların üretiminde kullanılan biyomalzemeler arasında metaller, seramikler, polimerler ve bunların kombinasyonları bulunur. Polimerler diğer biyomalzeme sınıflarından daha yumuşak ve daha esnektir. Aynı zamanda, düşük mekanik mukavemete sahiptirler. Polimerik malzemeler implant diş hekimliğinde çok az uygulama alanı bulmakta ve sadece implant ile altyapı arasında yer alan şok emici bileşenleri üretmek için kullanılmaktadır.

Ti-6Al-4V (Ti-6 alüminyum-4 vanadyum) alaşımı da dahil olmak üzere Ti, dental implantlarda kullanılan ilk modern malzemedir ve günümüz dental implantlarında

halen en çok kullanılanlardan biridir. Ticari olarak saf Ti mükemmel biyouyumluluk, nispeten yüksek sertlik ve korozyona karşı yüksek direnç gösteren hafif bir metaldir. Bununla birlikte, havaya maruz kaldığında, bir yüzey oksit oluşur ve bu oksit tabakası biyolojik tepkisini belirler. Bu oksit tabakası, kemik matrisinin yerleştirilmesi için platform görevi gören dinamik bir arabirimdir.

Zirkonyum, altın ve Ti-alüminyum-vanadyum alaşımları dahil olmak üzere osseointegrasyon için diğer metaller kullanılmıştır. Bu alaşımlar implantı güçlendirebilir, ancak nispeten zayıf kemik-implant temasına sahip olduğu gösterilmiştir [50].

Hidroksiapatit gibi biyoseramik malzemeler de, mükemmel biyouyumlulukları ve sert doku ve canlı kemikle bütünleşme kapasiteleri sebebiyle kullanılmaktadır. Gevrekliklerinin yanı sıra, hidroksiapatit, trikalsiyum fosfat ve alüminyum oksit gibi seramikler implantın konak doku ile birleşmesi vasıtasıyla metalik bir çekirdek üzerine plazma püskürtmeli kaplamalar olarak kullanılmaktadır [49].

2.3 Biyouyumluluk

Biyouyumluluk, canlı doku ile dışardan doku içerisine gömülen bir malzemenin birbirlerini kabul etmeleri veya uygulama sırasında malzemenin vücut sistemine uygun cevap verebilme yeteneği olarak tanımlanmıştır. Araştırmacılar, “biyomalzeme” ve “biyouyumluluk” terimlerini, malzemelerin biyolojik performanslarını belirtmek için kullanmışlardır. Canlı doku zarar vermeden işlev gören malzemeler biyomalzeme olarak adlandırılmıştır. Biyouyumluluk, implant malzemesi olarak kullanılacak bir ürünün en önemli özelliğidir. Biyouyumlu yani “vücutla uyuşabilir” bir biyomalzeme, kendisini çevreleyen dokuların normal değişimlerine engel olmayan ve dokuda olumsuz etkiler oluşturmeyen malzemedir [50].

Biyouyumluluk, vücuda yerleştirilen malzemenin, vücut ortamına ve temas halinde olduğu doku ve fizyolojik sıvılarla uyum göstermesi, herhangi bir toksik ve alerjik etki oluşturmaması, ayrıca yerleştirildiği dokunun mekanik özelliklerine uyum sağlaması olarak açıklanabilir. Yapısal biyouyumluluk çevre dokunun mekanik özellikleriyle olan uyum olarak tanımlanırken, yüzeysel biyouyumluluk ise implantın yerleştirildiği doku ile kimyasal, biyolojik ve morfolojik olarak uyum göstermesidir [49].

2.4 Osseintegrasyon

Dental implant konusunun bilimsel temelleri Br nemark ve ekibinin 1960 yıllarında yaptıkları çalışmalarla atılmıştır. Bu  alışmalar, implantların mutlaka kemik dokusu ile uyumlu bir malzemedен yapılması gerektiğini belirtmektedir. Bu ekip, titanyum esaslı implantlarla yaptıkları çalışmalarda, kemik dokusu ile implant yüzeyi arasındaki etkileşimleri ve implant yüzeyinin bu etkileşimlere etkilerini inceleyip, “osseintegrasyon” tanımını oluşturmışlardır [51].

İlerleyen yıllarda osseintegrasyon tanımı şu şekilde değişikliğe uğramıştır; yük taşıyan bir implant malzemenin yüzeyi ile kemik arasındaki, ışık mikroskobu ile görülebilen, arada fibröz bağ olmaksızın, doğrudan yapısal ve fonksiyonel bir bağlantı oluşmasıdır [52].

İmplantasyon sonrası kemikte 2 tür tepki oluşur: Bu tepkilerden biri implantın lifli yumuşak bir kapsül tarafından sarılmasıdır. Diğer türü ise arada farklı bir yapısı olmadan direk kemik-implant bağlantısının oluşmasıdır. Birinci türde tam bir mekanik sabitlenme olmadığından klinik başarısızlık oluşabilir. Ancak direk kemik-implant bağlantısı şeklinde olan ikinci tür bağlanma sağlam ve gerçek bir bağlanmadır ve osseintegrasyon olarak adlandırılır. Osseintegrasyonda etkili olan temel faktörler: implant malzemesi, kemiğin yapısı, implant tasarımı, yüzey kalitesi, cerrahi teknik ve implantın yüklenme koşullarıdır. Bu faktörlerden yüzey kalitesi, kemiğin implante edilen implanta olan hücresel cevabını belirler. Osseintegrasyonda en önemli etki olan yüzey kavramı en dıştaki 1-2 mikron kalınlığındaki tabakayı kapsar. İmplant metalinin gövde özelliklerinden çok bu tabakanın özellikleri implant başarımını etkiler [49].

2.4.1 Osseintegrasyon Aşamaları

Osseintegrasyon süreci biyolojik olarak tanımlanmış genel bir programı takip eder ve aşağıda belirtilen alt bölümlere ayrılır.

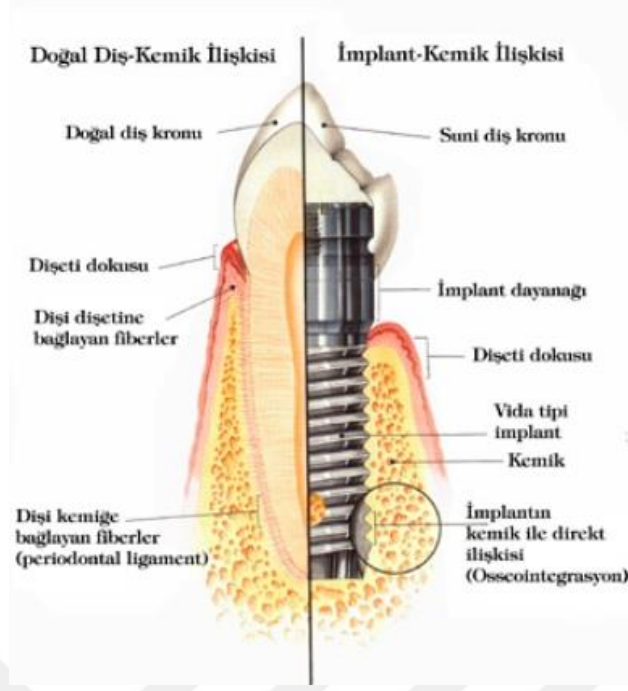
Doğrudan kemik iyileşmesi; osseintegrasyonda ve primer kırık iyileşmelerinde kusurlar meydana geldiğinde, mevcut olan kemik matrisinin herhangi bir lezyonu ile aktive olur. Bu matris ekstrasellüler sıvıya maruz kalınca, non-kollojen proteinler ve büyüme faktörleri serbest kalır ve tahribata uğramış kemik onarımı başlar. Kemotaksis ile periosteal ve endokortikal kemikten gelen osteoprogenitör hücreleri lezyonun

gerçekleştirdiği yere doğru göç ederler. Bunlar çoğalırlar ve osteoblast ve osteoblast öncülerine dönüşürler ve implant yüzeyi üzerine ve sorunlu bölgelerde kemik birikimi başlatırlar [52].

Örgü kemik oluşumu; oluşan ilk kemik dokusu dokuma kemiğidir. Bu, kemiğin primitif hali olarak düşünülür ve düzensiz bir şekilde karakterizedir; başlangıçta mineral yoğunluğu düşüktür ve çok sayıda düzensiz osteositler ve kollajen fibrillerinin yönelimi gibi düşünülür. Örgü kemik, aralıkları doldurur ve kemik duvarlar ile implant yüzeyi arasında köprü oluşturan ideal kemik tipidir. Örgü kemiği, implantı çevreleyen kemikten gelişmeye başlar ki; bu kemik çok küçük aralıklar haricinde, implant yüzeyine simultane olarak birikmektedir. İlk cerrahi müdahaleden sonraki 4-6 hafta süresince kemik bölgede baskın haldedir [52].

Yükleme için kemik kütlesinin adaptasyonu (paralel fiberleşmiş ve lamelar kemiğin depozisyonu); bu faz ikinci aydan itibaren başlar. Kemiğin mikro yapısı lamelar veya paralel fiberleşmeye doğru değişim gösterir. Lamelar kemik en düzenli kemik tipi olup kollajen fibrillerin paralel sıralanmaları, yüksek dayanıma sahip olmalarını sağlar. Paralel fibrilli kemik, lamelar kemik ile örgü kemiğinin arasında bir kemik tipi olarak belirtilir. Kollajen fibrilleri düzlemde oryante olmadan yüzeye paralel seyreder. Lamelar kemik anisotropik, paralel fibrilli kemik ise isotropiktir. Büyüme modeli bakımından, her iki tip kemikte örgü kemikte olduğu gibi iskelet yapı oluşturamaz ama önceden oluşturulmuş bir yapı üzerinde apozisyon ile büyür [52].

Kemik remodelasyonu: Kemiğin yeniden modellenmesi, osseointegrasyonun son basamağı olarak tanımlanır ve primitif dokuma kemiği ve yer değiştiren nekrotik kemik ile kemik kalitesi artar. Bu üçüncü ay civarında başlar ve yaşam boyu devam eder. Yeniden modelleme, ayrıca, destekleyici elementlerin oryantasyonu ve değişen boyutlar ile yüklemeye için kemik yapısının fonksiyonel adaptasyonunu sağlamaya öncülük eder [52].



Şekil 2.2 Dental implant osseointegrasyon şeması [53]

2.4.2 Osseointegrasyon Başarısını Etkileyen Faktörler

Malzemenin karakteristiği ile ilgilidir. İmplant kemik içine yerleştirilmeden önce steril olarak saklanmalı, hiçbir metal veya protein ile temas etmemelidir. Kemik ile implant arasında tam uyum olmalıdır. Kemik ile implant arasında aralık kalırsa direkt kemik yüzeyi teması yerine yumuşak doku proliferasyonu olacak ve bu da osseointegrasyonu olumsuz etkileyecektir.

Cerrahi esnasında oluşabilecek ısı artışı, kemik dokusunun ve osteoblastların canlılığını olumsuz yönde etkilemektedir. Kemik 42 °C'den fazla ısınırca canlılığını yitirir ve alkalin fosfataz dengesi bozulmaya başlar. İdeal çalışma için sıcaklık 39 °C'yi aşmamalıdır.

İyileşme sırasında implantın üzerine herhangi bir yük gelmemelidir. Mandibulada 2-4 ay, maksillada ise 3-4 ay implant üzerine yük gelmemesi gerekmektedir. Ancak, son yıllarda yapılan çalışmalar, cerrahi ile eş zamanlı yapılan yüklemelerin, osseointegrasyonu olumsuz yönde etkilemediğini uzun dönemli takiplerde gecikmiş yükleme ile aralarında istatistiksel olarak anlamlı bir fark olmadığını göstermektedir.

İmplant-kemik bağlantısında uyumsuzluk sonucunda oluşabilecek kuvvetler osseointegrasyonun bozulmasına ve protetik yapının en zayıf yerinden ayrılmasına sebep olabilmektedir. Bu nedenle ideal uyumu sağlayabilmek için laboratuvar ve klinik işlemleri hatasız yapılmalıdır [53].

2.5 İmplant Üretiminde Kullanılan Malzemeler

Canlı dokular sert ve yumuşak dokular olarak iki grupta sınıflandırılabilir. Kemik ve dişler sert dokular grubuna dahilken; kan damarları, deri ve bağlar yumuşak dokular grubundadır. İmplant tedavilerinde yumuşak dokular için polimerler kullanılırken, diş ve kemik dokularıyla ilgili tedavilerde; elastik modülleri insan vücudundaki sert dokulara oranla 10-20 kat daha fazla olan metal ve seramikler kullanılır. Tedavi sırasında implant malzemelerinin elastisite modülü ve sertlikleri, temasta olacağı dokularla yakın olacak şekilde ayarlanmalıdır.

Biyolojik uygulamalarda kullanılabilen malzemeler metal, seramik, polimer ve kompozit malzemeler grupları altında sınıflandırılırlar.

Metalik biyomalzemeler kristal yapıları ve üstün mekanik özellikleri nedeniyle, sert dokularda kullanılırlar. Eklem protezi ve kemik yenileme malzemesi olarak ortopedik uygulamalarda, diş implantı olarak yüz ve çene cerrahisinde, kalp kapakçığı ve vanası gibi uygulamalarla da kalp-damar cerrahisinde kullanılmaktadırlar. Paslanmaz çelik, kobalt ve alaşımları gibi metalik malzemeler implant olarak kullanılsa da en yaygın olarak kullanılan implant materyali titanyum ve alaşımlarıdır.

Alümina, zirkonya gibi oksitseramikleri, kalsiyum fosfat bileşikleri, silika temelli cam seramikler ve camlar seramik biyomalzemelere örnek verilebilir. Çok değişik bileşim ve şekillerde (lif, film, jel, boncuk, nanopartikül) hazırlanıp kullanılabilen polietilen (PE), poliüretan (PU), poliüretanteraftalat (PTFE), polimetilmetakrilat (PMMA), polietilenteraftalat (PET) gibi polimerler kontakt lenslerde, kalp damar sistemlerinde kullanılırlar. Ancak polimerik malzemelerin ortopedik alanda kullanılması için mekanik özellikleri yeterli değildir. Ayrıca temas ettikleri vücut sıvılarını içlerine alarak şişebilir veya istenmeyen zehirli ürünler salgılayabilirler. En önemli dezavantajları ise sterilizasyona uygun olmamalarıdır [49]. İmplant üretiminde kullanılan malzemeler Çizelge 2.1’de gösterilmiştir.

Çizelge 2.1 İmplant malzemeleri [49]

Malzeme Türü	Uygulama Alanı
İskelet Sistemi Eklemler Kırık kemik uçlarının tespitinde kullanılan metal levhalar Kemik dolgu maddesi Kemikte oluşan şekil bozukluklarının tedavisinde Yapay tendon ve bağlar Diş implantları	Titanyum Titanyum-Alüminyum-Vanadyum alaşımlar Pazlanmaz çelik, kobalt-krom alaşımlar Poli (metimetakrilat) (PMMA) Hidroksiapatit Teflon, poli (etilen teraftalat), Titanyum, alümina, kalsiyum fosfat
Kan-damar Sistemi Kan damarı protezleri Kalp kapakçıkları Kateterler	Poli (etilen teraftalat), teflon, poliüretan Paslanmaz çelik, karbon Silikon kauçuk, teflon, poliüretan
Organlar Yapay Kalp	Poliüretan
Duyu Organları İç kulak kanalında Göz içi lensler Kontakt lensler Kornea bandajı	Platin elektrotlar PMMA, silikon kauçuk, hidrojeller Silikon-akrilat, hidrojeller Kolajen, hidrojeller

Metalik malzemelerin vücut içinde kullanılmasında en önemli tehlike, metal yüzeyinin koroziye ortamlarla temas ettiğinde zehirli iyon salımı yapmasıdır. Yani implant yüzeyinin korozyon direncinin iyileştirilmesi ve dokularla biyoyumluluğunun iyileştirilmesi gerekmektedir. Bu da çeşitli yüzey modifikasyonlarıyla yapılmaktadır [49].

2.5.1 İmplant Malzemelerinden Beklenen Özellikler

İmplant malzemei olarak kullanılacak malzemelerin gerektirdiği özellikler 4 ana grupta toplanmaktadır.

Biyoyumluluk: İmplantların vücut içerisinde yerleştirildikleri yere uyum sağlamaları, implant tedavisinin başarısı açısından çok önemlidir. İmplant ve yerleştirildiği doku

arasında uyumsuzluk olması durumunda malzemenin toksik etki oluşturması gibi sebepler dolayısıyla evre dokular da zarar görür [49].

Sterilize edilebilirlik: Biyomalzeme sterilizasyon teknikleri uygulanabilir olmalıdır.

İşlevsellik: Biyomalzemenin işlevselliği özel bir kullanım için şekillendirilebilme yeteneğine bağlıdır. Malzemenin mühendislik ve üretim prosesleri için ekonomik olarak büyük miktarlarda işlenebilme ve fabrikasyon kolaylığı göstermesi istenmektedir.

Üretilebilirlik: Medikal cihazlar için üretilebilir olmaları oldukça önemli bir noktadır [52].

Bunların dışında biyomalzemeler;

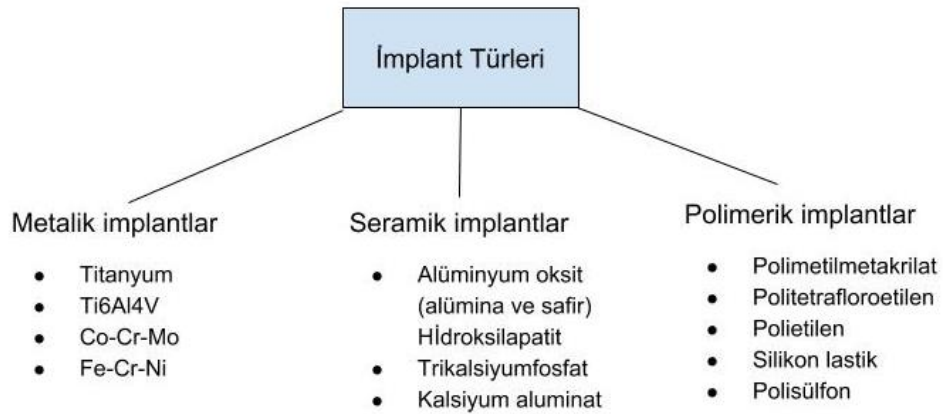
- Korozyona dirençli,
- Komşu sert ve yumuşak dokular ile biyolojik uyum içinde,
- Non toksik,
- Mekanik, termal ve fonksiyonel gerilimlere dirençli,
- Gerektiğinde kolayca şekillendirilebilir,
- Yüzeyi kaplanabilmeli ya da przlendirilebilir,
- Yapımı, uygulanması ve uyumu kısa, kolay ve yeterli olmalıdır [50].

Dental implantların kullanımı uzun bir geçmişe sahip olduğundan, implantların başarılı performansı için kritik olarak kabul edilen birçok faktör bulunmaktadır. Bu faktörlerin en önemlilerinden biri biyouyumluluktur. Biyouyumluluk sadece malzemenin doku ile uyumluluğunu değil, aynı zamanda belirli bir işlevi yerine getirme yeteneğini de içerir. Bu nedenle, bu özellik malzemenin sadece fiziksel, kimyasal ve mekanik özelliklerine değil, aynı zamanda malzemenin kullanıldığı uygulamaya da bağlıdır. Dental implantlar söz konusu olduğunda, malzemelerin biyouyumluluğu, implant ve dokular arasındaki etkileşim derecesinin ölçülmesiyle değerlendirilir. Osteointegrasyonun iyileştirilmesi ve implantların uzun vadeli başarısı için aşağıdaki değişkenler kritiktir ve dış implantlarının tasarımında göz önünde bulundurulmaları gerekir. Bunlar, gereken biyomalzeme bileşimi, implant genişlik/uzunluğu ve geometrisi, biyomekanik faktörler, yüzey özellikleri, hastanın tıbbi durumu, kemik kalitesi ve cerrahi tekniğidir [54].

DENTAL İMPLANTLAR

3.1 Dental İmplantın Tanımı

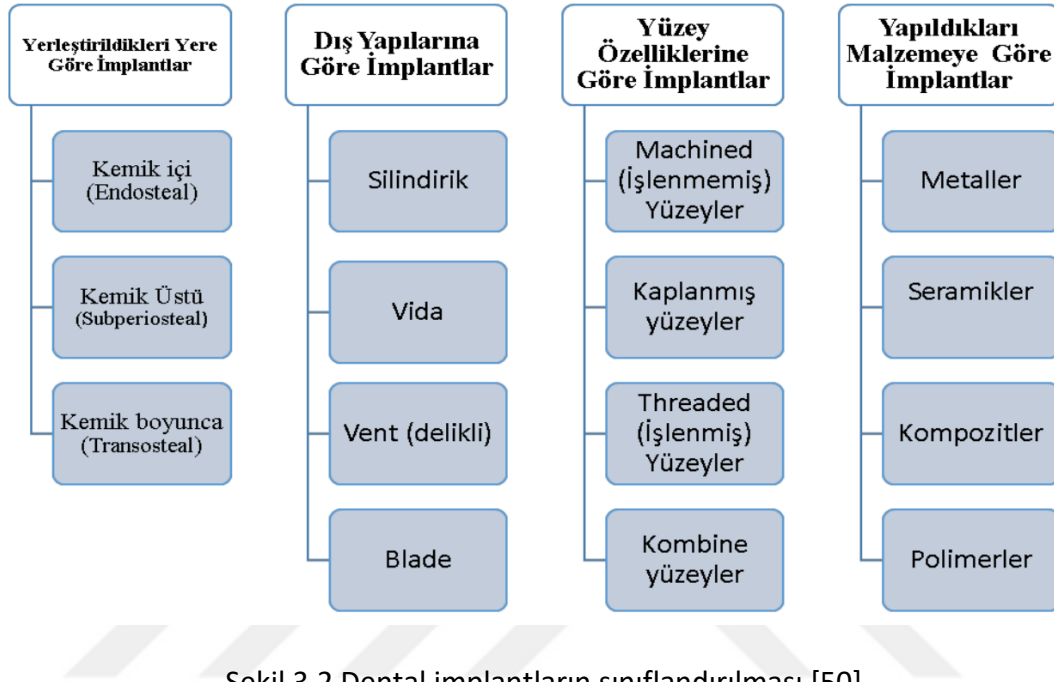
Vücut içine kasıtlı bir şekilde cerrahi olarak yerleştirilen, bir doku veya organın işlevini yerine getiren ve bir veya daha fazla biyomalzemeden meydana gelen cisimlere tıp bilimlerinde “implant” adı verilir. Herhangi bir travma, genetik etkiler veya tümör sonucunda meydana gelen diş kayıplarının giderilmesi için mandibula ya da maksillaya yerleştirilen alloplastik, inert malzemelere dental implant denir. Modern diş hekimliğinde amaç, hastanın kaybettiği fonksiyonlarını ikame etmektir. Diş kaybı, kişilerin yeme, konuşma, yutma gibi yeteneklerine ve özgüvenine zarar vermektedir. Kazalar, periodontal hastalıklar ve diğer nedenlerden dolayı dişlerini kaybetmiş kişiler için dental implant tedavisi eksik olan dişlerin fonksiyon ve estetiğini tekrar sağlamak amacıyla günümüzde ideal ve çok tercih edilen bir seçenek olarak görülmektedir [52].



Şekil 3.1 Dental implant malzemeleri [53]

3.2 Dental İmplant Türleri

Subperiostal, intramukozal, endosseöz (endostal), endodontik stabilizatör ve transosseöz (transmandibular) implantlar olmak klinik diş hekimliğinde geliştirilmiş ve kullanılan beş ana diş implantı tasarımı türü vardır. Ancak, bu tezin büyük kısmı bugün diş hekimliğinde en çok kullanılan endosseöz implantlara odaklanacaktır.



Endosseöz dental implantlar tipik olarak vida şeklinde olup, maksilla veya mandibulaya yerleştirilir ve diş kökünün yerini almaya yarar. Genel olarak, diş implantları 4. derece ticari olarak saf Ti'den üretilirler, çünkü saf Ti korozyona karşı dayanıklıdır ve diğer sınıflardan daha yüksek dayanıma sahiptir. Bununla birlikte, Ti esaslı Ti6Al4V alaşımı daha yüksek mekanik dayanıma sahip ve yorulmaya karşı daha yüksek dirençli olduğu için kullanılır. Endosseöz implantlar, implantın genel şekli (örneğin, konik ve silindirik) ve makro topografya açısından büyük ölçüde farklılık göstermektedir. Endosseöz implantların tasarımında etkili olan aşağıdaki parametreler, implantların kullanım ömürlerini etkiler: implant şekli, boyutu, kimyasal yüzey bileşimi ve topografik özellikler [50].

3.3 Dental İmplantların Sahip Olması Gereken Yüzey Özellikleri

İmplant malzemeleri için kemikle tam uyumlu davranması ve yerini aldığı iskelet parçasının fonksiyonunu yerine getirebilmesi oldukça önemlidir. Dental implantların

başarıya ulaşması için kemik ve implant yüzeyindeki osseointegrasyon; kemik hücrelerinin büyümesi, implant yüzeyine bağlanması, çoğalması şeklinde tanımlanırken, malzemenin yüzeyinde bir apatit tabakasının oluşması da çok önemlidir. İmplant ile kemik dokusunun bu şekilde birleşmesini sağlayan olaylar doku-implant arayüzeyinde gerçekleşmekte, bu da yüzey özelliklerinin son derece önemli olduğunu ortaya koymaktadır. İmplant malzemesinin yüzey özelliklerinin, malzemenin biyolojik tepkisine nasıl etki ettiğini anlamak için yüzey kimyası, yüzey enerjisi ve morfolojisi gibi özelliklerin anlaşılması gerekmektedir. Ayrıca implant yüzeylerinin, vücut içerisinde biyolojik çevre ile temas halinde olan tek bölge olduğunun, yüzeyin temel malzemeden daima farklı morfolojik ve kimyasal özellikler gösterdiğinin, topografi gibi özelliklerin implant-kemik arayüzeyinin mekanik kararlılığında etkili olduğunun bilinmesi gerekmektedir.

Bu sebeplerden dolayı, gerekli temel özelliklere sahip implantları üretilip özel işlemlerle yüzeylerini istenen hale getirmek implant üretim ve kullanımında oldukça önemlidir [49].

3.3.1 Kimyasal Kompozisyon

Titanyum implantlarda yüzey kimyası ve yüzeydeki yükler malzeme kompozisyonuna ve yüzey işlemlerine göre değişiklik gösterir. Yüzeydeki kompozisyon ve yükler protein adsorpsiyonu ve hücrelerin yüzeye bağlanması açısından kritik değişkenlerdir.

Dental implantlar genellikle “cpTi” (commercially pure) olarak adlandırılan saf titanyumdan veya titanyum alaşımlarından yapılır [49].

3.3.2 Islatılabilirlik ve Yüzey Enerjisi

Titanyum dental implantlarda yüzeyin ıslatılabilirlik özellikleri etkilidir. Hidrofilik yüzeyler, hidrofobik yüzeylere göre biyolojik sıvılar, hücreler ve dokularla etkileşimi açısından daha çok istenir ve uygulamaya daha uygundur. Titanyum implant yüzeylerinde temas açısı 0°’den (hidrofilik) 140°’ye kadar (hidrofobik) kadar değişiklik gösterebilir [49].

3.3.3 Yüzey Topografisi

Titanyum diş implantlarında yüzey topografisinin rolü çok önemlidir. Geçmişte yapılan çalışmalar yüzey pürüzlülüğü hücrelerin büyümesi, çoğalması, gelişmesi ve protein sentezinde canlı dokuların davranışlarını etkilediğini göstermektedir. Yüzey pürüzlülüğü; ölçülen yüzey özelliğinin boyutlarına göre makro, mikro ve nano pürüzlülük olmak üzere 3 şekilde incelenir.

Makro pürüzlülük milimetreden 10 μm 'ye kadar olan aralıktaki özellikleri kapsar.

İmplantın ilk aşamadaki bağlanması ve uzun vadede mekanik stabilitesi makro boyutta pürüzlülüğün iyileştirilmesiyle artırılabilir. Bu iyileştirme; makro boyutta pürüzlendirilmiş implant yüzeyi ile onu çevreleyen kemik arasındaki mekanik bağlanmayı ve kilitlenmeyi artırıp, geliştirecektir.

Mikro pürüzlülük 1-10 μm arasında tanımlanır. Bu boyut aralığındaki pürüzlülük mineralize kemik ile implant yüzeyi arasındaki mekanik bağlanmayı maksimuma ulaştırır ve kemik büyümesini artırır.

Nano boyutta pürüzlülük 1-100 nm arasında tanımlanır. Protein adsorbsiyonunda, osteoblastik hücrelerin implantla birleşmesinde; dolayısıyla osseointegrasyonda çok önemli rol oynar [49].

3.4 Dental İmplantların Kullanım Alanları

Dental implant uygulamaları, son yıllarda, hem estetik hem de fonksiyonel nedenlerle çenedeki boşlukların doldurulması amacıyla kullanılan bir tedavi yaklaşımı olmuştur.

İmplant tedavisi için endikasyonlar; şu şekilde sıralanabilir;

- Hareketli protezin tutuculuğunun yetersiz olduğu vakalar,
- Hareketli protezde stabilitenin sağlanamayacağı durumlar,
- Hareketli protez kullanımından fonksiyonel olarak rahatsız olacak hastalar,
- Hareketli protez kullanımını reddeden hastalar,
- Hareketli protezin stabilitesini bozan bazı alışkanlıklar,
- Ağızdaki mevcut dayanakların sayısının ve dağılımının yetersiz olduğu durumlar
- Tekli, çoklu ya da total diş agenezisi (eksikliği),

şeklinde sıralanabilir [52].

3.4.1 Tekli Diş Eksikliği

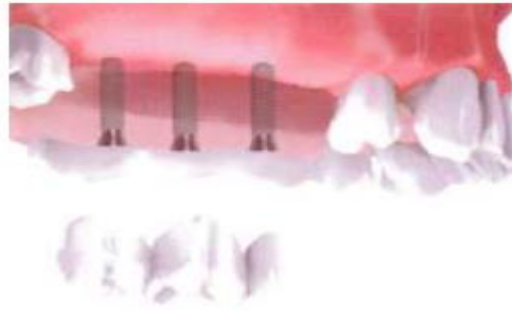
İmplant tedavisi, tek diş eksikliğinin görüldüğü vakalarda sağlam dişlerin kesilmesini veya komşu dişte kök tedavisini önleyecek kalıcı bir çözüm sunar [52].



Şekil 3.3 Tek diş eksikliğinde implant kullanımı [52]

3.4.2 Çoklu Diş Eksikliği

Birden fazla diş eksikliğinin görüldüğü durumlarda ise implant destekli köprüler ve yine çoklu implant uygulamaları yapılmaktadır [52].



Şekil 3.4 Çoklu diş eksikliğinde implant kullanımı [52]

3.4.3 Total Diş Eksikliği

Tamamen dişsiz ağızlarda etkin ve fonksiyonel tedavi için implant destekli hareketli ve sabit protezler uygulanmaktadır [52].



Şekil 3.5 Çoklu diş eksikliğinde implant kullanımı [52]

BÖLÜM 4

TİTANYUM BİYOMALZEMELER

Titanyum bir zamanlar nadir bir metal olarak kabul edilmekteyse de günümüzde bu sektördeki en önemli metallerden biri haline gelmiştir. Bu element ilk olarak 1790'da Gregor tarafından İngiltere'de keşfedilmiştir. Kimyasal olarak titanyum, IV. gruptaki geçiş elementlerinden biridir, atom numarası 22 ve atom ağırlığı 47,9'dur. Bir geçiş elementi olan titanyumun yapısında tam olarak doldurulmamış bir kabuğa sahiptir. Tam dolu olmayan bu kabuk, titanyumun katı çözelti oluşturmamasını sağlar. Elementel formda, titanyum yüksek bir erime noktasına (1668 °C) sahiptir ve 882,5 °C'ye kadar hekzagonal sıkı paket kristal yapısına sahiptir. Bu sıcaklığın üzerinde hacim merkezli kübik kristal yapısına dönüşür [55].

Çizelge 4.1 Saf titanyumun temel fiziksel özellikleri [49]

Özellik	Değer
Atom numarası	22
Atomik ağırlığı (g/mol)	47,90
Yoğunluk (g/cm ³)	4,54
Termal genleşme katsayısı, alfa, (20 °C'de) (1/K)	8,4 x 10 ⁻⁶
Termal iletkenlik (W/(mK))	19,2
Ergime sıcaklığı (°C)	1668
Kaynama sıcaklığı (yaklaşık) (°C)	3260
Faz dönüşüm sıcaklığı (°C)	882,5
Elastisitemodülü, alfa (GPa)	105
Akma mukavemeti, alfa, (MPa)	692
Çekme mukavemeti, alfa, (MPa)	785

Titanyum (Ti) ve alaşımları diş implantları, çene ve ortopedik protezler üretmek için yaygın olarak kullanılmaktadır. Eksik diş yapısının yenilenmesi ve yüzey modifikasyonu işlemleri diş hekimliğinde titanyum implantlarının kullanımının temel hedefidir [51], [56].

4.1 Titanyum Dental İmplantlar

Titanyum ve alaşımları, biyomedikal alanda mükemmel mekanik özellikleri, düşük özgül ağırlığı, korozyona karşı yüksek direnci ve yüksek biyouyumluluk özellikleri nedeniyle yaygın olarak kullanılmaktadır [51], [56]. Son zamanlarda titanyum ve alaşımları dental implant uygulamalarında en çok kullanılan malzeme haline gelmiştir. Korozyona dayanıklılığı, düşük yoğunluğa sahip olması, toksik olmaması ve mekanik özelliklerinin kemiğe en yakın metalik malzeme olması titanyumu bu kadar çok tercih edilir hale getirmiştir [49].

Ticari olarak, saf titanyum diş implantlarında yaygın olarak kullanılır. Saf olarak kullanımının dışında titanyum özellikle alüminyum, vanadyum ve molibden gibi elementlerle alaşımlandırılarak (örn. Ti6Al4V ve Ti6Al7Nb) kalça implantları, diz implantları kemik vidaları vb. gibi ortopedik rekonstrüktif implant üretimlerinde kullanılır [57], [56].

Kimyasal bileşiği aşağıdaki çizelgede verildiği üzere, cerrahi implant uygulamalarında kullanılmak amaçlı alaşımsız ticari saf titanyum 4 sınıfa ayrılmıştır. Çizelge 4.2’de de cerrahi implant uygulamalarında en çok kullanılan titanyum alaşımı olan Ti-6Al-4V’un da kimyasal içeriği verilmiştir [52].

Çizelge 4.2 Cerrahi implant uygulamalarında kullanılan titanyum sınıflarının ve Ti6Al4V alaşımlarının kimyasal içeriği [52]

C	N	Fe	O	H	Diğer	Ti
≤0,08	≤0,05	≤0,50	≤0,40	≤0,015	≤0,40	Kalanı

Farklı titanyum alaşımları içinde kolay ulaşılabilirliği, çalışma şartlarına uygunluğu ve düşük sıcaklıklarda güçlü mekanik özellikleri ile diş hekimliği alanında en çok ilgiyi Ti-6Al-4V alaşımı çekmiştir [52].

Titanyumun diş k  k  n  n mekanik   zellikleriyle en uyumlu metal olduğunu diş k  k  n  n olduğu kortikal kemiğin elastisite mod  l  n  n 82-114 GPa aralığında, alaşımsız titanyumun ise 105-110 GPa arasında olduğundan anlayabiliriz. Paslanmaz   elik ve kobalt alaşımlarının elastisite mod  lleri (206- 240 GPa) kemiğinkinden   ok b  y  kt  r [49].

  izelge 4.3 Saf titanyum ve Ti6Al4V alaşımı için bazı mekanik   zellik değerleri [52]

Malzeme	Saf titanyum	Ti6Al4V
Akma Mukavemeti (MPa)	170-485	897-1034
��ekme Mukavemeti (MPa)	240-550	900-1172
Kopma Uzaması (%)	15-24	10-15
Kesit Daralması (%)	25-30	25-47
Elastik Mod��l (GPa)	110	100-116
Yorulma Mukavemeti (MPa)	300	620
Kırılma Tokluğu (MPa��m)	58-130	44-66
Sertlik (HVN)	120-200	310

Paslanmaz   elik ve kobalt tipi alaşımların elastisite mod  l   (206-240 GPa) kemiğin elastisite mod  l  nden (17-28 GPa)   ok daha b  y  kt  r. Titanyum ve alaşımlarının elastisite mod  l   ise, diğer metalik biyomateryallerden   ok daha d  ş  kt  r.   izelge 4.4'te bazı dokulara ait elastisite mod  lleri verilmiştir [52].

Çizelge 4.4 Bazı dokulara ait elastisite modülleri [52]

Malzeme (Doku)	Elastiklik Modülü (GPa)
Mine	84,1
Dentin	18,3
Süngerimsi kemik	10-20
Kortikal Kemik	82-114
Kıkırdak	5-25

Ancak saf titanyuma oranla elastisite modülü daha düşük olan Ti-6Al-4V alaşımında bulunan Vanadyum (V) ve Alüminyum (Al) elementlerinin sağlık açısından zararlı etkisinin olması nedeniyle, risk yaratmayacak titanyum alaşımları geliştirilme çalışmaları devam etmektedir [52].

Titanyumun mükemmel biyomekanik özellikleri olmasına rağmen, bazı titanyum bazlı kalça implantlarının uzun süreli başarısızlığı hala çözülmemiştir. Bu sorun bazı araştırmalarda yetersiz osseointegrasyon ve korozyon aşınması durumlarına bağlanmıştır [58], [59], [60].

Titanyum diş implantları yetersiz erken osseointegrasyon, bakteriyel enfeksiyon, cerrahi travma, erken aşırı yükleme, yetersiz implant tasarımının neden olduğu mikro hareketler, uygun olmayan cerrahi yerleştirme, metal yorgunluğu ve implantın çevresindeki kemik kalitesi ve miktarının yetersiz olması gibi çeşitli faktörlere bağlı olarak başarısız olabilmektedir [61], [62].

Geçtiğimiz on yıl boyunca, osseointegrasyonu, iyileşme süresini, daha yüksek kemik-implant-temas (BIC) oranını ve titanyum implantların ömrünü uzatmak için titanyum implant yüzeylerine çeşitli yüzey modifikasyon teknikleri uygulanmıştır [58], [60].

4.2 Titanyumun Fizyolojik Ortam Özellikleri

4.2.1 Korozyon ve Yüzey Reaksiyonu

Titanyum havaya maruz bırakıldığında 10^{-9} saniye içinde yüzeyinde bir oksit tabakası oluşturmaktadır ve bu oksit tabakası izleyen 1 saniye içerisinde 2 ila 10 nm kalınlığa kadar ulaşarak titanyumun korozyona olan direncini arttırmaktadır. Yüksek pasifliği, kontrollü kalınlığı, hızlı oluşumu, zarar gördüğünde kendini tamir edebilmesi, kimyasal etkilere dirençli olması, birçok kimyasal reaksiyonda katalizör görevi göstermesi, kemik ile uyumlu elastisite modülü titanyumu kemik içi uygulamalar için tercih edilen bir metal haline getirmiştir. Titanyum oksijen içeriğine göre dört tipe ayrılmaktadır. Oksijen oranı %0,4 oranında olanlar 4. tip olarak, %0,18 oranında oksijen içerenler de 1. tip olarak sınıflandırılmaktadır.

Titanyum farklı stokiyometriye sahip birkaç çeşit oksit oluşturabilmektedir. Bunlar; TiO , Ti_2O_3 ve TiO_2 olup en kararlı olanı TiO_2 'dir. TiO_2 anatase, rutil ve brookit olmak üzere 3 farklı kristal yapıda ve amorf olarak bulunmaktadır. TiO_2 'in kimyasal etkilere karşı oldukça kararlı olması, kendini anında yenileyebilmesi ve substrata oldukça güçlü yapışması onu korozyona en dayanıklı oksit tabakası yapmaktadır [63].

Dental implantlarda kullanılan tüm saf metaller ve alaşımlarda korozyona direnç, bu metal ve alaşımların pasif tabakalarının kararlılığına bağlıdır. Dirençli ve pasifize bir alaşım için en önemli gereksinim, pasif tabakanın düşük çözünme oranına sahip olmasıdır [63].

4.2.2 Protein ve Hücreler ile Etkileşim

Bir biyomalzeme ve ekstraselüler sıvı birbirleriyle temas ettiğinde bir ara yüzey meydana gelmektedir.

Titanyum biyolojik sıvılardan kolaylıkla proteinleri emmektedir. En çok bilinenleri albümin, laminin V, glikozaminoglikanlar, kollajenazlar, fibronektin, kompleman proteinleri ve fibrinogen'dir [63].

Şekil 4.1' deki görselin açıklaması şu şekilde yapılabilir.

- (a) Kan ve doku sıvılarından protein adsorpsiyonu,
- (b) protein desorpsiyonu,
- (c) yüzey değişiklikleri ve malzeme salımı,
- (d) bağ dokusu hücreleri implante yaklaşır,
- (e) matriks proteinlerinin hedeflenmiş salımı,
- (f) lamina sınırlarının oluşumu ve osteojenik hücrelerin adsorbsiyonu,
- (g) açıkta kalan kemik ve implant yüzeylerinde kemik birikimi,
- (h) yeni oluşan kemiğin yeniden şekillenmesi [69]

Titanyum yüzeyinin fiziksel veya kimyasal değişimlerinin kemik hücresi (osteoblast) oluşumunu ciddi şekilde etkilemektedir [74], [75], [76], [77].

Titanyum implant yüzeylerini modifiye etmek için üç ana yol vardır [78]:

- Fiziksel
- Kimyasal
- Biyokimyasal

Bu yöntemlerin dışında fizikokimyasal, biyokimyasal ve elektrokimyasal yöntemler de bulunmaktadır.

Titanyum ve alaşımlarının yüzey modifikasyonunda kullanılan yöntemler hakkında daha ayrıntılı Çizelge 4.5'te gösterilmiştir.

Çizelge 4.5 Titanyum ve titanyum alaşımlı implantlar için yüzey modifikasyon yöntemlerine genel bakış [49]

Yüzey Modifikasyon Yöntemi	Modifiye Edilen Katman	İşlemin Amacı
Mekanik Yöntemler Talaşlı imalat Zımparalama Parlatma Kumlama	Yüzeyden uzaklaştırılan katmanla birlikte, pürüzlü veya düz bir yüzey oluşturulmuştur.	Özel yüzey topografileri üretmek; yüzeyi temizlemek ve pürüzlendirmek, bağlanmayı artırmak

Çizelge 4.5 Titanyum ve titanyum alaşımlı implantlar için yüzey modifikasyon yöntemlerine genel bakış (Devamı) [49]

Kimyasal yöntemler		
Asit	Yüzeyde 10 nm'den daha ince bir oksit tabakası	Oksit kalıntıları ve kirlilikleri gidermek
Alkali	Yaklaşık 1 µm kalınlığında sodyum titanat jel	Biyoaktivite, biyouyumluluk ve kemikle uyumu geliştirmek
Hidrojen peroksit	Yaklaşık 5 nm kalınlığında yoğun iç oksit ve poroz dıştabaka	Biyoaktivite, biyouyumluluk ve kemikle uyumu geliştirmek
Sol-jel	Yaklaşık 10 µm kalınlığında kalsiyum fosfat, titanyum oksit veya silika gibi ince film	Biyoaktivite, biyouyumluluk ve kemikle uyumu geliştirmek
Anodik oksitleme	10 nm'den 40 µm kalınlığa kadar TiO ₂ tabakası	Özel yüzey topografileri üretmek, korozyon direncini artırmak. Biyoaktivite, biyouyumluluk ve kemikle uyumu geliştirmek
Kimyasal Buhar Depozitleme	Yaklaşık 1 µm TiN, TiC, TiCN ince filmler	Aşınma ve korozyon direncini artırmak ve kan uyumluluğunu iyileştirmek
Biyo kimyasal yöntemler	Silanize edilmiş titanyum dioksit ile modifiye etme Fotokimyasal yöntemler Protein direnci vb	Yüzeye immobilize edilen peptid, protein veya büyüme faktörleri ile özel bir hücreye cevap oluşturma
Fiziksel yöntemler		
Termal sprey		
Alev püskürtme	Yüzeyde titanyum, HA, kalsiyum silikat, Al ₂ O ₃ , ZrO ₂ , TiO ₂ gibi 30-200 µm kalınlığında kaplamalar	Aşınma ve korozyon direncini artırmak ve biyolojik özellikleri iyileştirmek
Plazma püskürtme		
HVOF		
DGUN		
Fiziksel Buhar Depozitleme	1 µm kalınlığında TiN, TiC, TiCN, elmas ve elmas benzeri ince filmler	Aşınma ve korozyon direncini artırmak ve kan uyumluluğunu iyileştirmek
Buharlaştırma		
İyon kaplama		
Saçılma		
İyon implantasyonu		
Biriktirme		

4.4 Titanyumun Mekanik Yüzey Modifikasyonu

Titanyum yüzey morfolojisinde değişiklik yapmanın amacı, osteoblast etkinliği, farklılaşmasını, proliferasyonunu ve doku göçünü geliştirmektir. [79], [80].

Mekanik modifikasyonun tipik amacı, belirli yüzey topografileri ve pürüzlülüğü elde etmek, yüzey kirliliğini gidermek ve/veya sonraki bağlama aşamalarında yapışmayı iyileştirmektir. Mekanik uygulamalarla yüzeyin şekillendirildiği metodlardır. En fazla kullanılan mekanik teknikler; tornalama (machining), kesme (cutting), titanyum plazma sprej (TPS) kumlama (blasting) ve cilalamadır (polishing) [67].

4.4.1 Kesme ve Tornalama

Kesme, karbon kesici ile metal yüzeyin pürüzlendirme işlemidir. Bununla birlikte titanyum ve titanyum alaşımlarında mekanik deformasyona sebep olduğu için dental implantlarda çok sık kullanılan bir yöntem değildir [67].

4.4.2 Titanyum Plazma Sprej ile Pürüzlendirme (TPS)

Titanyum plazma sprej (TPS), uzun yıllardan beri implantların yüzey alanlarını artırmak için kullanılmaktadır. Bu yöntem, implant yüzeyine yüksek derecede titanyum tozlarını püskürtüp, bunların yüzey ile birleşmesini sağlamak esasına dayanır. Bu sayede yüzeyde belirli bir kalınlıkta bir film tabakası oluşur [67].

4.4.3 Kumlama ile Pürüzlendirme

Titanyum yüzeylerinin pürüzlendirilmesi için uygulanan bir başka yöntem de seramik partiküllerinin bir sıvı aracılığı ile yüzeye gönderilmesi ve yüzeyin kumlanmasıdır. Genelde kullanılan seramik partikülleri alümina, titanyum dioksit ve kalsiyum fosfattır. Birçok araştırmada asitlenmiş ve kumlanmış implantların makine ile üretilmiş düz yüzeyli implantlara göre üstün kemik osseointegrasyon gösterdiği kanıtlanmıştır [67].

4.5 Titanyumun Fiziksel Yüzey Modifikasyonu

Termal sprejleme ve fizyolojik buhar biriktirme gibi bazı yüzey modifikasyon süreçlerinde kimyasal reaksiyonlar meydana gelmez. Bu nedenle, titanyum ve alaşımları yüzeylerinde değiştirilmiş tabaka, film veya kaplamaların oluşumu, esas

olarak termal, kinetik ve elektrik enerjisine bağlıdır. Termal püskürtme işleminde, kaplama malzemeleri termal olarak sıvı damlacıklar halinde eritilir ve yüksek hızda (kinetik enerji) alt tabakaya kaplanır. Fiziksel buhar biriktirme, bir substrat yüzeyi ve kaplama malzemesini, bir hedeften üretilen ve substrat yüzeyine taşınan atomlar, moleküller veya iyonlar biçiminde sağlayan bitişik buhar arasındaki reaksiyonla filmin büyümesine yol açar. Hedeflerden atomların, moleküllerin veya iyonların oluşumu, rezistansla ısıtma, elektron ışını, lazer veya vakumda elektrik deşarjı ile gerçekleştirilebilir. Glow deşarj plazma tedavisi ve iyon implantasyonu da fiziksel yöntemler olarak kategorize edilir [81].

4.6 Titanyumun Kimyasal Yüzey Modifikasyonu

Kimyasal metodlar, titanyumun kimyasal yapısında özellikle de yüzey tabakasında değişiklikler yapmak amacıyla uygulanırlar. Bunlar asitle dağlayarak pürüzlendirme, anodizasyon ile pürüzlendirme [67].

4.6.1 Çözücü ile Temizleme

Genellikle, üretim sonrası oluşan yağların ve yağlı yüzey kirleticilerinin temizlenmesi için kullanılan organik çözücüler (alifatik hidrokarbonlar, alkoller, ketonlar), yüzey aktif deterjanlar (trikloretilen) ve alkali temizleme solüsyonları ile yapılan temizlik işlemidir. Bu işlemde yüzey oksit tabakasının altındaki malzeme hedeflenmemektedir. Yüksek ısı veya ultrasonik banyo kullanılarak da temizleme işleminin etkinliğini artırabilmek mümkündür [63].

4.6.2 Islak Kimyasal Dağlama İşlemi

Bu işlemde, yüzey oksit tabakası ile birlikte altındaki malzemenin de çözündürülmesi hedeflenmektedir [63].

4.6.3 Asitle Dağlayarak (Acid Etching) Pürüzlendirme

“Pikling” olarak da bilinen bu işlem temiz ve tek düzey yüzeylerin elde edilmesi amacıyla oksit tabakası seviyesinde dağlama yapılmasını tanımlamaktadır [63].

HCl, H₂SO₄, HNO₃ ve HF gibi güçlü asitlerle titanyum yüzeylerin dağlanarak pürüzlendirme işlemine asitleme denir. Bu yöntem ile implant yüzeyinde belirli

çaplarda çukurcuklar oluşur ve bu sayede de osseointegrasyonda ciddi artış gözlenir. Yapılan çalışmalarda asitleme ile pürüzlendirmenin, düz ya da TPS ile pürüzlendirilmiş yüzeylere göre çok daha fazla kemik implant teması sağladığı kanıtlanmıştır [67].

Asitle dağlama işlemi öncesinde kumlanmış yüzeyler, genellikle daha düzensiz ve pürüzlü bir görünüm göstermektedir. Yüzeylerin dağlama veya pikling ile işlenmesinde asit solüsyonunun konsantrasyonu, ısısı, işlem süresi etkilidir. Ultrasonik banyo yada manyetik karıştırıcı kullanılarak da asitle dağlama işleminin etkinliği arttırılabilir [63].

4.6.4 Sandblasted Large Grid Acid-Etched (SLA) İmplantlar

SLA implant yüzeyleri, kumlanmış ve asitlenmiş titanyum yüzeyleri olarak 1997'de Straumann tarafından piyasaya sürülmüştür. SLA yüzey, kaplama bir yüzey değildir [67]. Büyük kum tanelerinin implant üzerine püskürtülmesi ile makro pürüzlülük oluşturulur. Asitin yüzeye uygulanması ile 2-4 µm çukurcuklar elde edilir. SLA implant yüzeyleri orta derece pürüzlü yüzeylerdir. Pürüzlülük derecesi implant yüzeyi boyunca aynıdır. Buser ve arkadaşları, farklı implant yüzeylerinde kemik-implant temasını histolojik olarak incelemişler ve "electropolished", Medium-grid kumlanmış-asitlenmiş, TPS, Large-grid kumlanmış, HA kaplama, SLA yüzeyler kıyaslandığında, HA kaplı yüzeylerden sonra en çok kemik-implant temasının SLA yüzeylerde olduğunu bulmuşlardır [67].

4.6.5 SLActive Yüzey İmplantlar

SLA implant yüzeyine hidrofilik özellik kazandırılmıştır. Yerleştirilene kadar salin solüsyonu içeren özel ambalajında saklanması gerekir. İmplant yüzeyi, hidrofilik özelliği sayesinde, doku içerisine yerleştirilince, kanı üzerindeki mikroporlara çeker. ITI SLActive implantları ile yapılan çalışmalar; hidrofilik yüzeyin implant - kemik bağlantısını daha kısa sürede gerçekleştirdiğini ortaya koymuştur. Hidrofilik yüzeyli implantlar hidrofobik yüzeyli implantlarla karşılaştırıldığında ilk 4 haftada belirgin bir iyileşme potansiyeli ve ortalama stabilite artışı farkı gözlenmiştir. İn vitro çalışmalar SLActive yüzeye serum albuminlerinin SLA yüzeyli implantlara oranla daha yoğun bir şekilde tutunduğunu göstermiştir [67].

4.6.6 Alkali ile Dağlama İşlemi

Alkali ile dağlama işlemleri titanyum yüzeylerin modifikasyonunda uygulanmaktadır [63].

4.6.7 Dental İmplantların Anodizasyonu ile Pürüzlendirilmesi

Bu yöntem Titanyum H_2SO_4 , H_3PO_4 , HNO_3 , HF gibi güçlü asitler içerisinde yüksek yoğunlukta ya da potansiyelde potansiyostatik veya galvanostatik anodizasyonu sonucu mikro veya nano poröz yüzeyler elde etmek temeline dayanmaktadır. Bu işlemde de asitlemede olduğu gibi yüzeyde mikro ya da nano boyutta çukurcuklar elde edilir [67].

4.7 Titanyumun Fizikokimyasal Yüzey Modifikasyonu

Yüzey serbest enerjisi, yüzey yükü, kimyasal bileşim ve yüzey ıslanabilirliği gibi fizikokimyasal özellikler, osseointegrasyonu etkileyen temel parametrelerdir. Titanyum substratların fizikokimyasal özelliklerini öncelikle üretim süreçleri ile değiştirilebilmek mümkündür [82], [83].

Burada tarif edilen kimyasal yöntemler arasında kimyasal arıtma, elektrokimyasal arıtma (anodik oksidasyon), sol-jel, kimyasal buhar biriktirme (CVD) ve biyokimyasal modifikasyon yer alır. Kimyasal işlem sırasında, elektrokimyasal arıtma ve biyokimyasal modifikasyon işlemleri; kimyasal, elektrokimyasal veya biyokimyasal reaksiyonlar ile sırasıyla titanyum ve bir solüsyon arasındaki arayüzde ortaya çıkar. CVD, gaz fazındaki kimyasallar ile numune yüzeyi arasındaki kimyasal reaksiyonları içeren bir işlem olup, substrat üzerinde uçucu olmayan bir bileşiğin çökeltilmesi ile sonuçlanır. Diğer taraftan, sol-jel işleminde, numune yüzeyi ile çözelti veya jel arasındaki ara yüzeyde kimyasal reaksiyonlar meydana gelmez, daha ziyade çözelti içerisinde gerçekleşir. Bu genellikle titanyum yüzeyinin biyokimyasal modifikasyonu ile birleştirilir. Titanyum yüzey modifikasyonundaki bu yeni eğilim, doğal kemik mimarisini taklit etme potansiyeline sahip olan ve osteoblast adezyonunu, farklılaşmasını, proliferasyonunu, göçünü ve dolayısıyla kemik oluşumunu ve osseointegrasyonu arttıran biyolojik olarak etkilenmiş yüzeyleri tasarlamayı amaçlamaktadır [82].

4.8 Titanyumun Biyokimyasal Yüzey Modifikasyonu

Titanyum yüzeyinin biyokimyasal modifikasyonu aşağıdaki yollar kullanılarak gerçekleştirilir.

- Pasif olarak adsorbe edilen veya kovalent olarak titanyum yüzeyine bağlanan biyomoleküler (hücre yapıcı proteinler ve peptidler).
 - Biyoaktif moleküler belirtileri, osteoindüktif büyüme faktörleri ve antibakteriyel ilaçlar ile hidroksiapatit/kalsiyum fosfat/alumina kaplamaların mikroskale ve nano ölçekli kaplamaları.
 - Kimyasal olarak bağlanmış biyomoleküler belirtileri, osteoindüktif büyüme faktörleri ve ilaçlar ile organik nano ölçekli kendi kendine monte edilmiş tek tabakalar (SAM).
 - Birleştirilmiş biyomoleküller ve osteoindüktif büyüme faktörleri ile biyoaktif, biyolojik olarak parçalanabilir hidrojeller.
 - Peri-implantitisin neden olduğu implant başarısızlığı riskini azaltmak için antibiyotiklerden veya antibakteriyel ilaçların doğrudan titanyum yüzeyine uygulanması, bakteriyel adezyonun azaltılması ve biyofilm oluşumunun önlenmesi [81].

4.8.1 Dental İmplantların Kalsiyum Fosfat ile Kaplanması

Bu yöntemde yüzey hidroksiapatitten oluşan kalsiyum fosfat ile kaplanır. CaP kaplaması sayesinde; proteinler ve büyüme faktörlerinin absorpsiyonunda, osseointegrasyonda ve doğal kemik benzeri iyileşmede artış gözlemlenir [67].

4.8.2 Dental İmplantların Hidroksiapatit İle Kaplanmaları

Plazma sprej metodu ile hidroksiapatit (HA) seramik partikülleri yüksek sıcaklıkta titanyum yüzeyine püskürtülür. Daha sonra titanyumla HA birleşerek 1-2 μm –1-2 mm kalınlığında film tabakası oluştururlar. HA kaplamanın dental implantolojide kullanılıp kullanılamayacağı halen tartışmalı olsa da, piyasada kullanılan ve yüzeyi HA kaplı implantlar mevcuttur [67].

4.8.3 Dental İmplantlarda Flor Modifikasyonu

Flor ve fosfor iyonlarının bağlanmasını sağlayarak implant yüzeyinde CaP birikimine yardımcı olduğu bildirilmektedir [67].

4.9 Elektrokimyasal İşlemler

Bir elektrolit içine yerleştirilen ve elektrik akımı uygulanan yüzeyde (elektrot) farklı kimyasal reaksiyonların meydana getirildiği işlemlerdir. En çok elektrolitik parlatma işlemi ve anodik oksitlenme işlemi kullanılmaktadır. Her iki işlemde de, işlem görecektir numune elektrokimyasal bir devrede anot görevi görmektedir. Elektrolitin kompozisyonu, elektrot potansiyeli, ısı ve uygulanan akım işlemi etkileyen parametrelerdir [63].

4.9.1 Elektrolitik Parlatma

Yüzeyin kontrollü bir şekilde elektrokimyasal olarak çözündürülmesi işlemidir [63].

4.9.2 Anodik Oksitlenme

Metal yüzeyler üzerinde değişik tipte ve özellikte koruyucu oksit tabakası üretiminde kullanılan bir işlemdir. Elektrolit boyunca taşınan oksijen iyonları sayesinde titanyum üzerinde pasif bir oksit tabakası oluşturabilmek mümkündür. Bununla birlikte çeşitli seyreltik asit çözeltileri kullanarak da titanyumun oksitlenmesi sağlanabilir. Örneğin; seyreltik kromik asitle yapılan anodik oksitleme işlemi yüzeyde amorf titanyum oksit oluşturmaktadır [63].

4.10 Güncel Teknikler

4.10.1 Demir Kristali Depozisyonu (DCD)

Çift asitle kaplanmış titanyum alaşımlı implantın yüzeyi, bir nanometre ölçekli imalat tekniği ile değiştirilir. 20-100 nm'lik kalsiyum fosfat (CaP) parçacıkları, bir çift asitle oyulmuş yüzey üzerinde, ayrı kristal halinde çökelme (DCD) adı verilen bir sol jel prosesi ile çökeltirilir. Bu CaP parçacıkları yüzey alanının yaklaşık %50'sini oluştururlar ve implant yüzeyine eski CaP biriktirme tekniklerinden daha yüksek bir yapıştırıcı kuvveti uygulamış olurlar [84], [85], [86].

4.10.2 Lazer Ablasyonu

Bu teknik, dental implantların çevredeki yumuşak dokuya entegrasyonunun geliştirilmesine odaklanmaktadır. Diş implantının boynu, mikro ve nano ölçekli mikrokanalların bir modelini oluşturmak için bir lazer mikro işlem adımıyla oluşturulur. Bu mikrokanallar, bağ dokusunun ve kemiğin bağlanmasını ve epitelyal büyümenin yavaşlamasını engelleyerek biyolojik bir mühür görevi görür [87].

4.10.3 Titanyum Oksit Püskürtülmüş ve Asit Etkili İmplantlar

Titanyum oksit püskürtme, mikro yüzey pürüzlülüğünü sağlar. Daha sonra hidroflorik asitle dağlama, implantın nanoyapısını şekillendirir [88]. Bu tez çalışmasında kullanılacak yöntemlerden biri de budur.

4.10.4 Fotofonksiyonelleşme

Dental implant yüzeylerinin UV tedavisi, yüzeydeki titanyum dioksiti değiştirerek biyoaktivite ve osseointegrasyonunu artırır. Moleküler düzeyde hücreler ve proteinlerin implantlara etkileşimlerini teşvik ederek, UV ışığının osteokondüktiviteyi arttırmaktadır UV ışığının, titanyum yüzeylerindeki protein emilimini ve hücresel bağlanma düzeyini arttırdığı ve yaşla ilişkili bozulmaların neden olduğu biyoaktivitenin geri kazanıldığı gösterilmiştir [89], [90], [91].

Çizelge 4.6 Dental implantların yüzey pürüzlülükleri ve kullanım alanları [67]

Yüzey pürüzlülüğü	Klinik Kullanım
0,0–0,4µm (düz yüzey)	Abutmentlarda ve deney için kullanılan implantlarda
0,5–1,0µm (minimal düzeyde pürüzlü)	1995'ten önce kullanılan düz implantlar.
1,0–2,0µm (ortalama düzeyde pürüzlü)	AstraTech TiOblastTM, OsseospeedTM, Nobel Biocare TiUnite®, Straumann SLA, SLActive ve Dentsply Cellplus
>2,0µm (pürüzlü)	Plazma spreylili titanyum, hidroksiapatit kaplı implantlar,

BÖLÜM 5

DENEYSEL ÇALIŞMALAR

5.1 Deneylerde Kullanılan Hammaddeler

Deneylerde kullanılan metalik implant malzemesi Sınıf 4 (G4) Titanyumdur (Şekil 5.1). Sınıf 4 Titanyumun nominal kimyasal bileşimi ve ölçülen kimyasal bileşimi Çizelge 5.1’de verilmiştir.

Çizelge 5.1 Sınıf 4 Titanyumun nominal kimyasal bileşimi (%ağ)

Bileşim	C	N	Fe	O	H	Diğer	Ti
Nominal	≤0,08	≤0,05	≤0,50	≤0,40	≤0,015	≤0,40	Kalanı
Ölçülen	0,005	0,0015	0,01	0,35	0,002	-	99,63

Sınıf 4 Ti, ticari olarak kullanılan saf titanyumun sınıfının en yüksek dayanımlısı olarak bilinir. Aynı zamanda mükemmel korozyon direnci, iyi şekillendirilebilirlik ve kaynaklanabilirlik için tercih edilir.

Normalde aşağıdaki endüstriyel uygulamalarda kullanılmasına rağmen, Sınıf 4 son zamanlarda tıbbi sınıf bir titanyum olarak da bir niş bulmuştur ve aşağıdaki uygulamalarda tercih edilmektedir:

- Uçak gövdesi bileşenleri
- Kriyojenik damarlar
- Isı eşanjörleri
- Kondansatör boruları
- Cerrahi donanımlar
- Turşu sepetleri

5.2 Titanyum Numuneleri Hazırlanması

Bu tez çalışmasında ilk aşamasında soğuk çekme (cold worked) ile üretilmiş olan 3 metrelik titanyum çubuklardan numuneler üretilmiştir.



Şekil 5.1 Çubuk şeklindeki titanyum hammadde

Çubuk şeklinde titanyum hammaddeden Hanwha XD26J model CNC (talaşlı işleme) kayar otomat tezgahlarla (Şekil 5.2) disk şekline getirilmiştir (Şekil 5.3). Disk şeklinde talaşlı imalat yöntemleriyle 12 mm çapında ve 1 mm kalınlığında hazırlanmıştır. Disk şeklinde üretilen numunelere çeşitli fiziksel ve kimyasal yüzey modifikasyon işlemleri yapıldı.



Şekil 5.2 CNC talaşlı işleme tezgahı



Şekil 5.3 Talaşlı işleme disk haline getirilmiş Ti numune

Şekil 5.4'teki görsel ise yine CNC tezgahlarda işlenmiş çapı 3,7 mm, boyu ise 13 mm implanttır. Bu implant üretiminin amacı gerçek bir çene kemiğinde implantların torklarının hesap edilebilmesidir.



Şekil 5.4 İmplant şekline getirilmiş numune

Talaşlı işlemenin ardından her iki şekildeki numunelerin ölçüsel kontrolleri için Mitutoyo Quick Scope 3 boyutlu ölçüm cihazı kullanılmıştır (Şekil 5.5).



Şekil 5.5 3-boyutlu ölçüm cihazı

Ölçüsel kontrollerden sonra ürünlerin yüzey temizleme işlemi için ise İntersonik marka Mini 18 ultrasonik yıkama cihazı kullanılmıştır. Bu işlem 50 °C de 30 dak boyunca yağ alma ve deiyonize saf su ile yıkama olarak yapılmıştır (Şekil 5.6). Tüm yıkama işlemlerinden sonra Nüve marka EV018 vakumlu kurutma cihazında 120 °C de ve 30 dak boyunca kurutma işlemi uygulanmıştır.



Şekil 5.6 Ultrasonik banyo

5.3 Numunelere Uygulanan Fiziksel ve Kimyasal Modifikasyonlar

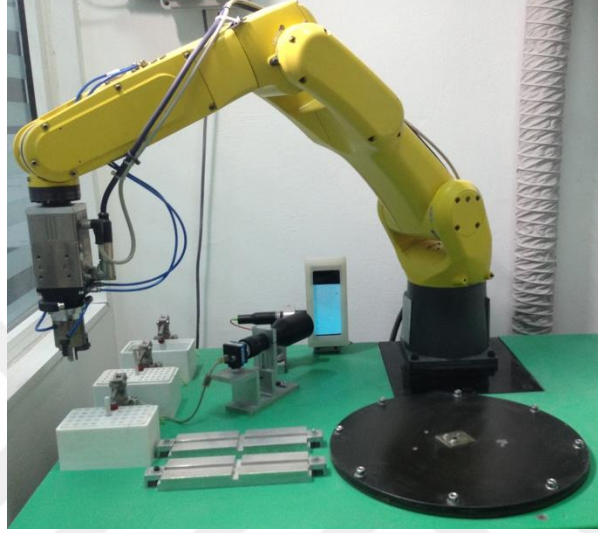
Disk ve implant şeklinde hazırlanan numunelerin yüzeyleri çeşitli fiziksel ve kimyasal modifikasyon yöntemleriyle işlenmiştir. Kullanılan numuneler ve yüzey işlemleri Çizelge 5.2’de ayrıntılı olarak verilmiştir.

Çizelge 5.2 Deneylerde yapılacak işlem kombinasyonları

Numune Grubu	SEM ve EDS Numarası	Yüzeye Uygulanan Ek İşlem
Talaşlı işlenmiş	1	-
	2	%0,2 HF
	3	%5 HF asit
	4	EO
	5	H ₂ O ₂
TiO₂ kumlama	6	-
	7	%0,2 HF
	8	%5 HF
	9	EO
	10	H ₂ O ₂
BCP kumlama	11	-
	12	%0,2 HF
	13	%5 HF
	14	EO
	15	H ₂ O ₂

5.3.1 Kumlama İşlemi

TiO₂ ve Bifazik Kalsiyum Fosfat (BCP) püskürtme ile 4 bar basınç kullanılarak Mode Medikal firmasının laboratuvarlarındaki Fanuc marka robotik kumlama cihazında pürüzlendirilmiştir (Şekil 5.7). Çizelge 5.3'te pürüzlendirmede kullanılan tozların ortalama tane boyutları verilmiştir. Her kumlama işleminden sonra yine deiyonize su ile yıkama ve sonrasında kurutma işlemi tekrarlanmıştır.

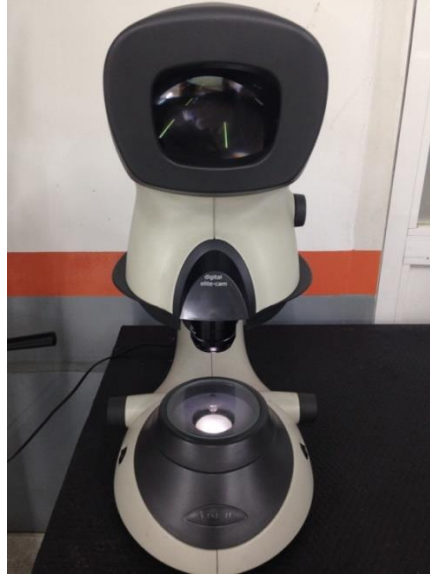


Şekil 5.7 Robotik kumlama cihazı

Çizelge 5.3 Kumlama işleminde kullanılan partikül boyutları

TiO₂	Bifazik Kalsiyum Fosfat (BCP)
90-180 mikron	180-425 mikron

Yüzeye uygulanan kumlama işleminin öncesinde ve sonrasında Vision digital elite cam büyütmeli stereo mikroskop ile yüzey kontrolü sağlanmıştır.

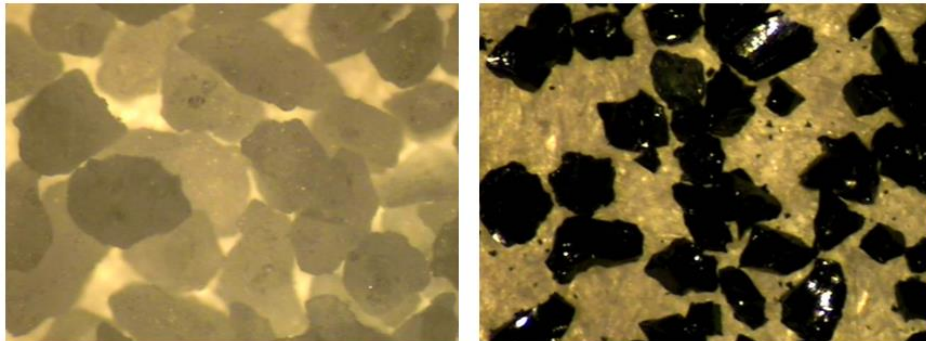


Şekil 5.8 Stereo mikroskop

Pürüzlendirme sonrası numune yüzeyleri Çizelge 5.2’de verilen kombinasyonlara uygun olarak belirtilen kimyasallar Çizelge 5.4’teki parametrelerle muamele edilmiştir. Bu işlemlerin her biri disk ve implant şeklindeki 3’er adet numunelere uygulanmıştır.

Çizelge 5.4 Titanyum numune yüzeylerine muamele edilen kimyasal parametreleri

Kimyasallar	Derişim	Sıcaklık (°C)	Süre
HF	% 5	Oda sıcaklığı	60 s
HF	% 0,2	Oda sıcaklığı	240 s
H ₂ O ₂	30 mM	134	40 dak
EO	% 100	40-47	8 sa



Şekil 5.9 Soldan sağa BCP ve TiO₂ toz taneleri (180X)



Şekil 5.10 Kimyasal muamele edilmiş disk şeklindeki Ti alaşımlı implant malzemeler (soldan sağa sırasıyla; talaşlı işlenmiş, TiO_2 ile kumlanmış, BCP ile kumlanmış)



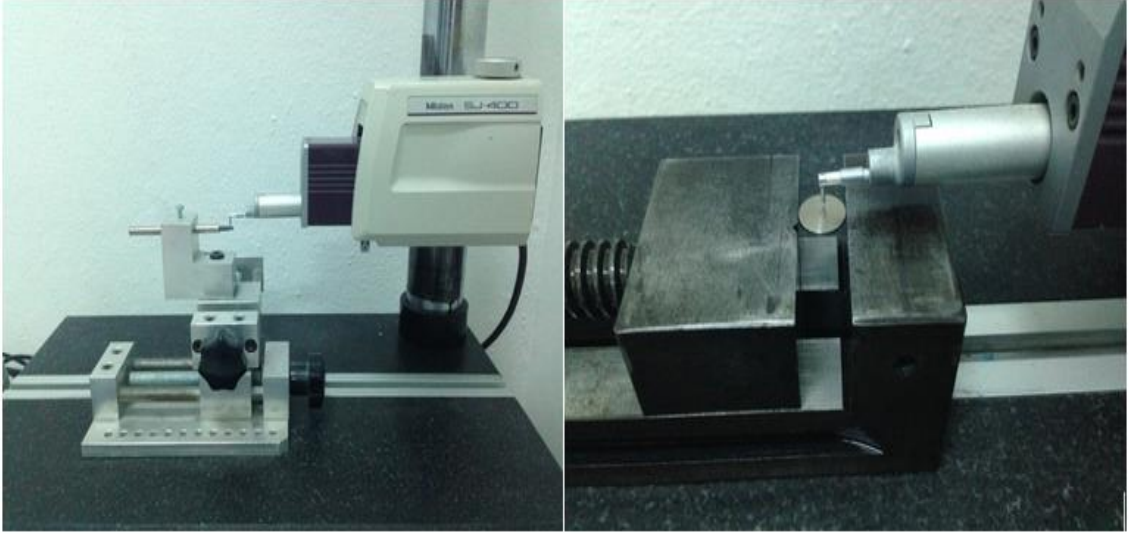
Şekil 5.11 Kimyasal muamele edilmiş implant şeklindeki Ti alaşımlı implant malzemelerin 3 boyutlu ölçüm cihazı 26X görüntüleri (soldan sağa sırasıyla; talaşlı işlenmiş, TiO_2 ile kumlanmış, BCP ile kumlanmış)

5.3.2 Karakterizasyon Yöntemleri

Bu tez çalışmasında Şekil 5.3'te resmedilmiş olan stereo mikroskop ile numune yüzeyleri incelenmiştir.

Pürüzlülük Ölçümü

İlk olarak Mitutoyo SJ400 profilometre cihazı ile titanyum numunelerin yüzey pürüzlülükleri ölçüldü. Pürüzlülük sınır değerleri değerleri 1.8 ile 2 μm arasında tutulmuştur.



Şekil 5.12 Yüzey pürüzlülüğü ölçümü

Şekil 5.12'deki gibi disk şeklindeki numunelerin pürüzlülük ölçümleri yapılırken, sabitleyebilmek için mengene kullanılırken, implant şeklindeki numunelerin ölçümleri için ise implant iç dişlerine vidalanan özel bir aparat kullanılmıştır.

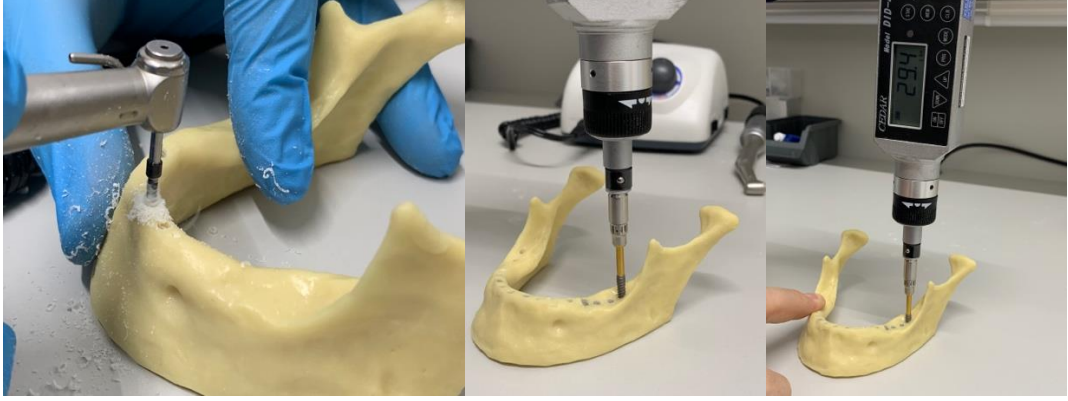
İmplantasyon Deneyleri (Takma ve Sökme Torku Ölçümü)

Plastikten üretilmiş yatay çene kemiğine açılan farklı çaplardaki deliklere implante edilmesi ve tekrar çıkarılması için gereken tork ölçülmüştür.



Şekil 5.13 Torkmetre ve boyutlarına göre matkap uçları

Yüzeyi fiziksel ve kimyasal olarak modifiye edilmiş numunelerin yüzey pürüzlülükleri, plastik çenedeki yükleme ve çıkarma için gereken torkları ölçülmüştür.



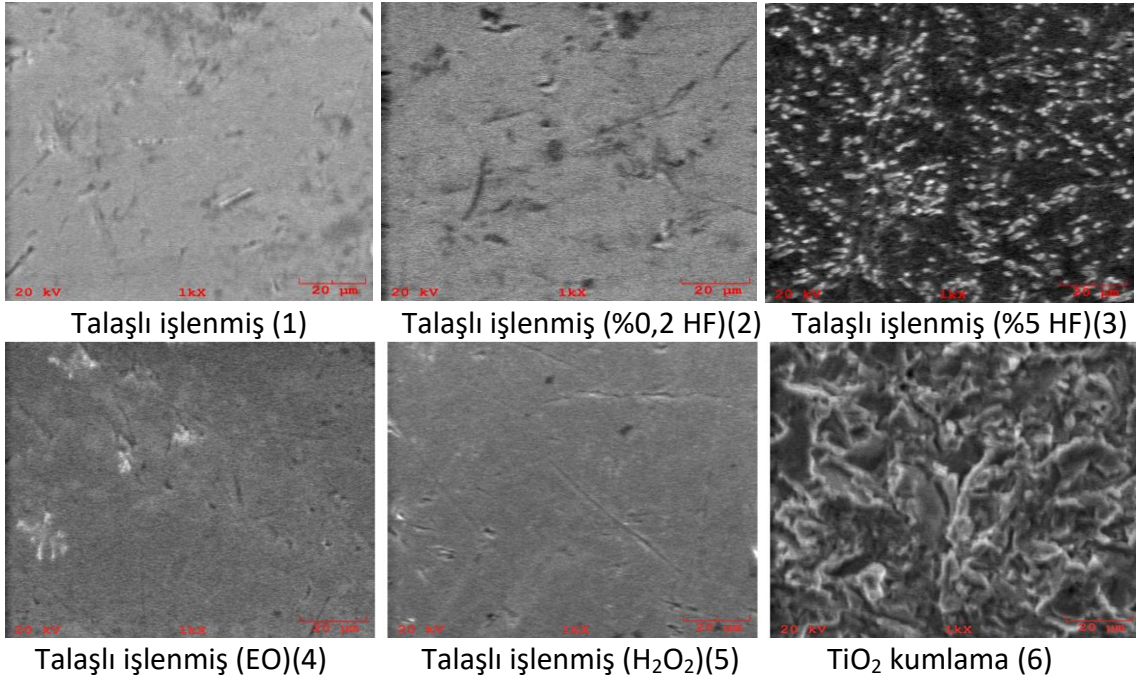
Şekil 5.14 Torkmetre ile plastik çene kemiğine uygulanan işlem

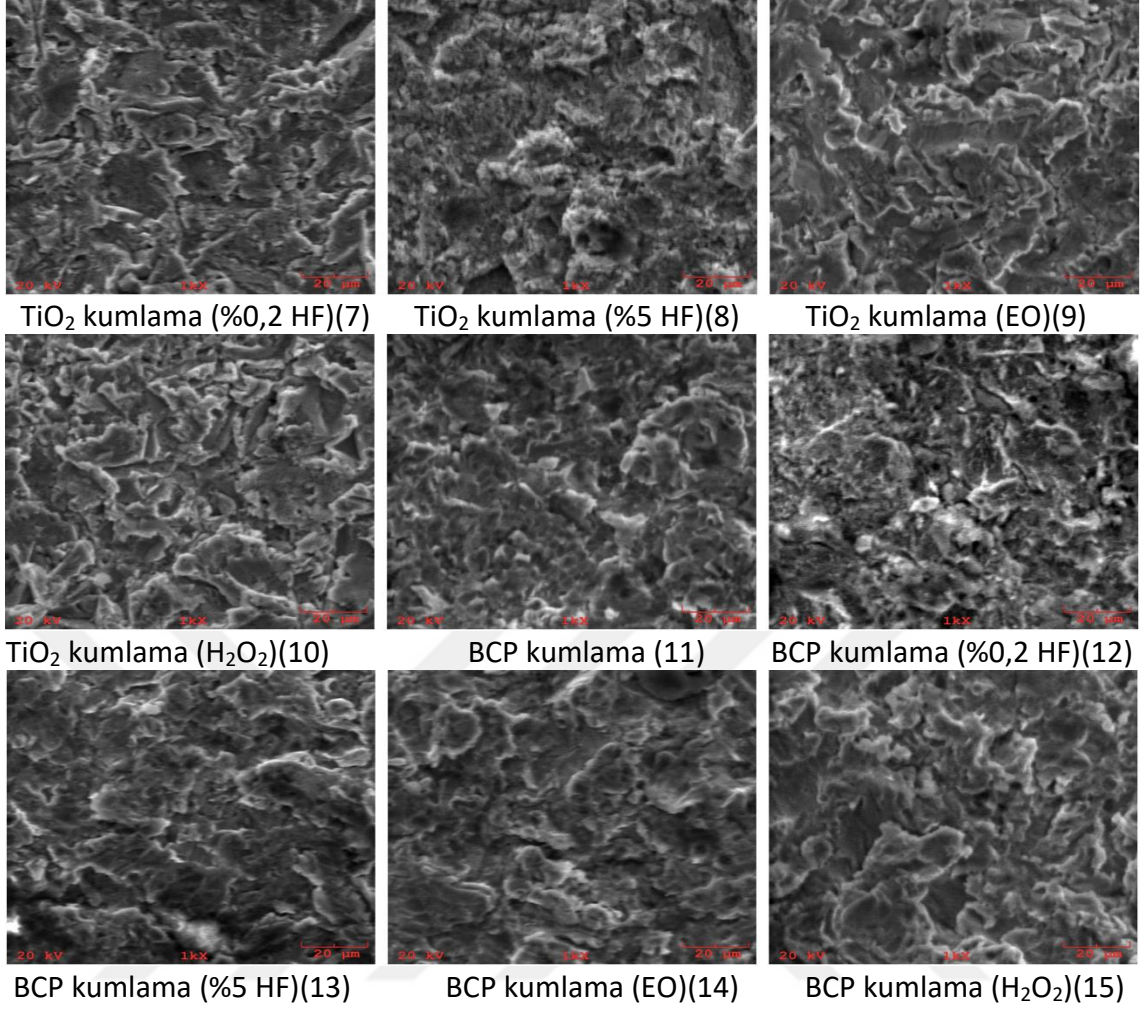
SONUÇLAR VE ÖNERİLER

Deneysel çalışmalar neticesinde elde edilen sonuçlar aşağıda verilmiştir.

6.1 SEM ve EDS Sonuçları

Talaşlı işlenmiş, TiO_2 ve BCP ile kumlanmış ve yüzeyleri H_2O_2 , HF ve EO ile muamele edilmiş numunelerin yüzey durumları SEM ile incelenmiş ve yüzeyde oluşan topografya belirlenmiştir. Çizelge 5.2'ye göre sırasıyla aynı işlem kombinasyonları uygulanmıştır. SEM incelemesinden sonra EDS ile yüzeyde oluşan reaksiyon ürünleri analiz edilerek türleri tayin edilmiştir.

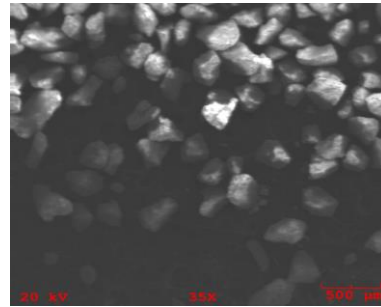




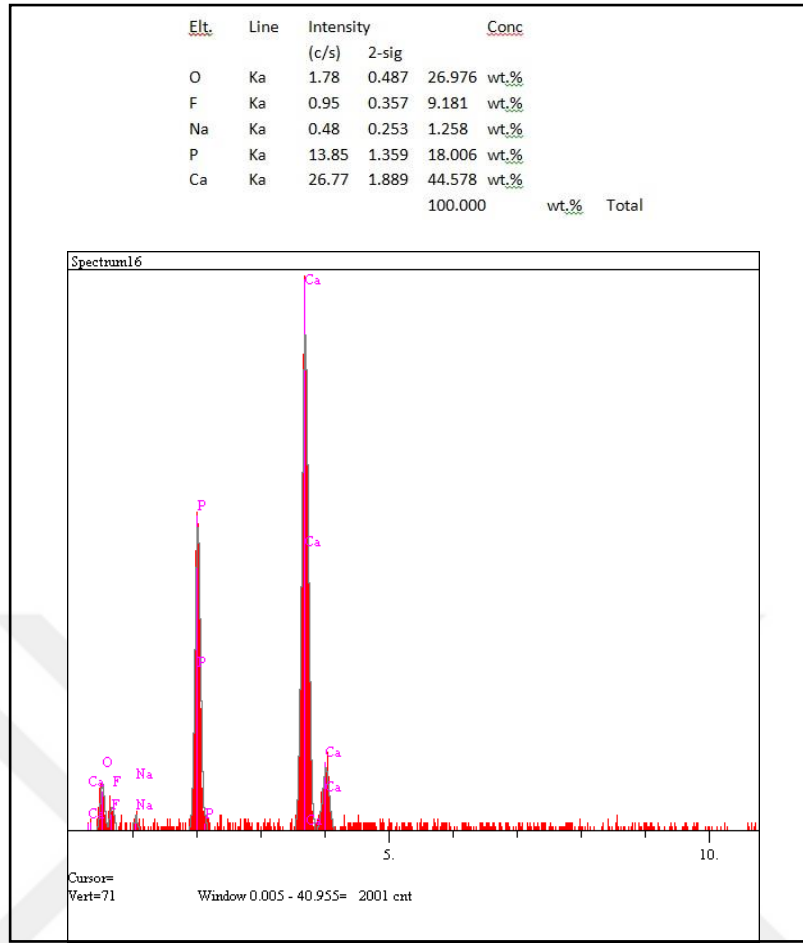
Şekil 6.1 Disk şeklindeki numunelerin farklı yüzey işlemleri sonrasında taramalı elektron mikroskobu (SEM) mikrografları (1000X büyütme)

Talaşlı işlenmiş yüzeylerin sahip olduğu düşük pürüzlülüğün, TiO₂ ve BCP ile yapılan kumlama sonrasında büyük oranda yükseldiği SEM mikrograflarında karanlık, aydınlık alan kontrastlarına bakıldığında açıkça görülmektedir. Yine 11-15 numaralı BCP ile kumlanmış numunelerin yüzey pürüzlülükleri TiO₂ ile kumlanmış numunelerden daha yüksek olduğu alan derinliklerinden açıkça görülmektedir.

BCP Kumu Analizi

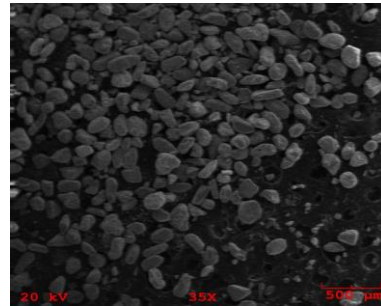


Şekil 6.2 BCP kumun SEM görüntüsü

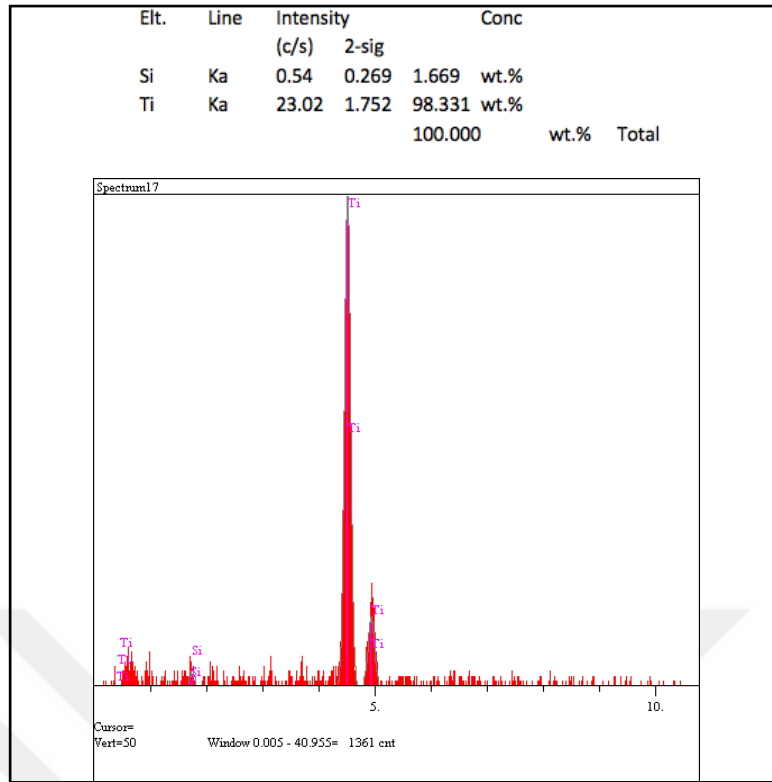


Şekil 6.3 BCP kumunun EDS analizi

TiO₂ Kumu Analizi

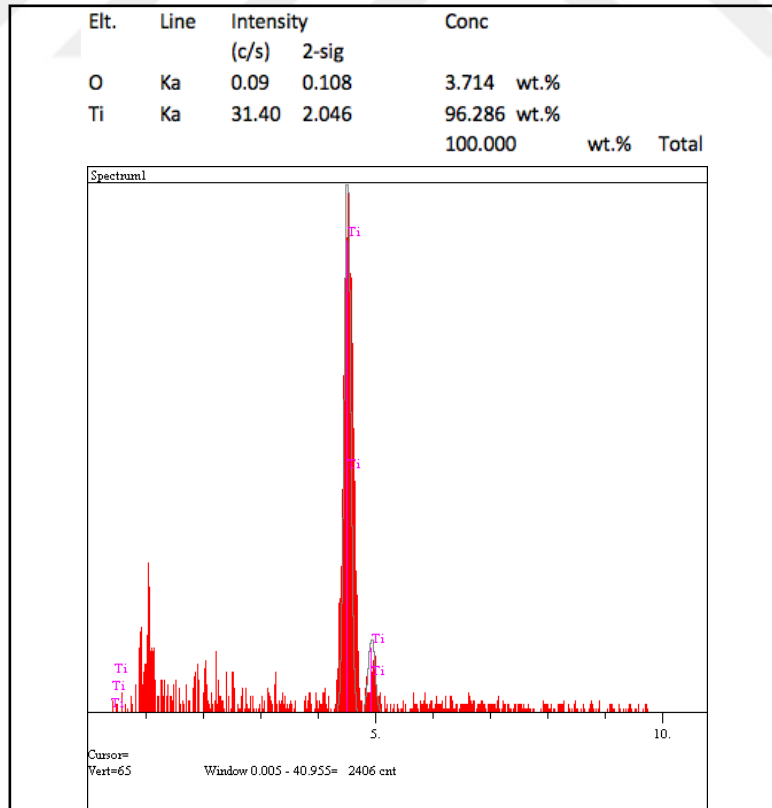


Şekil 6.4 TiO₂ SEM analizi



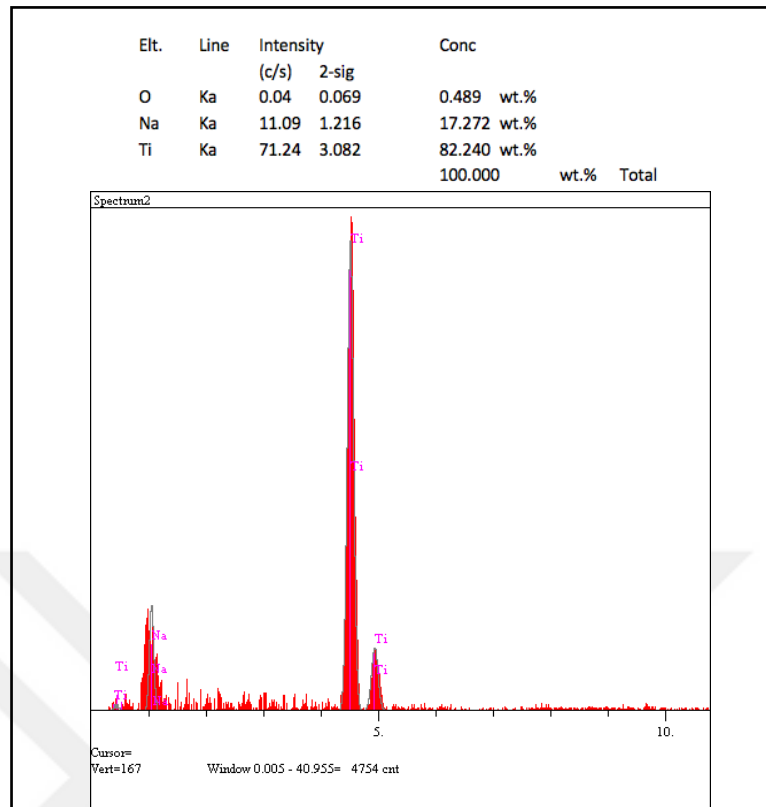
Şekil 6.5 TiO₂ kumunun EDS analizi

Talaşlı İşlenmiş Numune Analizi



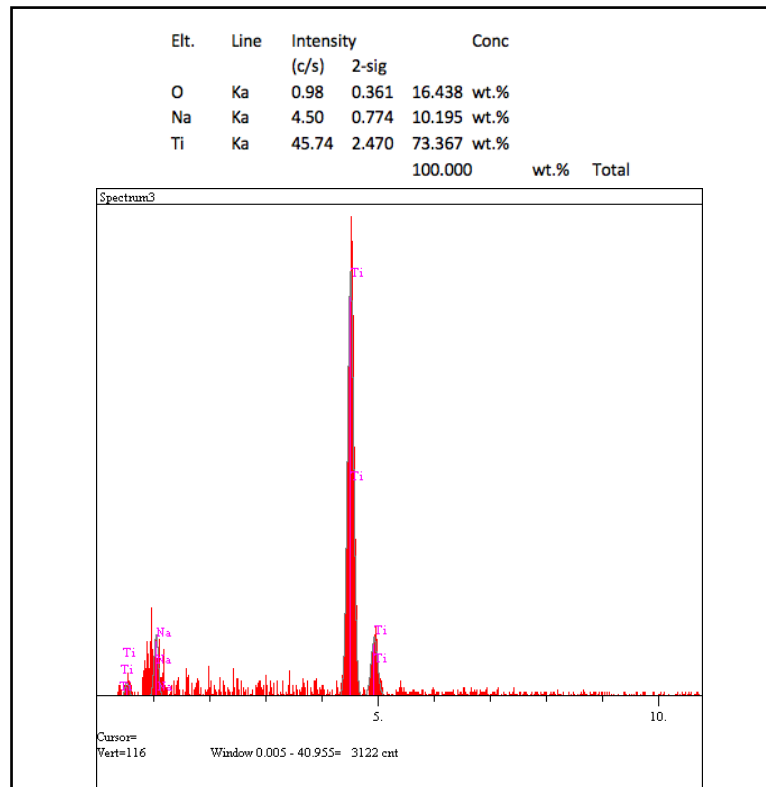
Şekil 6.6 Talaşlı işlenmiş numunenin EDS analizi

Talaşlı işlenmiş (%0,2 HF) Numune Analizi



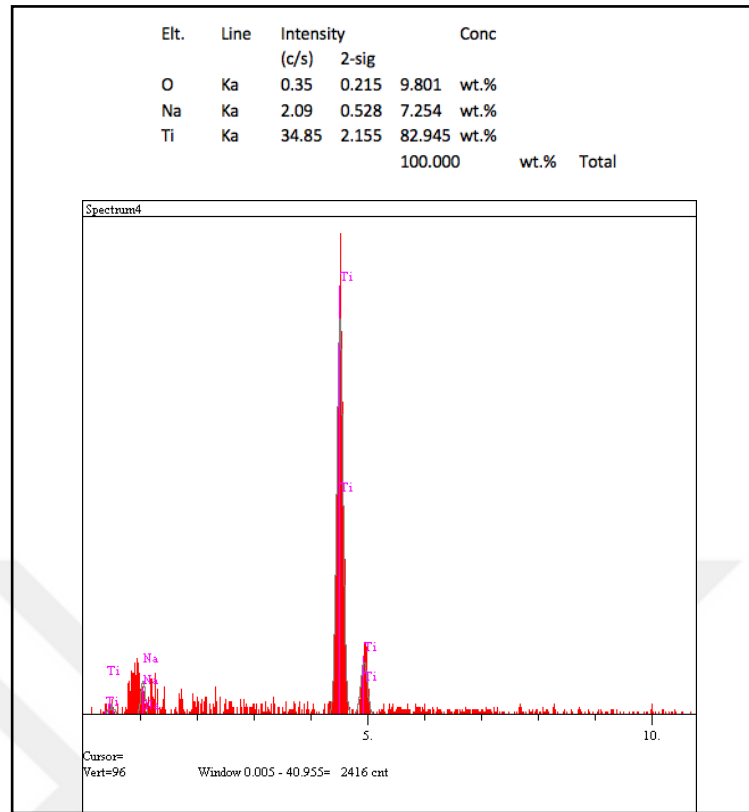
Şekil 6.7 Talaşlı işlenmiş (%0,2 HF) numunenin EDS analizi

Talaşlı işlenmiş (%5 HF) Numune Analizi



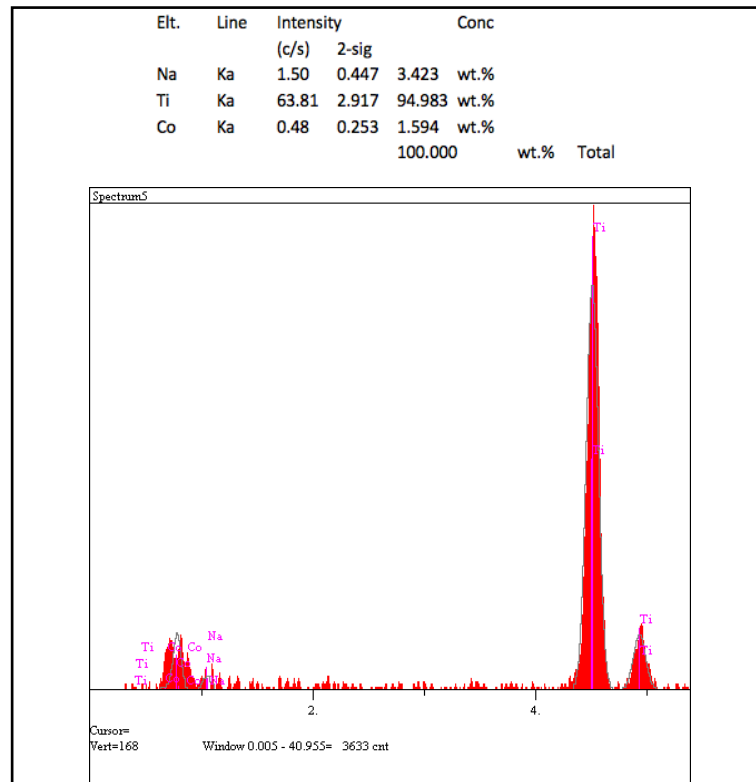
Şekil 6.8 Talaşlı işlenmiş (%5 HF) numunenin EDS analizi

Talaşlı işlenmiş (EO) Numune Analizi



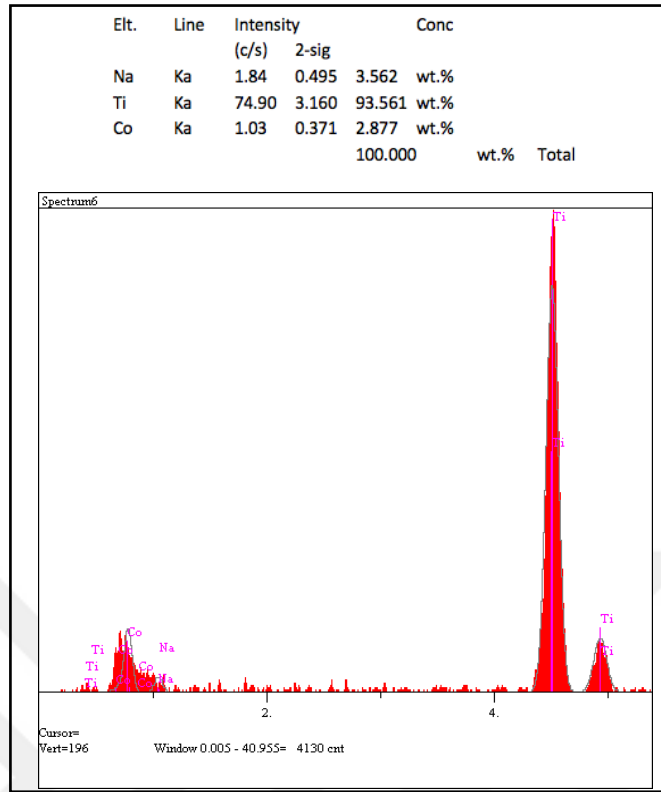
Şekil 6.9 Talaşlı işlenmiş (EO) numunenin EDS analizi

Talaşlı işlenmiş (H₂O₂) Numune Analizi



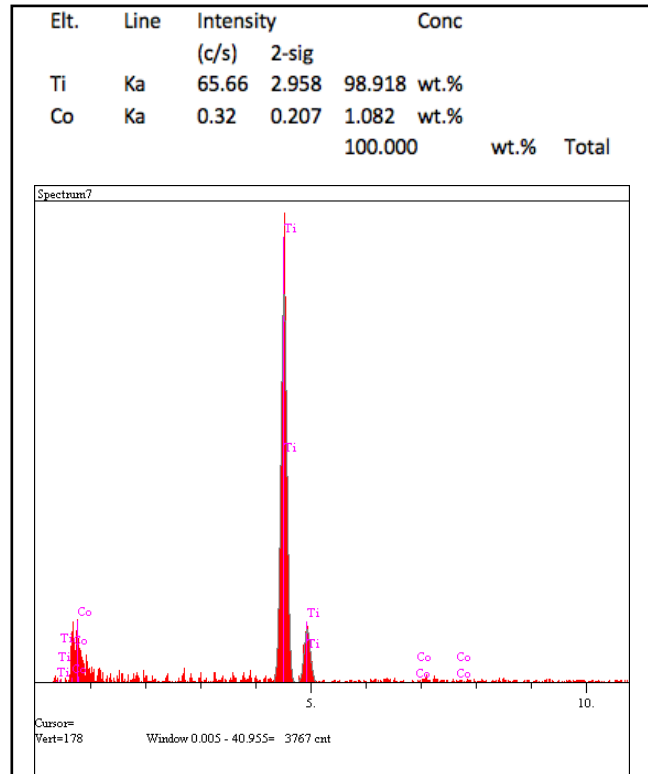
Şekil 6.10 Talaşlı işlenmiş (H₂O₂) numunenin EDS analizi

TiO₂ kumlama Numune Analizi



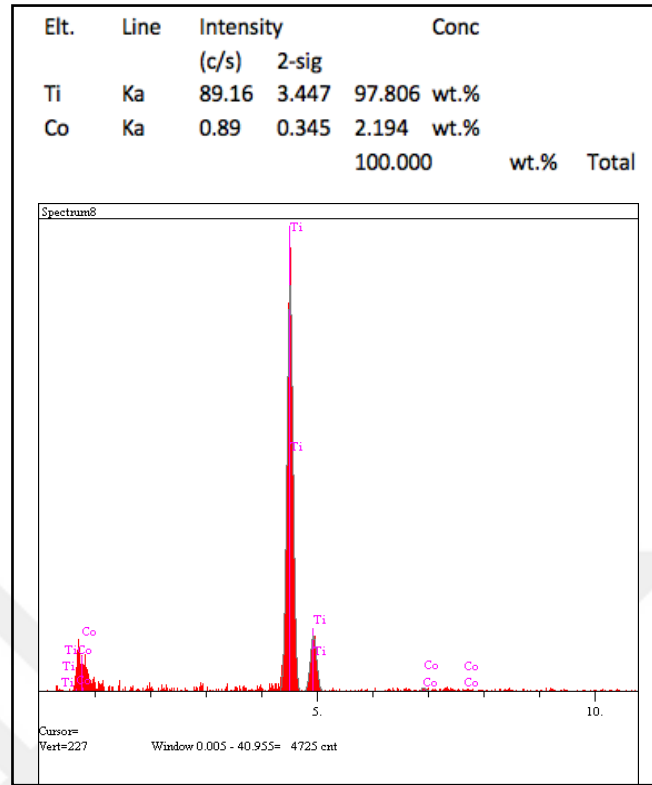
Şekil 6.11 TiO₂ kumlama numunenin EDS analizi

TiO₂ kumlama (%0,2 HF) Numune Analizi



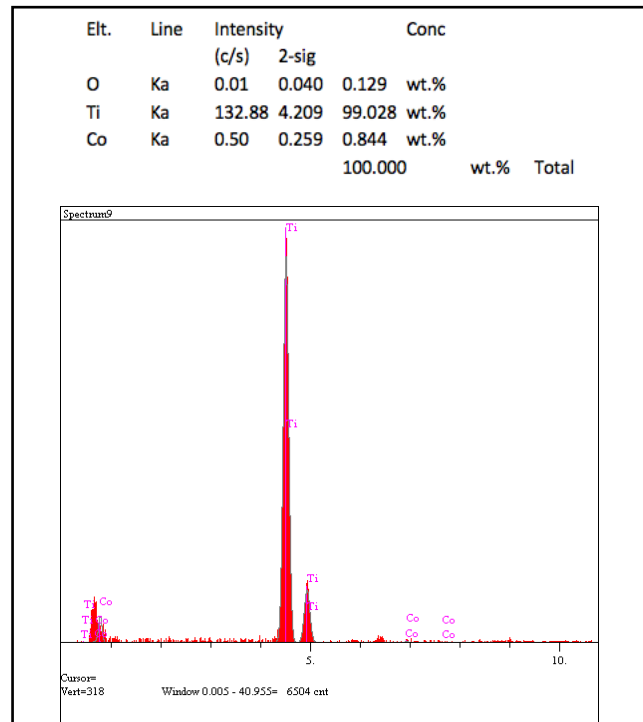
Şekil 6.12 TiO₂ kumlama (%0,2 HF) numunenin EDS analizi

TiO₂ kumlama (%5 HF) Numune Analizi



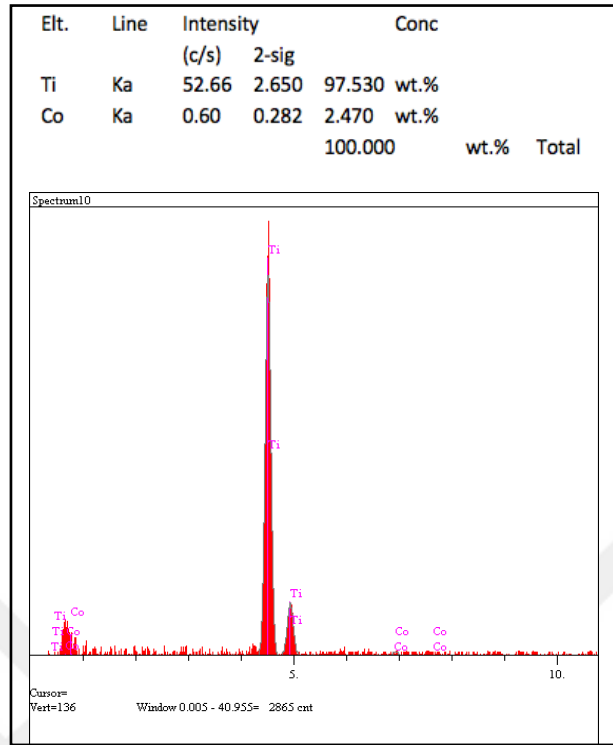
Şekil 6.13 TiO₂ kumlama (%5 HF) numunenin EDS analizi

TiO₂ kumlama (EO) Numune Analizi



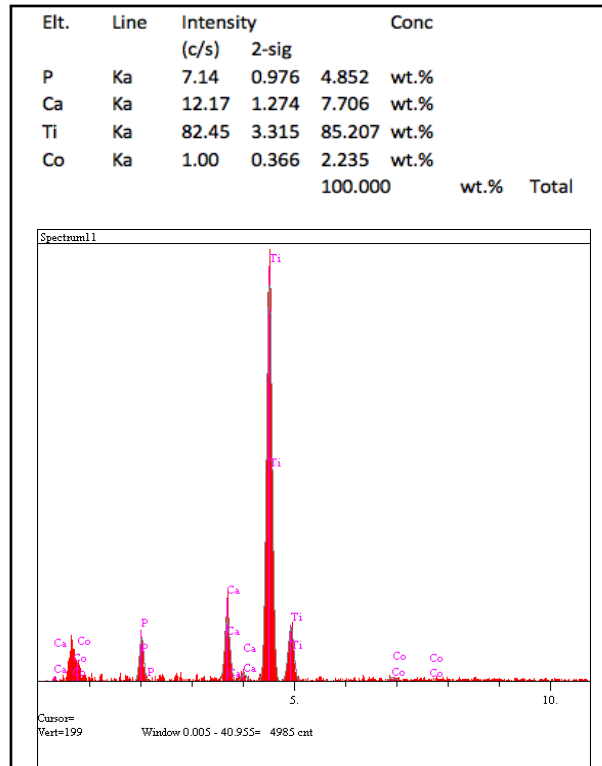
Şekil 6.14 TiO₂ kumlama (EO) numunenin EDS analizi

TiO₂ kumlama (H₂O₂) Numune Analizi



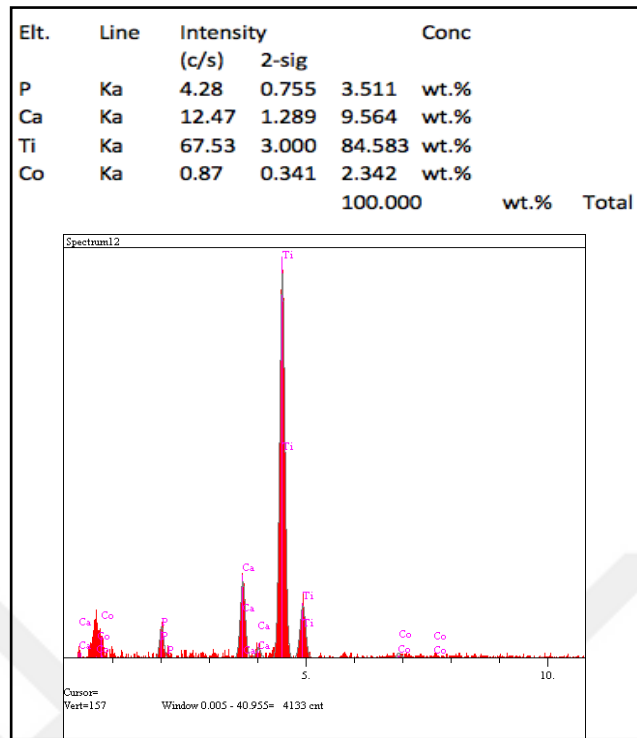
Şekil 6.15 TiO₂ kumlama (H₂O₂) numunenin EDS analizi

BCP kumlama Numune Analizi



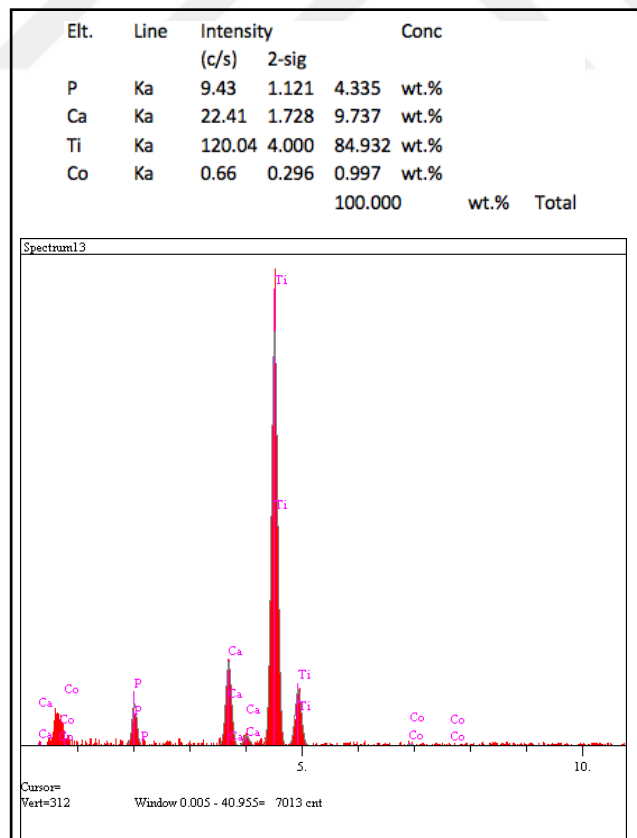
Şekil 6.16 BCP kumlama numunenin EDS analizi

BCP kumlama (%0,2 HF) Numune Analizi



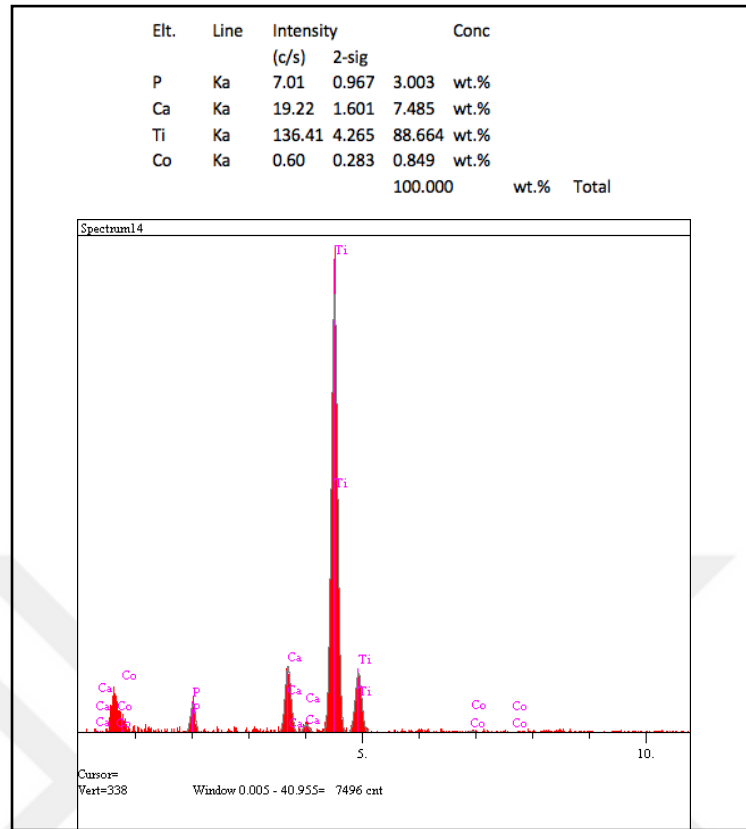
Şekil 6.17 BCP kumlama (%0,2 HF) numunenin EDS analizi

BCP kumlama (%5 HF) Numune Analizi



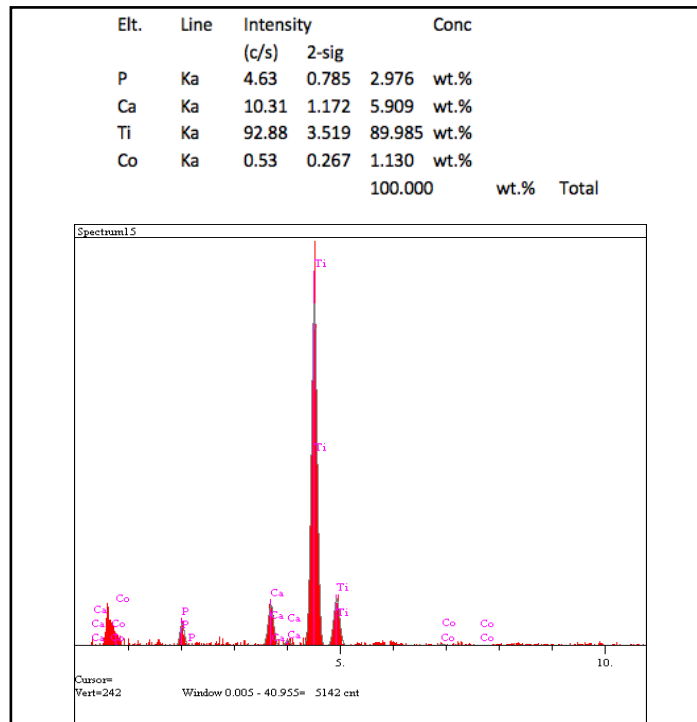
Şekil 6.18 BCP kumlama (%5 HF) numunenin EDS analizi

BCP kumlama (EO) Numune Analizi



Şekil 6.19 BCP kumlama (EO) Numune Analizi

BCP kumlama (H₂O₂) Numune Analizi

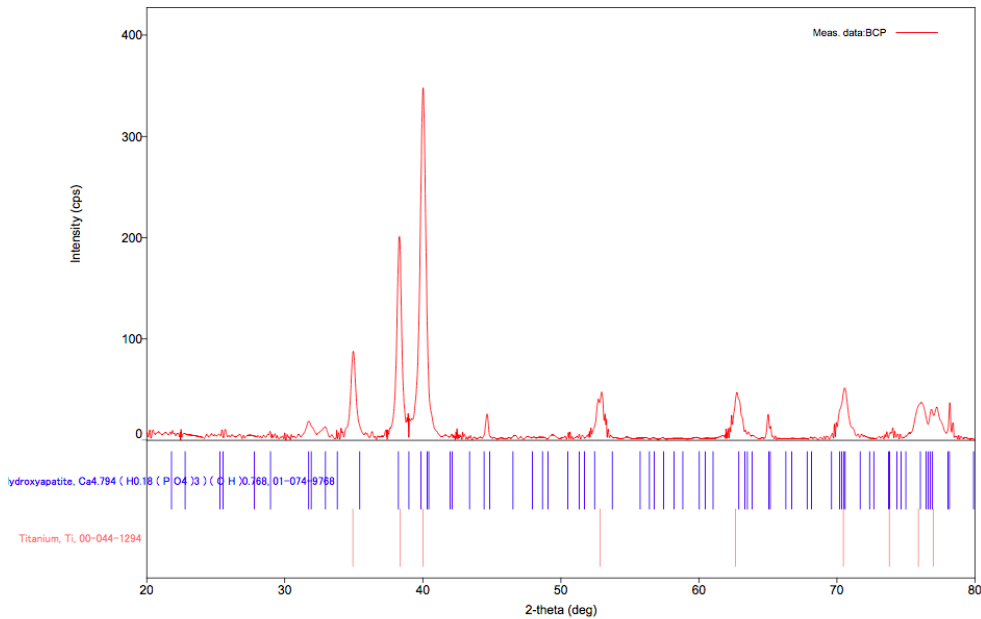


Şekil 6.20 BCP kumlama (H₂O₂) numuneninin EDS analizi

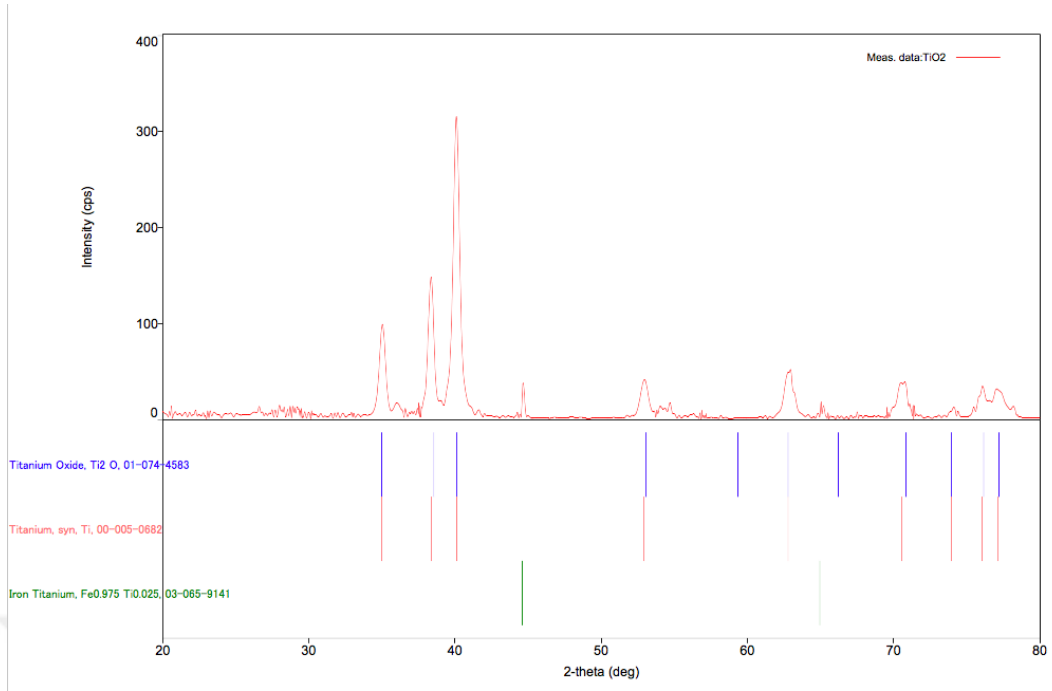
Yapılan EDS analizi sonuçlarında numunelerin yüzeyinde talaşlı işlemeden ya da kumlamadan gelen elementlerle oluşan bir bileşiğe rastlanılmamıştır. 1-5 numaralı numunelerde görülen sodyumun, titanyum üretim prosesinde, titanyum klorürün sodyum ile ısıtılmasından kaynaklandığı düşünülmektedir. TiO_2 ile kumlanan 6-10 numaralı numunelerde Ti dışında anlamlı bir bileşene rastlanmamıştır. Bifazik kalsiyum fosfat ile kumlanan 11-15 numaralı numunelerde, Ti ile bileşik yapmamış olan elementel Ca ve P'a rastlanmıştır. Bunların da kumlama malzemesinden kaynakladığı düşünülmektedir.

6.2 İşlenmiş ve Kumlanmış Yüzeylerin XRD Analizleri

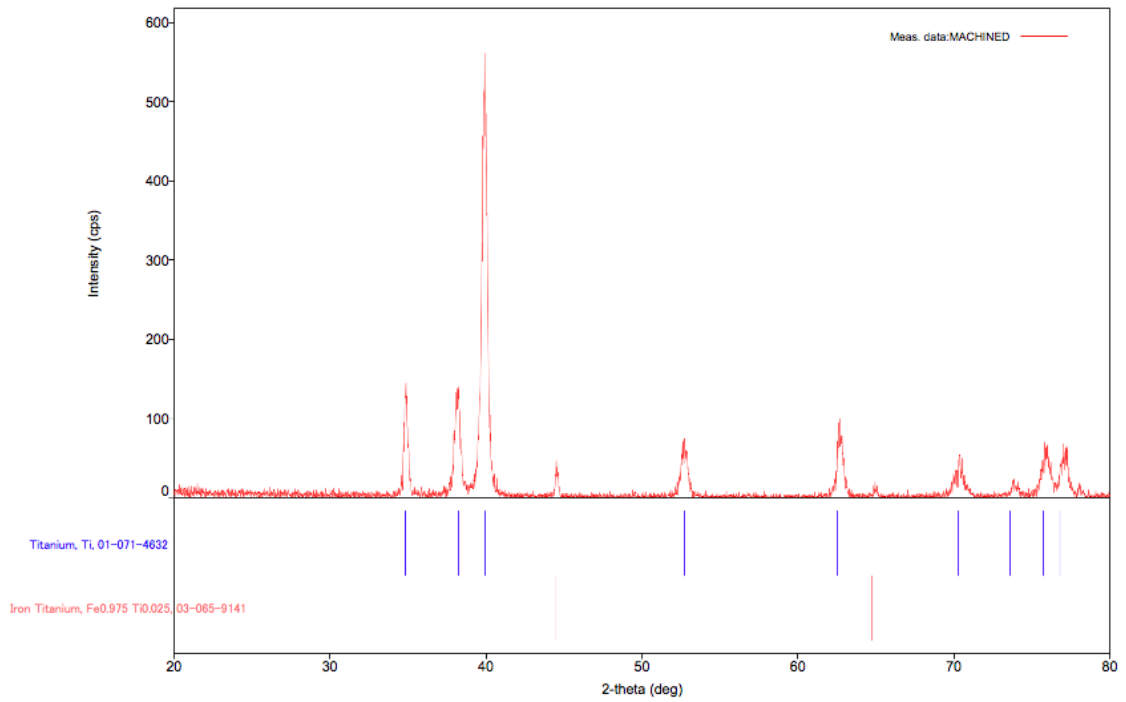
Talaşlı işlenmiş ve BCP ve TiO_2 ile kumlanmış numunelerin yüzeylerine XRD analizi uygulanmış ve sonuçlar Şekil de sunulmuştur. Talaşlı işlenmiş ve TiO_2 ile kumlanmış numunelerde yüzeyde Ti, TiO_2 ve Ti-Fe'ye rastlanmıştır. Ti-Fe'nin talaşlı işleme sırasında şekillendirici uçtan kopan mikro parçacıklardan kaynaklandığı düşünülmektedir. TiO_2 ile kumlamanın bu demir bulaşmasını önlemediği görülmüştür. BCP ile kumlanmış numune yüzeyinde Ti'un yanı sıra hidroksiapatit piklerine de rastlanmıştır. Bu bağlamda kumlamanın BCP ile yapılmasının hem demirin bertaraf edilmesi hem de kalsiyum kalıntıları sayesinde osseointegrasyon artırılması anlamında daha faydalı olduğu düşünülmektedir.



Şekil 6.21 BCP ile kumlanmış numune XRD analizi



Şekil 6.22 TiO₂ ile kumlanmış numune XRD analizi

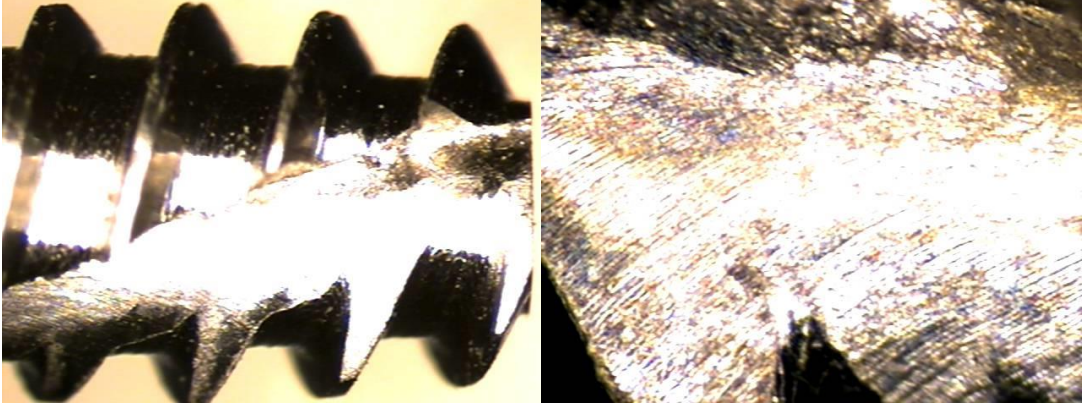


Şekil 6.23 Talaşlı işlenmiş numune XRD analizi

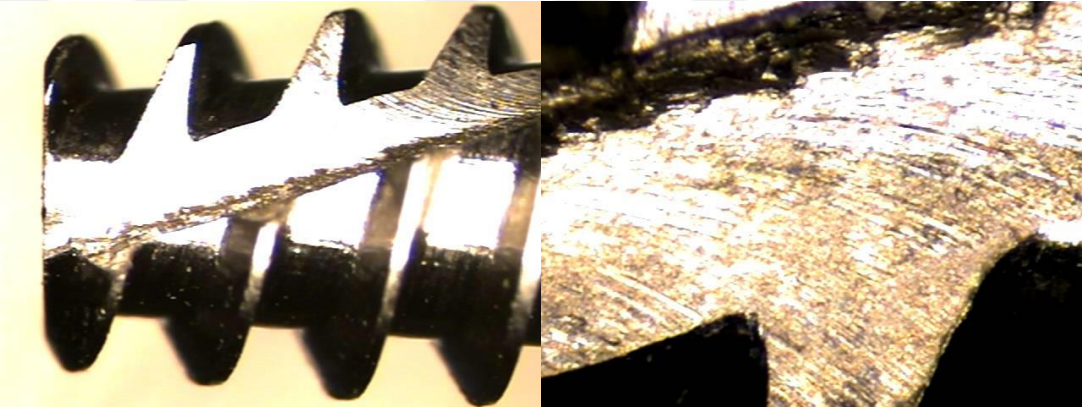
6.3 Fiziksel ve Kimyasal Yüzey Modifikasyonları Görüntüleri ve Pürüzlülük Sonuçları

Çizelge 5.2’de verilen titanyum numunelere uygulanan işlemler sonucunda Quick Scope görüntüleme mikroskobundan elde edilen görüntüler Şekil 6.24 ve Şekil 6.38 arasında verilmiştir. Talaşlı işlenmiş ve kumlanmamış numunelerin yüzeylerine

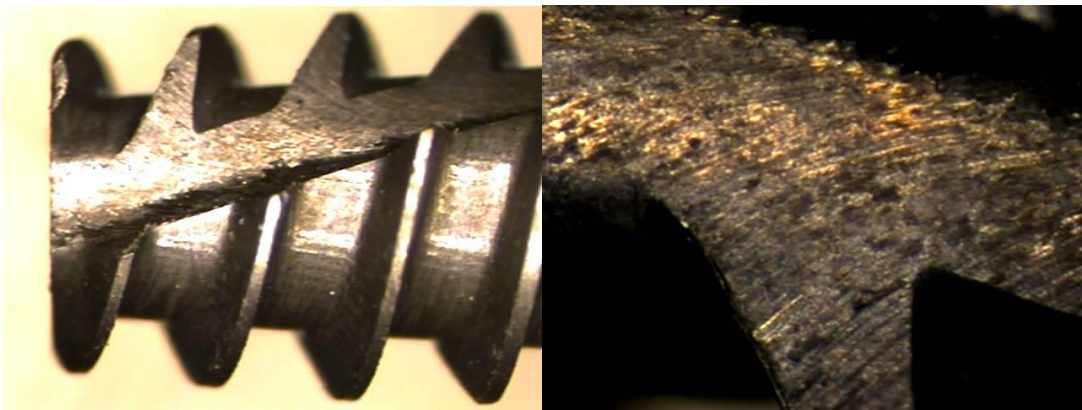
uygulanan HF, takım uçlarının malzeme yüzeyinde oluşturduğu izlerin derinleşmesini sağlamıştır.



Şekil 6.24 Talaşlı işlenmiş titanyum numune görüntüleri (26X – 180X)

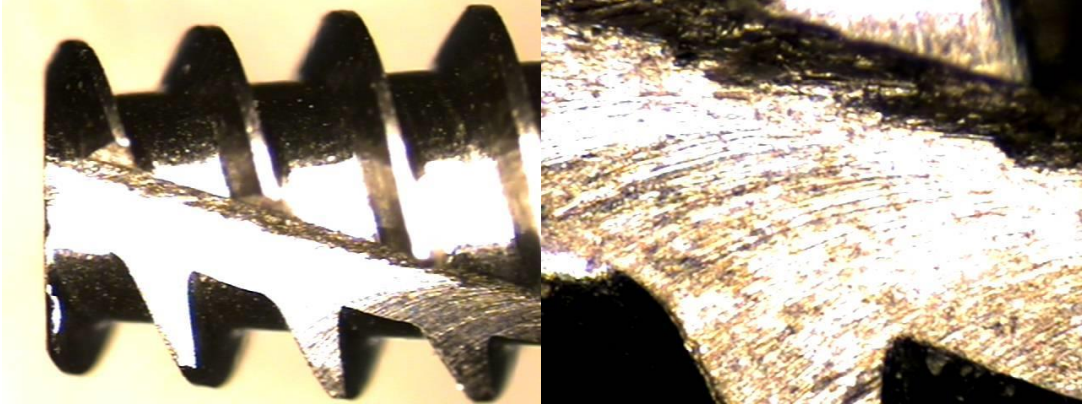


Şekil 6.25 Talaşlı işlenmiş ve %0,2 HF ile muamele edilmiş titanyum numune görüntüleri (26X – 180X)

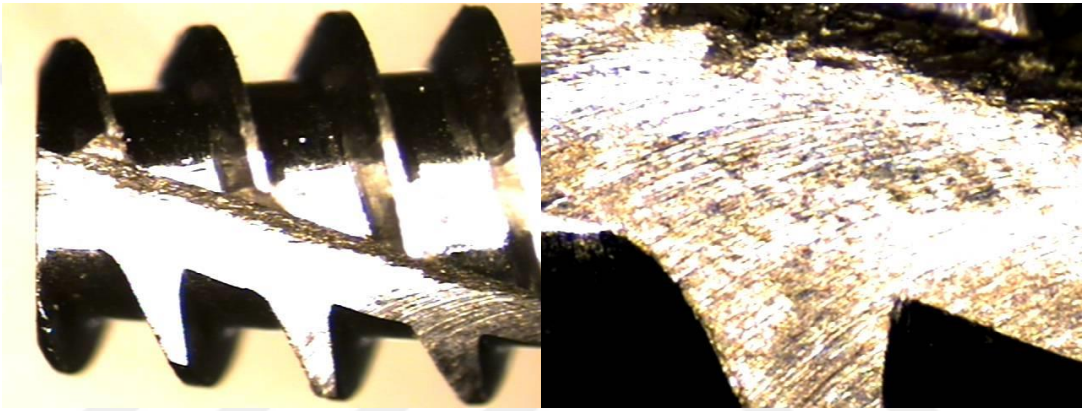


Şekil 6.26 Talaşlı işlenmiş ve %5 HF asiti ile muamele edilmiş titanyum numune görüntüleri (26X – 180X)

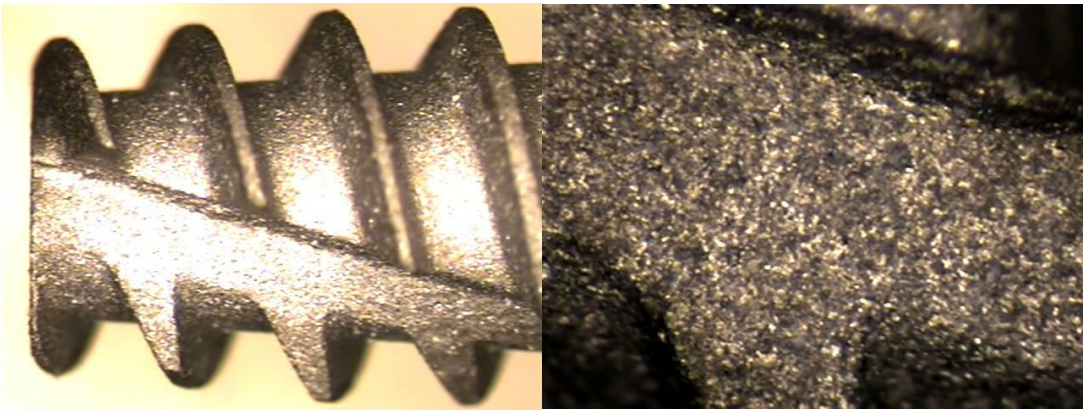
Sterilizasyon için kullanılan EO ile yüzeyi muamele edilmiş numune yüzeylerinde herhangi bir değişikliğe rastlanmamıştır.



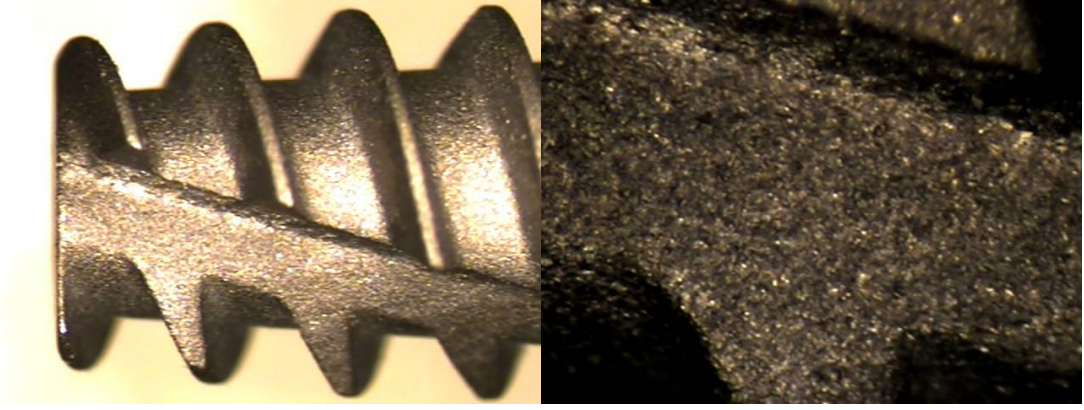
Şekil 6.27 Talaşlı işlenmiş ve EO ile muamele edilmiş titanyum numune görüntüleri (26X – 180X)



Şekil 6.28 Talaşlı işlenmiş ve H_2O_2 ile muamele edilmiş titanyum numune görüntüleri (26X – 180X)

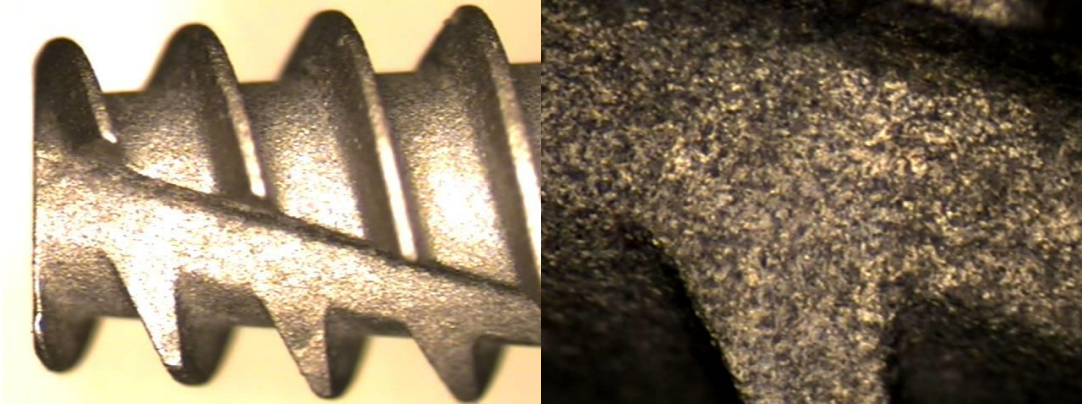


Şekil 6.29 TiO_2 ile kumlanmış ve titanyum numune görüntüleri (26X – 180X)

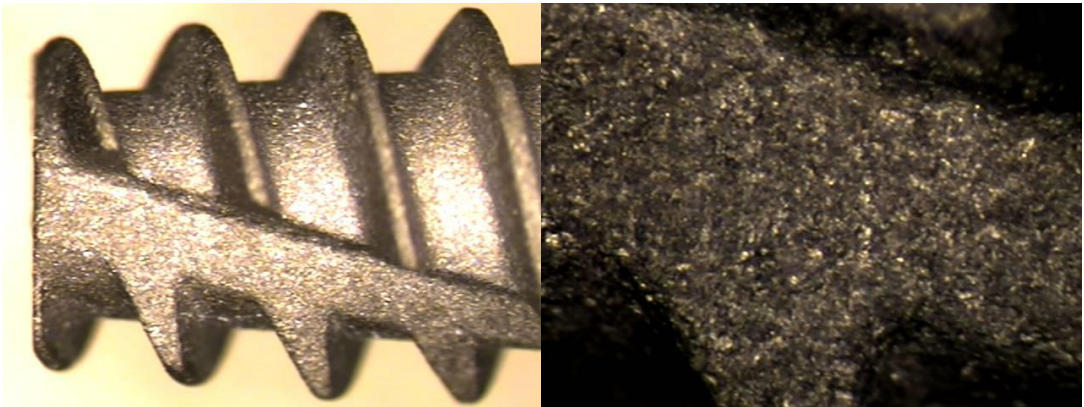


Şekil 6.30 TiO_2 ile kumlanmış ve %0,2 HF ile muamele edilmiş titanyum numune görüntüleri (26X – 180X)

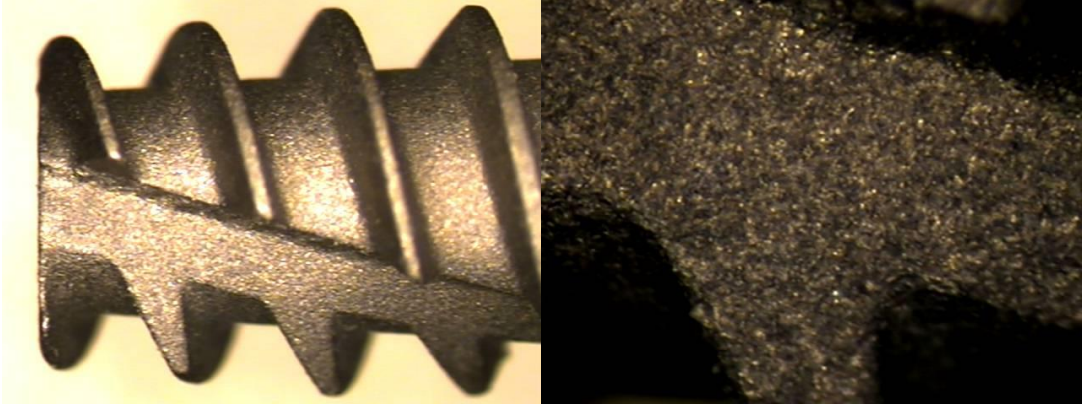
H_2O_2 ile muamele edilmiş yüzeylerde de pürüzlülük teknik olarak anlamlı miktarda değişmemiştir.



Şekil 6.31 TiO_2 ile kumlanmış ve %5 HF ile muamele edilmiş titanyum numune görüntüleri (26X – 180X)

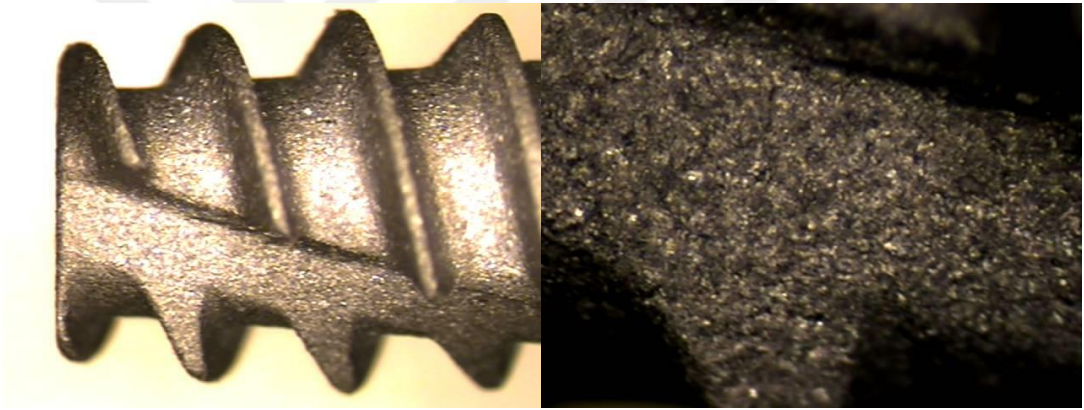


Şekil 6.32 TiO_2 ile kumlanmış ve EO ile muamele edilmiş titanyum numune görüntüleri (26X – 180X)

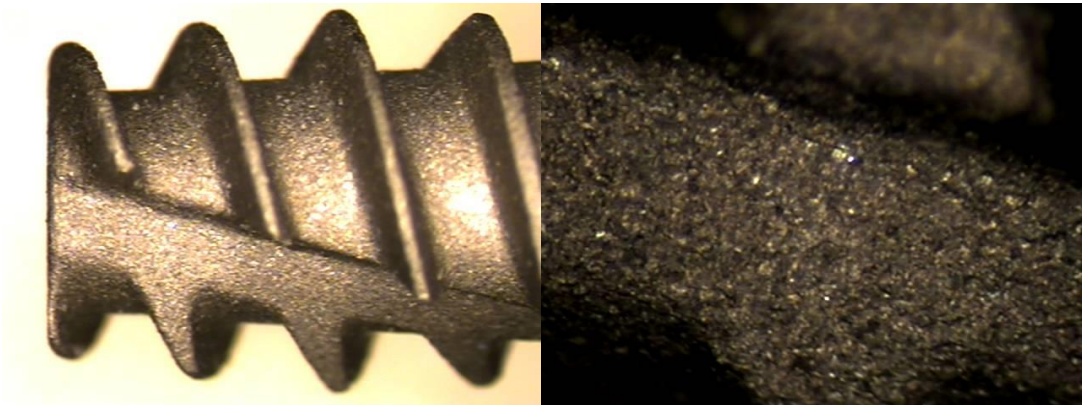


Şekil 6.33 TiO_2 ile kumlanmış ve H_2O_2 ile muamele edilmiş titanyum numune görüntüleri (26X – 180X)

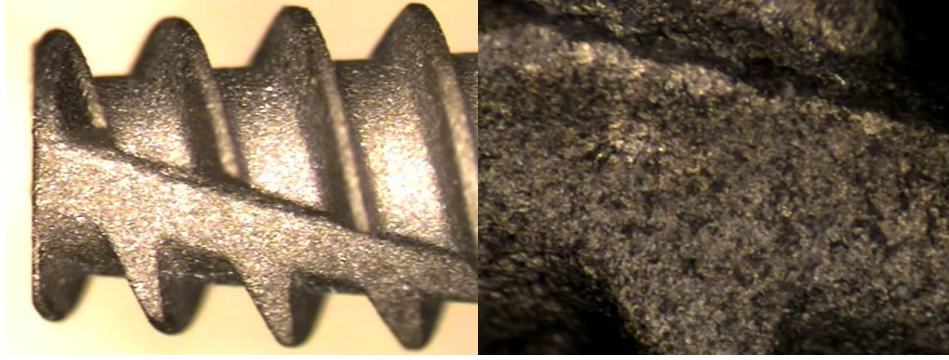
TiO_2 ile kumlanmış numunelerin yüzeylerine uygulanan HF'nin derişiminin pürüzlülük üzerinde çok etkili olduğu görülmüştür. Asit çözeltisinin derişiminin %0,2'den %5'e çıkarılması pürüzlülüğü büyük oranda artırmıştır.



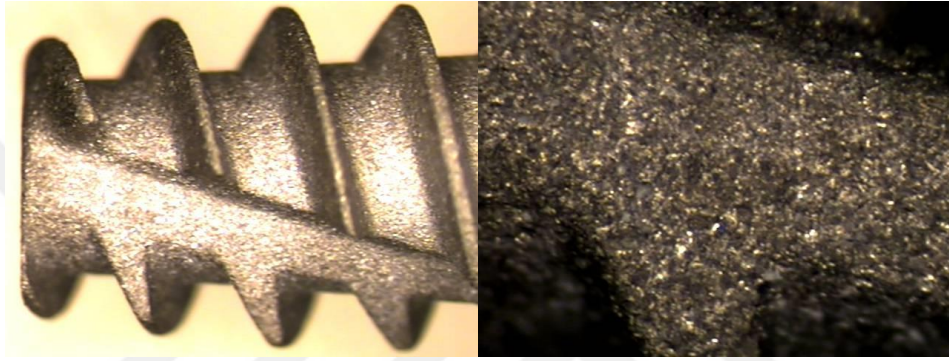
Şekil 6.34 BCP ile kumlanmış titanyum numune görüntüleri (26X – 180X)



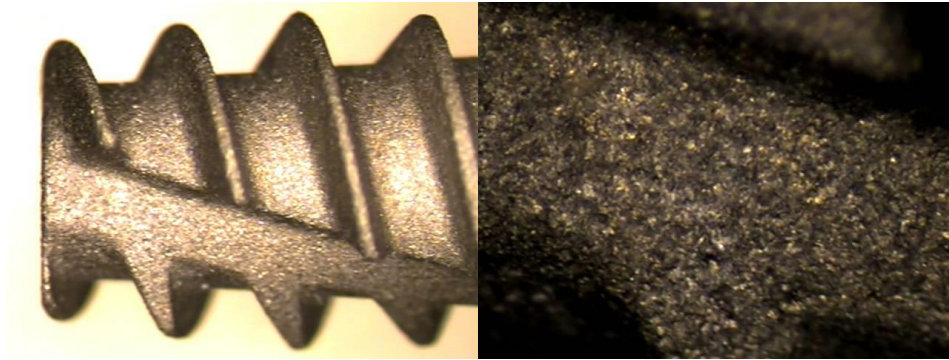
Şekil 6.35 BCP ile kumlanmış ve %0,2 HF ile muamele edilmiş titanyum numune görüntüleri (26X – 180X)



Şekil 6.36 BCP ile kumlanmış ve %5 HF ile muamele edilmiş titanyum numune görüntüleri (26X – 180X)



Şekil 6.37 BCP ile kumlanmış ve EO ile muamele edilmiş titanyum numune görüntüleri (26X – 180X)



Şekil 6.38 BCP ile kumlanmış ve H₂O₂ ile muamele edilmiş titanyum numune görüntüleri (26X – 180X)

BCP ile kumlanmış numunelerin yüzeylerinde HF derişiminin değişimine bağlı olarak oluşan değişiklik TiO₂ ile muamele edilenlerle büyük benzerlik göstermiştir. H₂O₂ ile yapılan yüzey muamelesi de yüzey pürüzlülüğünün yaklaşık %50 artmasına sebep olmuştur, fakat EO ile yapılan yüzey işlemleri numune yüzeylerinde değişikliğe sebep olmamıştır. Yukarıda verilen yüzey modifikasyon işlemlerinin yüzey pürüzlülüğüne etkisi Çizelge 6.1’de verilmiştir.

Çizelge 6.1 Fiziksel ve kimyasal modifikasyonların yüzey pürüzlülük değerleri

Gruplar	Yapılan İşlem	Numune No	R _A		R _z	
			İlk R _A	Son R _A	İlk R _z	Son R _z
1.grup talaşlı işlenmiş	%5 HF	1	0,15	0,49	1,3	3,1
		2	0,26	0,99	1,9	6,4
		3	0,12	0,72	1,1	4,1
	%0.2 HF	4	0,13	0,11	0,8	0,8
		5	0,13	0,15	1	1,2
		6	0,17	0,14	1,6	1
	H ₂ O ₂	7	0,18	0,11	1,4	1
		8	0,14	0,51	1,2	3,2
		9	0,22	0,11	1,7	0,8
	-	10	0,19	-	1,6	-
		11	0,16	-	0,9	-
		12	0,2	-	1	-
	EO	13	0,12	0,66	1,2	7,7
		14	0,1	0,47	0,8	4,6
		15	0,12	0,13	0,8	1,1
2. grup TiO ₂	%5 HF	1	0,9	1,17	5,3	6,6
		2	1,07	1,75	5,1	12,3
		3	0,99	1,06	6	5,6
	%0.2 HF	4	0,86	1,08	4,4	5,9
		5	0,72	0,73	4,4	4,2
		6	0,87	0,95	4,8	5,8
	H ₂ O ₂	7	0,86	0,99	5,2	5,5
		8	0,76	0,71	4,8	4
		9	0,97	1,04	6,7	6,4
	-	10	0,91	-	5,5	-
		11	1,1	-	5,8	-
		12	1,05	-	6,7	-
	EO	13	0,86	0,96	5,2	5,6
		14	0,76	0,9	4,8	6
		15	0,72	0,98	3,9	5,4
3. grup BCP	%5 HF	1	1,17	1,31	7,5	6,7
		2	1,15	1,16	8,5	6,6
		3	1,13	1,73	6,3	11,3
	%0.2 HF	4	1,52	1,55	9,7	8,5
		5	1,27	1,4	6,4	7,4
		6	1,21	1,25	8,3	7,2
	H ₂ O ₂	7	1,13	1,27	6,9	7,4
		8	1,17	1,93	7,7	12,6
		9	1,17	1,25	7,1	8,1
	-	10	1,42	-	6,8	-
		11	1,45	-	7,3	-
		12	1,24	-	7,1	-
	EO	13	1,18	1,5	7,8	8
		14	1,41	1,44	10,1	7,7
		15	1,02	1,01	8	5,6

6.4 İmplantasyon Deneyleri (Takma ve Sökme Torku Ölçüm)

İmplant şeklindeki numunelerin takma ve sökme torkları karşılaştırıldığında sökme torklarının yüzey işleminden bağımsız olarak daha düşük oldukları görülmüştür. Bunun nedeni de plastik çene kemiğinin doğal olarak osseointegrasyona göstermemesidir.

Çizelge 6.2 Takma ve sökme torku sonuçları

Gruplar	İşlemler	Takma Torku	Sökme Torku	İlk R _A	Son R _A
1.grup Talaşlı işlenmiş	%5 HF	39,7	29,4	0,22	0,59
	%0.2 HF	53,2	35,6	0,38	0,35
	H ₂ O ₂	56,3	36,7	0,31	0,29
	-	28,7	20,3	0,27	-
	EO	38	28,2	0,24	0,37
2. grup TiO ₂	%5 HF	40,2	25,6	1,16	1,52
	%0.2 HF	30,3	19,3	0,91	1,29
	H ₂ O ₂	32,3	21,2	1,82	1,25
	-	35,4	25,6	1,63	-
	EO	41,7	28,9	2,1	1,88
3.grup BCP	%5 HF	60	39,2	1,5	2,12
	%0.2 HF	56	36,6	1,72	1,38
	H ₂ O ₂	61,8	45,4	1,9	1,87
	-	49	31,6	1,91	-
	EO	60,3	43,2	1,1	1,25

Fiziksel yüzey modifikasyonu ile elde edilen yüzey topoğrafyasının takma-sökme işleminde deforme olması sebebiyle sökme işleminden sonra elde edilen pürüzlülük değerleri genellikle artış göstermiştir. Takma torkları karşılaştırıldığında en büyük takma-sökme torkunun BCP ile muamele edilmiş numunelerde en yüksek ve TiO₂ ile muamele edilmiş numunelerde en düşük olduğu gözlenmiştir.

6.5 Öneriler

Hastaya yerleştirilen implantın osseointegrasyon olmamasına rağmen BCP ile muamele edilen numunelerde sökme torkunun en yüksek olması, implantın çene kemiğine tutunma performansının en yüksek olduğunu göstermektedir. Sökme sonrası elde edilen yüzey pürüzlülüğünün %5 HF'ten daha düşük olmasına rağmen H₂O₂ ile muamele edilmiş numunelerin kemiğe tutunma performansları daha yüksektir.

Bu sonuçlar doğrultusunda, bu tez çalışmasında implant yüzeylerinin bifazik kalsiyum fosfat ile kumlanması ve ardından yüzeylerinin H_2O_2 ile mumale edilmesi önerilmektedir.

Hücre kültürü yapılarak hangi yüzey işlem modifikasyonu sonucunda en fazla hücre çoğalmasının gerçekleştiğinin incelenmesi, toksik özellik gösterip göstermediğinin anlaşılması için toksisite testlerinin yapılması ve hayvanlar üzerinde takma ve sökme tork değerlerine bakılarak kemik implant uyumunun incelenmesi önerilmektedir.



KAYNAKLAR

-
- [1] Bakke, M., Holm, B. ve Gotfredsen, K., (2002). "Masticatory function and patient satisfaction with implant-supported mandibular overdentures: a prospective 5-year study", *Int. J. Prosthodont.*, 15 (6): 575-81.
 - [2] Rasmusson, L., Roos, J. ve Bystedt, H., (2005). "A 10-year follow-up study of titanium dioxide-blasted implants", *Clin. Implant Dent. Relat. Res.*, 7 (1): 36-42.
 - [3] Steveling, H., Roos, J. ve Rasmusson, L., (2001). "Maxillary implants loaded at 3 months after insertion: results with Astra Tech implants after up to 5 years", *Clin. Implant Dent. Relat. Res.*, 3 (3): 120-4.
 - [4] Doundoulakis, J.H., Eckert, S.E., Lindquist, C.C. ve Jeffcoat, M.K., (2003). "The implant-supported overdenture as an alternative to the complete mandibular denture", *J. Am. Dent. Assoc.*, 134 (11): 1455-8.
 - [5] Bagnò, A. ve Di Bello, C., (2004). "Surface treatments and roughness properties of Ti-based biomaterials", *J. Mater. Sci. Mater. Med.*, 15 (9): 935-49.
 - [6] Scacchi, M., Merz, B.R. ve Schar, A.R., (2000). "The development of the ITI[®] Dental Implant System", *Clin. Oral Implants Res.*, 11 (1): 22-32.
 - [7] Le Guéhennec, L., Soueidan, A., Layrolle, P. ve Amourig, Y., (2007). "Surface treatments of titanium dental implants for rapid osseointegration", *Dent. Mater.*, 23 (7): 844-54.
 - [8] Urban, R.M., Jacobs, J.J., Tomlinson, M.J., Gavrilovic, J., Black, J. ve Peoc'h, M., (2000). "Dissemination of wear particles to the liver, spleen, and abdominal lymph nodes of patients with hip or knee replacement", *J. Bone Joint Surg. Am.*, 82 (4): 457-76.
 - [9] Aparicio, C., Gil, F.J., Fonseca, C., Barbosa, M. ve Planell, J.A., (2003). "Corrosion behaviour of commercially pure titanium shot blasted with different materials and sizes of shot particles for dental implant applications", *Biomaterials*, 24 (2): 263-73.
 - [10] Gotfredson, K., Wennerberg, A., Johansson, C., Skovgaard, L.T. ve Hjorting-Hansen, E., (1995). "Anchorage of TiO₂-blasted, HA-coated, and machined implants: An experimental study with rabbits", *J. Biomed. Mater. Res.*, 29 (10): 1223-31.

- [11] Ivanoff, C.J., Widmark, G., Hallgren, C., Sennerby, L. ve Wennerberg, A., (2001). "Histologic evaluation of the bone integration of TiO₂ blasted and turned titanium microimplants in humans", *Clin. Oral Implants Res.*, 12 (2): 128-34.
- [12] Rasmusson, L., Kahnberg, K.E. ve Tan, A., (2001). "Effects of implant design and surface on bone regeneration and implant stability: an experimental study in the dog mandible", *Clin. Implant Dent. Relat. Res.*, 3 (1): 2-8.
- [13] Albrektsson, T. ve Wennerberg, A., (2004). "Oral implant surfaces: Part 2--review focusing on clinical knowledge of different surfaces", *Int. J. Prosthodont.*, 17 (5): 544-64.
- [14] Astrand, P., Engquist, B., Dahlgren, S., Engquist, E., Feldmann, H. ve Gröndahl, K., (1999). "Astra Tech and Brånemark System implants: a prospective 5-year comparative study. Results after one year", *Clin. Implant Dent. Relat. Res.*, 1 (1): 17-26.
- [15] Gotfredsen, K. ve Karlsson, U., (2001). "A prospective 5-year study of fixed partial prostheses supported by implants with machined and TiO₂-blasted surface", *J. Prosthodont.*, 10 (1): 2-7.
- [16] Gotfredsen, K., Nimb, L., Hjorting-hansen, E., Jensen, J.S. ve Holmen, A., (1992). "Histomorphometric and removal torque analysis for TiO₂hyphen;blasted titanium implants. An experimental study on dogs", *Clin. Oral Implants Res.*, 3 (2): 77-84.
- [17] Gotfredsen, K., (2004). "A 5-year prospective study of single-tooth replacements supported by the Astra Tech implant: a pilot study", *Clin. Implant Dent. Relat. Res.*, 6 (1): 1-8.
- [18] Ericsson, I., Johansson, C.B., Bystedt, H. ve Norton, M.R., (1994). "A histomorphometric evaluation of bone-to-implant contact on machine-prepared and roughened titanium dental implants. A pilot study in the dog", *Clin. Oral Implants Res.*, 5 (4): 202-6.
- [19] Yi, S.W., Ericsson, I., Kim, C.K., Carlsson, G.E. ve Nilner, K., (2001). "Implant-supported fixed prostheses for the rehabilitation of periodontally compromised dentitions: a 3-year prospective clinical study", *Clin. Implant Dent. Relat. Res.*, 3 (3): 125-34.
- [20] Novaes, A.B., Souza, S.L., De Oliveira, P.T. ve Souza, A.M., (2002). "Histomorphometric analysis of the bone-implant contact obtained with 4 different implant surface treatments placed side by side in the dog mandible", *Int. J. Oral Maxillofac. Implants*, 17 (3): 377-83.
- [21] Piattelli, M., Scarano, A., Paolantonio, M., Lezzi, G., Petrone, G. ve Piattelli, A., (2002). "Bone Response to Machined and Resorbable Blast Material Titanium Implants: An Experimental Study in Rabbits", *J. Oral Implantol.*, 28 (1): 2-8.
- [22] Massaro, C., Rotol, P., De Riccardis, F., Milella, E., Napoli, A., Wieland, M., Textor, M., Spencer, N.D. ve Brunette D.M., (2002). "Comparative investigation of the surface properties of commercial titanium dental implants. Part I: chemical composition", *J. Mater. Sci. Mater. Med.*, 13 (6):

535-48.

- [23] Klokkevold, P.R., Nishimura, R.D., Adachi, M. ve Caputo, A., (1997). "Osseointegration enhanced by chemical etching of the titanium surface. A torque removal study in the rabbit", *Clin. Oral Implants Res.*, 8 (6): 442-7.
- [24] Wong, M., Eulenberger, J., Schenk, R. ve Hunziker, E., (1995). "Effect of surface topology on the osseointegration of implant materials in trabecular bone", *J. Biomed. Mater. Res.*, 29 (12): 1567-75.
- [25] Cho, S.A. ve Park, K.T., (2003). "The removal torque of titanium screw inserted in rabbit tibia treated by dual acid etching", *Biomaterials*, 24 (20): 3611-7.
- [26] Park, J.Y. ve Davies, J.E., (2000). "Red blood cell and platelet interactions with titanium implant surfaces", *Clin. Oral Implants Res.*, 11 (6): 530-9.
- [27] Cochran, D.L., Buser, D., Bruggenkate, C.M., Weingart, D., Taylor, T.M., Bernard, J.P., Peters, F. ve Simpson, J.P., (2002). "The use of reduced healing times on ITI implants with a sandblasted and acid-etched (SLA) surface: early results from clinical trials on ITI SLA implants", *Clin. Oral Implants Res.*, 13 (2): 144-53.
- [28] Cochran, D.L., Schenk, R.K., Lussi, A., Higginbottom, F.L. ve Buser, D., (1998). "Bone response to unloaded and loaded titanium implants with a sandblasted and acid-etched surface: a histometric study in the canine mandible", *J. Biomed. Mater. Res.*, 40 (1): 1-11.
- [29] Albrektsson, J., Johansson, T., Lundgren, C., Sul, A.K. ve Gottlow Y.T., (2000). "Experimental studies on oxidized implants. A histomorphometrical and biomechanical analysis", *App Osseointegration*, 1: 21-24.
- [30] Henry, P., AE, T., Allan, BP. ve Johansson, C., (2000). "Removal torque comparison of TiUnite and turned implants in the Greyhound dog mandible", *App Osseointegration*, 1: 15-17.
- [31] Larsson, C., Thomsen, P., Aronsson, B.O., Rodahl, M., Lausmaa, J., Kasemo, B. ve Ericson, L.E., (1996). "Bone response to surface-modified titanium implants: studies on the early tissue response to machined and electropolished implants with different oxide thicknesses", *Biomaterials*, 17 (6): 605-16.
- [32] Sul, Y.T., Johansson, C.B., Röser, K. ve Albrektsson, T., (2002). "Qualitative and quantitative observations of bone tissue reactions to anodised implants", *Biomaterials*, 23 (8): 1809-17.
- [33] Sul, Y.T., Johansson, C.B., Jeong, Y., Wennerberg, A. ve Albrektsson, T., (2002). "Resonance frequency and removal torque analysis of implants with turned and anodized surface oxides", *Clin. Oral Implants Res.*, 13 (3): 252-9.
- [34] Jungner, M., Lundqvist, P. ve Lundgren, S., (2005). "Oxidized titanium implants (Nobel BiocareR TiUnitetm) compared with turned titanium implants (Nobel BiocareR mark IIIltm) with respect to implant failure in a group of consecutive patients treated with early functional loading and two-stage protocol", *Clin. Oral Implants Res.*, 16 (3): 308-12.

- [35] Glauser R., Lundgren, A., Gottlow, J., Sennerby, L., Portmann, M., Ruhstaller, P. ve Hämmerle, C., (2003). "Immediate occlusal loading of Brånemark TiUnite implants placed predominantly in soft bone: 1-year results of a prospective clinical study", *Clin. Implant Dent. Relat. Res.*, 5 (1): 47-56.
- [36] Glauser, R., Zembic, A., Ruhstaller, P. ve Windisch, S. (2007). "Five-year results of implants with an oxidized surface placed predominantly in soft quality bone and subjected to immediate occlusal loading", *J. Prosthet. Dent.*, 97 (6): S59-68.
- [37] Rocci, A., Martignoni, M. ve Gottlow, J., (2003). "Immediate loading of Brånemark System TiUnite and machined-surface implants in the posterior mandible: a randomized open-ended clinical trial", *Clin. Implant Dent. Relat. Res.*, 5 (1): 57-63.
- [38] Romero-Martínez, N., (2014). "Surface Characteristics of The Implant Systems and Osseointegration", 1: 43-50.
- [39] Yamazoe, J., Nakagawa, M., Matono, Y., Takeuchi, A. ve Ishikawa, K., (2007). "The development of Ti alloys for dental implant with high corrosion resistance and mechanical strength", *Dent. Mater. J.*, 26 (2): 260-7.
- [40] Anderson, P.A., Copenhaver, J.C., Tencer, A.F. ve Clark, J.M., (1991). "Response of cortical bone to local controlled release of sodium fluoride: The effect of implant insertion site", *J. Orthop. Res.*, 9 (6): 890-901.
- [41] Ellingsen, J.E., (1995). "Pre-treatment of titanium implants with fluoride improves their retention in bone", *J. Mater. Sci. Mater. Med.*, 6 (12): 749-753.
- [42] Ellingsen, J.E., Johansson, C.B., Wennerberg A. ve Holmén A., (2004). "Improved retention and bone-to-implant contact with fluoride-modified titanium implants", *Int. J. Oral Maxillofac. Implants*, 19 (5): 659-66.
- [43] Geckili, O., Bilhan, H. ve Bilgin, T., (2009). "A 24-week prospective study comparing the stability of titanium dioxide grit-blasted dental implants with and without fluoride treatment", *Int. J. Oral Maxillofac. Implants*, 24 (4): 684-8.
- [44] Bilhan, H., Geckili O., Mumcu, E., Bozdağ, E., Sünbüloğlu, E. ve Kutay, O., (2010). "Influence of surgical technique, implant shape and diameter on the primary stability in cancellous bone", *J. Oral Rehabil.*, 37 (12): 900-7.
- [45] LeGeros, R.Z., (2002). "Properties of osteoconductive biomaterials: calcium phosphates", *Clin. Orthop. Relat. Res.*, 395: 81-98.
- [46] Cooper, L.F., Masuda, T., Yliheikkilä, P.K. ve Felton, D.A., (1998). "Generalizations regarding the process and phenomenon of osseointegration. Part II. In vitro studies", *Int. J. Oral Maxillofac. Implants*, 13 (2): 163-74.
- [47] Caulier, H., Vercaigne, S., Naert, I., Van Der Waerden, J.P., Wolke, J.G, Kalk, W. ve Jansen, J.A., (1997). "The effect of Ca-P plasma-sprayed coatings on the initial bone healing of oral implants: An experimental study in the goat", *J. Biomed. Mater. Res.*, 34 (1): 121-8.
- [48] Gaviria, L., Salcido, J.P., Guda, T. ve Ong, J.L., (2014). "Current trends in dental

- implants", J. Korean Assoc. Oral Maxillofac. Surg., 40 (2): 50-60.
- [49] Ballı, B. (2014). Titanyum Esaslı Dental İmplantlar İçin Farklı Yüzey Modifikasyon Uygulamaları ve Karakterizasyonu, Yüksek Lisans Tezi, DEU Fen Bilimleri Enstitüsü, İzmir.
- [50] Çini, A., (2015). Yetersiz Kemik Seviyesi Olan Çeneler İçin Yeni Dental İmplant Tasarımı, Doktora Tezi, Hitit Fen Bilimleri Enstitüsü, Çorum.
- [51] Albrektsson, T., Brånemark, P.I., Hansson, H.A. ve Lindström, J., (1981). "Osseointegrated titanium implants. Requirements for ensuring a long-lasting, direct bone-to-implant anchorage in man", Acta Orthop. Scand., 52 (2): 155-70.
- [52] Turanlı, A.E., (2011). Metal+Gaz Hibrit İyon İmplantasyon Yöntemiyle Modifiye Edilmiş Saf Titanyum (Grade-4) Dental İmplant malzemelerinin In Vitro Hücre Tutunmasına Etkisi, EÜ Fen Bilimleri Enstitüsü, İzmir.
- [53] Menzek, A., (2012). Kısa İmplantlar, Bitirme Tezi, EÜ Sağlık Bilimleri Enstitüsü, İzmir.
- [54] Gaviria, L., Salcido, J.P., Guda, T. ve Ong, J.L., (2014). "Current trends in dental implants", J. Korean Assoc. Oral Maxillofac. Surg., 40 (2): 50-60.
- [55] Collings, E.W., (1984). The physical metallurgy of titanium alloys ASM Series in Metal Processing, Edward Arnold Publ, Australia.
- [56] Ratner, B.D., Hoffman, A.S., Schoen, F.J., ve Lemons, J.E., (1996). Biomaterials Science, Academic Press, San diego.
- [57] Imam, M. ve Fraker, A., (1996). "Titanium alloys as implant materials", ASTM Spec. Tech. Publ., 1272: 316.
- [58] Barbucci, R., (2002). Integrated Biomaterials Science, First Edition, Springer, New York.
- [59] Khan, M.A., Williams, R.L. ve Williams, M.A., (1999). "Conjoint corrosion and wear in titanium alloys", Biomaterials, 20 (8): 765.
- [60] Rabbe, L.M., Rieu, J., Lopez, A. ve Combrade, P., (1994). "Fretting deterioration of orthopaedic implant materials: search for solutions", Clin. Mater., 15 (4): 221-226.
- [61] Rosenberg, E.S., Torosian, J.P. ve Slots, J., (1991). "E.S. Rosenberg, J.P. Torosian, J. Slots, Microbial differences in 2 clinically distinct types of failures of osseointegrated implants", Clin. Oral Implants Res., 2 (3): 135-44.
- [62] Schou, S., Holmstrup, P., Hjorting-hansen, E. ve Lang, N.P., (1992). "Plaque-induced marginal tissue reactions of osseointegrated oral implants: a review of the literature", Clinical Oral Implants Research, 3 (4): 149-61.
- [63] Yenyol, S., (2006). Saf Titanyum İmplant Yüzeylerinin Değişik Yöntemlerle Modifikasyonu Ve Karakterizasyonu- In Vitro Çalışma, Doktora Tezi, İÜ Sağlık Bilimleri Enstitüsü, İstanbul.
- [64] Textor, M., Frauchiger, V., Tosatti, S., Sitting, C. ve Brunnete, D.M., (2001). Properties and biological significance of natural oxide films on titanium and its

alloys, Springer, Berlin, Heidelberg.

- [65] Choi, J., Wehrspohn, R.B., Lee, J. ve Gosele, U., (2004). "Anodization of nanoimprinted titanium: a comparison with formation of porous alumina", *Electrochim. Acta*, 49 (16): 2645-2652.
- [66] Branemark, P., (1983). "Osseointegration and its experimental background", *J. Prosthet. Dent.*, 50 (3): 399-410.
- [67] Kaya, E., (2010). İki Farklı Yüzey Özelliğine Sahip Dental İmplantların İmmediat ve Konvansiyonel Yüklemlerinde Elde Edilen Sonuçların Klinik Radyolojik Olarak İncelenmesi, Doktora Tezi, EÜ Sağlık Bilimleri Enstitüsü, İzmir.
- [68] Morra, M., (2007). "Biomolecular modification of implant surfaces", *Expert Rev. Med. Devices*, 4 (3): 361-72.
- [69] Puleo, D.A. ve Nanci, A., (1999). "Understanding and controlling the bone-implant interface", *Biomaterials*, 20 (23): 2311-21.
- [70] Morra, M., "Biochemical modification of titanium surfaces: peptides and ECM proteins", *Eur. Cell&Materials*, 12: 1-15.
- [71] Yao, C. ve Webster, T.J., (2006). "Anodization: a promising nanomodification technique of titanium implants for orthopedic applications", *J. Nanosience Nanotechnol.*, 6 (9-10): 2682-92.
- [72] Mendonça, G., Mendonça, D.B., Aragao, F.J. ve Cooper, L.F., (2008). "Advancing dental implant surface technology from micron to nanotopography", *Biomaterials*, 29 (28): 3822-35.
- [73] Kim, T.I., Jang, J.H., Kim, H.W., Knowles, J.C. ve Ku, Y., (2008). "Biomimetic approach to dental implants", *Curr. Pharm. Des.*, 14 (22): 2201-11.
- [74] Sinha, R.K., Morris, F., Shah, S.A. ve Tuan, R.S., (1994). "Surface composition of orthopaedic implant metals regulates cell attachment, spreading, and cytoskeletal organization of primary human osteoblasts in-vitro", *Clin. Orthop. Relat. Res.*, 305: 258-72.
- [75] Bowers, K.T., Keller, J.C., Randolph, B.A., Wick, D.G. ve Michaels, C.M., (1993). "Optimization of surface micromorphology for enhanced osteoblast responses in-vitro", *Int. J. Oral&Maxillofacial Implant.*, 7 (3): 302-10.
- [76] Gronowicz, G. ve McCarthy, M.B., (1996). "Response of human osteoblasts to implant materials: integrin-mediated adhesion", *J. Orthop. Res.*, 14 (6): 878-87.
- [77] Lumbikanonda, N. ve Sammons, R., (2001). "Bone cell attachment to dental implants of different surface characteristics", *Int. J. Oral&Maxillofacial Implant.*, 16 (5): 627-36.
- [78] Ito, Y., Kajihara, M. ve Imanishi, Y., (1991). "Material for enhancing cell adhesion by immobilization of cell-adhesive peptide", *J. Biomed. Mater. Res.*, 25 (11): 13225-37.
- [79] Henry, P.J., (1987). "Comparative surface analysis of two osseointegrated implant systems", *Int. J. Oral&Maxillofacial Implant.*, 2 (1): 23-7.

- [80] Lausmaa, J., Kasemo, B. ve Mattsson, H., (1990). "Surface spectroscopic characterization of titanium implant materials", *Appl. Surf. Sci.*, 44: 133–146.
- [81] Subramani, K. ve Mathew, R.T., (2012). *Titanium Surface Modification Techniques for Dental Implants-From Microscale to Nanoscale*, First Edition, Elsevier Inc.
- [82] Baier, R.E., (1970). *Surface properties influencing biological adhesion, Adhesion in Biological Systems*, New York.
- [83] Williams, J.M. ve Buchanan, R.A., (1985). "Ion implantation of surgical Ti6Al4V alloy", *Mater. Sci. Eng. A*, 691 (1): 237.
- [84] Bonfante, E.A., Granato, R., Marin, C., Giro, G., Coelho, P.G., Jimbo, R. ve Suzuki, M., (2013). "Biomechanical testing of microblasted, acid-etched/microblasted, anodized, and discrete crystalline deposition surfaces: an experimental study in beagle dogs", *Int. J. Oral&Maxillofacial Implant.*, 28 (1): 13-61.
- [85] Franchi, M., Bacchelli, B., Martini, D., Pasquale, V.D., Orsini, E., Ottani, V., Fini, M., Giavaresi, G., Giardino, R. ve Ruggeri, A., (2004). "Early detachment of titanium particles from various different surfaces of endosseous dental implants", *Biomaterials*, 25 (12): 2239-46.
- [86] Kitsugi, T., Nakamura, T., Oka, M., Senaha, Y., Goto, T. ve Shibuya, T., (1996). "Bone-bonding behavior of plasma-sprayed coatings of BioglassR, AW-glass ceramic, and tricalcium phosphate on titanium alloy", *J. Biomed. Mater. Res.*, 30 (2): 261-9.
- [87] Nevins, M., Kim, D.M., Jun, S.H., Guze, K., Schupbach, P. ve Nevins, M.L., (2010). "Histologic evidence of a connective tissue attachment to laser microgrooved abutments: a canine study", *Int. J. Periodontics&Restorative Dent.*, 30 (3): 245-55.
- [88] Coelho, P.G., Jimbo, R., Tovar, N. ve Bonfante, N., (2015). "Osseointegration: hierarchical designing encompassing the micrometer, micrometer, and nanometer length scales", *Dent. Mater.*, 31 (1): 37-52.
- [89] Gao, Y., Liu, Y., Zhou, L., Guo, Z., Rong, M., Liu, X., Lai C. ve Ding, X., (2013). "The effects of different wavelength UV photofunctionalization on micro-arc oxidized titanium", *PLoS One*, 8 (7): e68086.
- [90] Hori, N., Ueno, T., Suzuki, T., Yamada, M., Att, W., Okada, S., Ohno, A., Aita, H., Kimoto, K. ve Ogawa, T., (2010). "Ultraviolet light treatment for the restoration of age-related degradation of titanium bioactivity", *Int. J. Oral&Maxillofacial Implant.*, 25 (1): 49–62.
- [91] Aita, H., Hori, N., Takeuchi, M., Suzuki, T., Yamada, M., Anpo, M. ve Ogawa, T., (2009). "The effect of ultraviolet functionalization of titanium on integration with bone", *Biomaterials*, 30 (6): 1015–25.

ÖZGEÇMİŞ

KİŞİSEL BİLGİLER

Adı Soyadı : Saniye ÖZGÜR
Doğum Tarihi ve Yeri :18.07.1988, Sofya
Yabancı Dili :İngilizce, Almanca
E-posta :saniyeozgur@hotmail.com

ÖĞRENİM DURUMU

Derece	Alan	Okul/Üniversite	Mezuniyet Yılı
Lisans	Met. ve Malz. Müh	Sakarya Üniversitesi	2011
Lise	Sayısal	Kemal Hasoğlu YDA Lisesi	2007

İŞ TECRÜBESİ

Yıl	Firma/Kurum	Görevi
2011-Devam Ediyor	Mode Medikal San. ve Tic. Ltd. Şti.	Üretim Müdürü

YAYINLARI

Proje

1. Proje No: 2015-07-02-YL06 Dental İmplant Malzemelerine Uygulanan Farklı Yüzey Modifikasyonlarının İncelenmesi

